



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA

**TEMA: INVESTIGACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS DE
MATERIALES FLEXIBLES IMPRESOS EN 3D PARA EL DISEÑO E
IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE ÓRTESIS FUNCIONAL DE
MANO, CONTROLADA AUTOMÁTICAMENTE PARA FACILITAR
HABILIDADES MOTRICES**

**AUTORES: LEÓN CÁRDENAS, MANUEL ALEJANDRO
ROMERO ANDRADE, PAUL ALEJANDRO**

DIRECTOR: *Ing.* ANDALUZ ORTÍZ, VICTOR HUGO

LATACUNGA

2018



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**INVESTIGACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES FLEXIBLES IMPRESOS EN 3D PARA EL DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE ÓRTESIS FUNCIONAL DE MANO, CONTROLADA AUTOMÁTICAMENTE PARA FACILITAR HABILIDADES MOTRICES**” realizado por los señores **León Cárdenas, Manuel Alejandro y Romero Andrade, Paul Alejandro** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 19 junio del 2018

Atentamente,

Ing. Víctor H. Andaluz

Director



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **León Cárdenas, Manuel Alejandro y Romero Andrade, Paul Alejandro**, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“INVESTIGACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES FLEXIBLES IMPRESOS EN 3D PARA EL DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE ÓRTESIS FUNCIONAL DE MANO, CONTROLADA AUTOMÁTICAMENTE PARA FACILITAR HABILIDADES MOTRICES”**, es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 19 junio de 2018

Manuel Alejandro León Cárdenas

C.I. 1725809220

Paul Alejandro Romero Andrade

C.I. 0603927559



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTORIZACIÓN

Nosotros **León Cárdenas, Manuel Alejandro y Romero Andrade, Paul Alejandro**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“INVESTIGACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES FLEXIBLES IMPRESOS EN 3D PARA EL DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE ÓRTESIS FUNCIONAL DE MANO, CONTROLADA AUTOMÁTICAMENTE PARA FACILITAR HABILIDADES MOTRICES”**, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Latacunga, 19 junio de 2018

Manuel Alejandro León Cárdenas

C.I. 1725809220

Paul Alejandro Romero Andrade

C.I. 0603927559

DEDICATORIA

Dedico este proyecto y toda mi carrera profesional a mi madre, quien siempre ha sido mi ejemplo a seguir y mi fuerza en los momentos difíciles, por su apoyo total e incondicional y sobretodo su amor. A mis tíos, Hernan y Jenny, quienes me acogieron en su hogar, brindándome su cariño y palabras de aliento. A mi abuelito del cual eh aprendido mucho a lo largo de mi vida, por su amor y esfuerzos por mantener siempre unida la familia. A mi abuelita que siempre nos cuida desde el cielo y quien me impulsó a cumplir todas mis metas. A Doña María quien se convirtió en mí otra abuelita. A mi tío Ivan por su apoyo total a mi madre y a mí en los momentos difíciles, a mis tíos Gonzalo y Enrique por siempre darnos una mano cuando los necesitamos. A toda mi familia y finalmente y no menos a mis amigos quienes siempre estuvieron en los momentos buenos y sobre todo en los malos.

Alejandro

Dedico este trabajo primero a Dios por haberme permitido llegar a este punto de mi vida personal y profesional, a mis papás por su cariño y comprensión durante mi etapa universitaria cuando muchas veces no podía viajar a casa, también por todo el apoyo, principios y valores que me han inculcado desde pequeño y me acompañaron durante toda mi vida. A mi hermano, que es mi ejemplo a seguir demostrando ser un gran profesional y una gran persona. A mi cuñada que siempre ha estado apoyándome y dándome ánimos para seguir hacia adelante. A mi sobrino quien se ha convertido en mi felicidad y es el regalo más lindo que me pudo dar mi hermano. A toda mi familia que siempre han estado pendientes preguntándome como me va en la universidad y dándome la fuerza necesaria para culminar todos mis proyectos y metas. A Marcelita quien me ha brindado su amistad y apoyo desde el momento en que la conocí. Y finalmente a todos mis amigos que siempre me han apoyado en momentos difíciles y con los cuales hemos compartido gratos momentos.

Paul

AGRADECIMIENTO

Primero a Dios, por darnos la vida y habernos guiado a lo largo de la carrera, por fortalecernos en momentos difíciles, permitiéndonos vivir una vida llena de aprendizajes, experiencias y bendiciones. A nuestros padres y familiares, quienes han sido un pilar fundamental en el transcurso de nuestra vida y en especial en la etapa universitaria, que a pesar de la distancia nunca nos abandonaron y fueron un apoyo incondicional en momentos difíciles, dándonos la fuerza y ánimos necesarios para poder culminar con éxito nuestros proyectos propuestos.

Gracias a todos los que hicieron posible este proyecto, al grupo de docentes e investigadores que conforman el Laboratorio de Investigación ARSI, quienes aportaron de una u otra manera con sus enseñanzas y apoyo. Un agradecimiento especial a nuestro director de tesis Doctor Víctor Andaluz por su profesionalismo, conocimientos compartidos, motivación, paciencia y amistad. Nos sentimos muy agradecidos por la ayuda recibida durante el proyecto de titulación.

De igual manera expresar nuestra gratitud al Ing. Oscar Arteaga por sus conocimientos concedidos y habernos guiado durante todo este tiempo siendo muy importante en el desarrollo del proyecto.

Al Doctor Marco Benalcázar, Profesor titular de la Escuela Politécnica Nacional por su predisposición para asesorías externas.

Al cuerpo docente que conforma la Carrera de Ingeniería Mecatrónica por su orientación y vocación a la enseñanza.

Además, un sincero agradecimiento a la Universidad de las Fuerzas Armadas, por todas las oportunidades que nos han brindado para poder desarrollarnos y formarnos como profesionales. A todos los docentes a lo largo de la carrera, por todas sus enseñanzas, consejos y valores que nos han compartido.

A la Dra. Consuelo Acurio quien hizo posible que logremos cumplir nuevas metas.

Al Sr. Segundo Masapanta, por su apoyo en el transcurso de nuestra vida Universitaria.

Finalmente, a todos nuestros compañeros y amigos, quienes se convirtieron en nuestra segunda familia, con los que guardamos gratos momentos de felicidad y tristeza.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiv
RESUMEN.....	xx
ABSTRACT	xxi
CAPÍTULO I	22
FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....	22
1.1. Miembro Superior: La Mano	22
1.1.1 Concepto General	22
1.1.2 Funcionabilidad de la mano	23
1.1.3 Mano Traumática	25
1.1.4 Afecciones progresivas o degenerativas	28
1.1.5 Afecciones por actividades repetitivas	29
1.1.6 Lesiones traumáticas de la mano en el Ecuador.....	31
1.2. Rehabilitación	32
1.2.1 Rehabilitación de mano	32

1.2.2	Movimientos para la rehabilitación de mano.....	33
1.2.3	Características de los ejercicios de terapia de mano	36
1.2.4	Fases de la rehabilitación.....	37
1.3.	Órtesis y sus diferentes tipos.....	38
1.3.1	Clasificación	39
1.3.2	Órtesis de miembros superiores.....	42
1.3.3	Estado del Arte.....	45
1.4.	Propiedades de Materiales Flexibles	47
1.4.1	Propiedades Mecánicas	48
1.4.2	Propiedades Térmicas y Ecológicas	49
1.4.3	Propiedades Eléctricas	49
1.4.4	Propiedades Químicas.....	49
1.5.	Impresoras 3D.....	50
1.5.1	Modelado por deposición fundida (FDM)	50
1.5.2	Sinterización selectiva por láser (SLS).....	50
1.5.3	Estereolitografía (SLA)	51
1.6.	Tipos de materiales Flexibles impresos en 3D	52
1.6.1	NinjaFlex	52
1.6.2	Resina Flexible	53
1.6.3	Semiflex.....	54
1.6.4	FilaFlex	55
1.6.5	Soft PLA	56
1.6.6	TCP FLEX (Co-Poliester Termoplástico) y PET	56

1.7.	Normas para caracterización de polímeros flexibles	57
1.7.1	Técnicas de caracterización	58
1.7.2	Toma de muestras.....	59
1.8.	Diseño Universal.....	60
1.8.1	Diseñar para la discapacidad	62
1.8.2	Consideraciones para el desarrollo de dispositivos médicos	62
1.8.3	Recomendaciones para el diseño de una órtesis de mano	63
1.8.4	Reglas de juego	64
1.9.	Prototipos	64
1.9.1	Principios para crear prototipos.....	64
1.9.2	Clasificación de los prototipos	65
1.9.3	Tecnologías de Construcción de prototipos	66
CAPÍTULO II.....		69
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA ÓRTESIS FUNCIONAL DE MANO		69
2.1	Análisis de Materiales Flexibles	69
2.1.1	Probetas	70
2.1.2	Ensayo de Tracción	71
2.1.3	Resultados de los materiales analizados	74
2.1.4	Selección del material para el prototipo de la órtesis	90
2.2	Diseño mecánico de la órtesis funcional de mano	90
2.2.1	Parámetros de diseño	91
2.2.2	Fuerza Máxima de Agarre	95
2.2.3	Cálculo de esfuerzos críticos en la Órtesis de Mano	96

2.2.4 Cálculo de esfuerzos críticos en el Tensor	101
2.2.5 Diseño del mecanismo de control de movimiento	103
2.2.6 Análisis modelo CAD.....	106
2.3 Selección de componentes eléctricos y control	108
2.3.1 Actuadores	109
2.3.2 Sensores.....	111
2.3.3 Dispositivo para adquirir señales musculares	112
2.3.4 Software de Control	114
2.3.5 Comunicación.....	115
2.3.6 Batería	119
2.4 Diseño del sistema de control para la ótesis funcional de mano.....	122
2.4.1 Algoritmo de Control	122
2.4.2 Adquisición de Señales.....	123
2.4.3 Entrenamiento	127
2.5 Sistema de Control asistido por Computador	130
2.5.1 Diagramas de flujo de programación	130
2.5.2 Interfaz gráfica del sistema de control	133
2.6 Construcción del Prototipo de Ótesis Funcional de Mano.....	138
2.6.1 Ótesis funcional	139
2.6.2 Ensamble de la Ótesis funcional de Mano.....	142
2.7 Construcción de la estación de Rehabilitación.....	144
2.7.1 Mecanismo de control	144
2.7.2 Construcción de la estación	146

2.7.3 Ensamble total de la estación.....	146
CAPÍTULO III	149
PRUEBAS Y RESULTADOS	149
3.1 Movimientos de rehabilitación	149
3.2 Pruebas de funcionamiento	149
3.2.1 Pruebas de funcionamiento de la ótesis sin sujeto de prueba.....	149
3.2.2 Pruebas de funcionamiento de la ótesis con sujeto de prueba.....	151
3.2.3 Tiempo de rehabilitación por ejercicio	152
3.2.4 Tiempo de rehabilitación por sesión	153
3.3 Validación de la hipótesis.....	154
3.3.1 Planteamiento de la hipótesis	154
3.3.2 Validación de la hipótesis.....	154
3.4 Análisis Económico del proyecto.	158
CAPÍTULO IV.....	161
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	161
4.1 CONCLUSIONES.....	161
4.2 RECOMENDACIONES	162
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	164
ANEXOS.....	173

ANEXO A: CARACTERÍSTICAS Y ESPECIFICACIONES DEL FILAMENTO NINJAFLEX

ANEXO B: CARACTERÍSTICAS Y ESPECIFICACIONES DE POLVO RESINA
POLIMÉRICA DE FORMLABS

- ANEXO C:** CARACTERÍSTICAS Y ESPECIFICACIONES DEL FILAMENTO SEMIFLEX
- ANEXO D:** INFORME DE ENSAYO MECÁNICO DE TRACCION A PROBETAS NINJAFLEX
- ANEXO E:** INFORME DE ENSAYO MECÁNICO DE TRACCION A PROBETAS RESINA POLIMÉRICA
- ANEXO F:** INFORME DE ENSAYO MECÁNICO DE TRACCION A PROBETAS SEMIFLEX
- ANEXO G:** CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS MOTOR DYNAMIXEL AX-18
- ANEXO H:** CARACTERÍSTICAS Y ESPECIFICACIONES DEL FILAMENTO PLA
- ANEXO I:** ESQUEMA CONEXIÓN
- ANEXO J:** PROGRAMACIÓN ARDUINO
- ANEXO K:** TABLA DE DISTRIBUCIÓN DEL CHI CUADRADO
- ANEXO L:** PLANOS MECÁNICOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Tipos de Órtesis de dedo	43
Tabla 2 Tipos de Órtesis de mano	44
Tabla 3 Tipos de Órtesis de mano y muñeca.....	45
Tabla 4 Principios para diseño universal	61
Tabla 5 Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-01, dirección XY ...	78
Tabla 6 Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-02, dirección XZ ...	79
Tabla 7 Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-03, dirección ZX ...	81
Tabla 8 Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-01, dirección XZ ...	84
Tabla 9 Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-02, dirección XY ...	85
Tabla 10 Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-03, dirección ZX .	87
Tabla 11 Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-03, dirección ZX.	89
Tabla 12 Medidas antropométricas de la mano	92
Tabla 13 Medidas del grosor de la mano y el pulgar.....	93
Tabla 14 Medidas del ancho de la mano.....	94
Tabla 15 Promedio y desviación estándar de la fuerza máxima de agarre, población femenina.	95
Tabla 16 Promedio y desviación de la fuerza máxima de agarre, población masculina	96
Tabla 17 Tabla de Ponderaciones	109
Tabla 18 Servo Motores Disponibles	110
Tabla 19 Características Técnicas Brazalete Myo.....	113
Tabla 20 Transmisores RS485	117
Tabla 21 Parámetros de selección de la batería	120
Tabla 22 Características Técnicas de Turnigy 9XR 2200mh.....	121

Tabla 23 Gráficas de cada gesto	126
Tabla 24 Características computador escritorio.....	127
Tabla 25 Redes Neuronales	129
Tabla 26 Funcionamiento de órtesis sin sujeto de prueba	150
Tabla 27 Funcionamiento de órtesis con sujeto de prueba	151
Tabla 28 Tiempo de Rehabilitación por ejercicio	152
Tabla 29 Tiempo de rehabilitación por sesión.....	153
Tabla 30 Pruebas de funcionalidad para análisis del Chi Cuadrado	155
Tabla 31 Cálculo para encontrar el Chi Cuadrado	156
Tabla 32 Costos del proyecto	158

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Anatomía de la mano	22
Figura 2 Composición anatómica de la mano	23
Figura 3 Movimientos de Pinza	24
Figura 4 Funcionalidad de la mano: A) Enganchar y B) Asir.....	24
Figura 5 Lesión en los dedos: Mal funcionamiento vascular.....	25
Figura 6 Inervación sensitiva de la mano	26
Figura 7 Fractura de Metacarpiano	27
Figura 8 Deformación de la mano: Artritis Reumatoide	28
Figura 9 Síndrome de Túnel Carpiano	29
Figura 10 Test de Finkelstein.....	30
Figura 11 Afección: Dedo en Gatillo	31
Figura 12 Extensión Metacarpo falángica	34
Figura 13 Flexión y extensión de muñeca	35
Figura 14 Flexión y extensión inter falángica	35
Figura 15 Movimientos Bidigitales	36
Figura 16 Sujeción Bidigital	36
Figura 17 Inmovilización de muñeca y pulgar	39
Figura 18 Órtesis dinámica para dedo pulgar	40
Figura 19 Órtesis correctora para dedo pulgar	40
Figura 20 Órtesis de protección: Collarín cervical.....	41
Figura 21 Órtesis para corrección de columna	41

Figura 22 Órtesis para rehabilitación de mano	42
Figura 23 Órtesis exoesquelética para extremidad inferior	42
Figura 24 Paciente en ensayo clínico del robot PUPArm	46
Figura 25 Órtesis para prevención y tratamiento de STC	47
Figura 26 Mapa: Propiedades de los materiales flexibles	47
Figura 27 Curva Esfuerzo-Deformación	48
Figura 28 Impresión 3D tipo FDM	50
Figura 29 Tecnología SLS.....	51
Figura 30 Tecnología SLA	51
Figura 31 Impresión de Ninjaflex, a diferentes % de Relleno	53
Figura 32 Modulo de tracción y porcentaje de elongación de cada material.	54
Figura 33 Rollo de FilaFlex para imprimir	55
Figura 34 Impresión de una oruga en Soft PLA	56
Figura 35 Etapas para realizar un ensayo	60
Figura 36 Proceso convencional vs proceso con construcción prototipo	66
Figura 37 Dimensiones de probeta normalizada.....	70
Figura 38 Direcciones de impresiones de las probetas	71
Figura 39 Máquina Universal de ensayos MTE – 50	72
Figura 40 Ingreso de medidas de las probetas	72
Figura 41 Ensayo de tracción de pobreta de Resina Polimérica	73
Figura 42 Muestre de datos del ensayo en proceso	74
Figura 43 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en NinjaFlex, plano XY... ..	76
Figura 44 Cálculo de la pendiente de cada probeta.....	77

Figura 45 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en NinjaFlex, plano XZ ...	78
Figura 46 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en NinjaFlex, plano ZX ...	80
Figura 47 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas en Resina Polimérica, plano XZ.....	83
Figura 48 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas en Resina Polimérica, plano XY	84
Figura 49 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas en Resina Polimérica, plano ZX.....	86
Figura 50 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en SemiFlex, plano XY ...	88
Figura 51 Diseño propuesto de la Órtesis funcional.....	91
Figura 52 Medidas antropométricas de la mano	92
Figura 53 Medidas de grosor de la mano y pulgar según Normas DIN 33 402-2.....	93
Figura 54 Medidas de ancho de la mano según Normas DIN 33 402-2.....	94
Figura 55 Sección crítica a tensión dedo meñique	97
Figura 56 Modelado de sección crítica a tensión	97
Figura 57 Sección crítica a flexión dedo meñique	98
Figura 58 Modelado sección crítica a flexión	99
Figura 59 Sección sometida a esfuerzo por corte	100
Figura 60 Tensor: Hilo Nylon de 0,6mm.....	102
Figura 61 Diseño de Eje en Software CAD	103
Figura 62 a) Diagrama de Cargas, b) Diagrama de Fuerzas y c) Diagrama de Momentos	104
Figura 63 Esfuerzo Von-Mises en dedo meñique	106
Figura 64 Análisis de Factor de Seguridad	107
Figura 65 Esfuerzo de Von-Mises en el ensamble de la órtesis	107
Figura 66 Diagrama de bloques del sistema eléctrico y control.....	108
Figura 67 Dynamixel AX-18A Smart Serial Servo.....	111

Figura 68 Sensor de Posición Angular	111
Figura 69 PCB del Servo Motor Dynamixel AX-18A.....	112
Figura 70 Brazalete Myo.....	113
Figura 71 Gestos manuales detectados por sensores musculares EMG patentados	114
Figura 72 Esquema de conexión Half Duplex UART	115
Figura 73 Método multipunto de comunicación Dynamixel	116
Figura 74 Conversor USB a TTL	118
Figura 75 Circuito de control	118
Figura 76 Turnigy 9XR 2200mAh	121
Figura 77 Red Neuronal Multicapa	123
Figura 78 Interfaz de Adquisición de Señales	124
Figura 79 Parámetros de Entrenamiento	124
Figura 80 Movimientos propuestos para entrenamiento del clasificador	125
Figura 81 Toma de muestras.....	126
Figura 82 Procesamiento de datos	128
Figura 83 Comand Window	129
Figura 84 Diagrama de flujo 1	131
Figura 85 Diagrama de Flujo 2	131
Figura 86 Diagrama de Flujo 3	132
Figura 87 Diagrama de Flujo 4	132
Figura 88 Diagrama de Flujo 5	133
Figura 89 Diagrama de Flujo 6	133
Figura 90 Pantalla principal.....	134

Figura 91 Panel de Mando.....	134
Figura 92 Panel de Datos, Parámetros, Nivel y Comunicación	135
Figura 93 Botón Listo.....	135
Figura 94 Movimientos de Rehabilitación Programados (IMC-RPC-FIST)	136
Figura 95 Sesión de Rehabilitación	136
Figura 96 Ventana de funcionalidad	137
Figura 97 Ventana para restaurar sesiones de Rehabilitación.....	137
Figura 98 Ventana: Historial de Rehabilitación	138
Figura 99 Impresora 3D LULZBOT Mini	139
Figura 100 Software CURA: Parámetros de impresión.....	140
Figura 101 Visualización de diseño en Software Cura	140
Figura 102 Visualización de Soporte en dedo de ótesis	141
Figura 103 Impresión dedo medio: Ótesis de Mano	141
Figura 104 Herramientas para retirar material de soporte.....	142
Figura 105 Ótesis Funcional de Mano	142
Figura 106 Dedos de la Ótesis de Mano con tensores	143
Figura 107 Ensamble de ótesis	143
Figura 108 Impresora 3D Rostov	144
Figura 109 Polea y soporte	145
Figura 110 Construcción Estación de rehabilitación	146
Figura 111 Ensamble del prototipo de estación de rehabilitación	147
Figura 112 Corte a laser del acrílico	147
Figura 113 Ensamble motores	148

Figura 114 Conexión electrónica.....	148
Figura 115 Ensamble final con el computador para el control asistido.....	148
Figura 116 Funcionamiento de órtesis sin sujeto de prueba	150
Figura 117 Movimientos bien realizado	151
Figura 118 Tiempo de rehabilitación por ejercicio	152
Figura 119 Tiempo de rehabilitación por sesión.....	153

RESUMEN

El presente trabajo de titulación realiza la investigación de las características de materiales flexibles impresos en 3D. Para lo cual se utilizó materiales existentes y accesibles en el país, como lo son NinjaFlex, SemiFlex y Resina Polimérica. Se utilizó probetas para realizar ensayos de tracción y se determinó como mejor material al polímero SemiFlex, que presenta un esfuerzo máximo a la tracción de 20,33 [MPa] y un módulo de elasticidad de 4.94 [MPa]. Debido a la flexibilidad y resistencia que el material ofrece, se propone el diseño de un prototipo de órtesis funcional de mano para rehabilitación, el diseño se genera en función a medidas antropométricas para dar la comodidad y ergonomía necesaria. El movimiento de la órtesis funcional se hace por medio de tensores alámbnicos, maniobrados por cuatro motores Dynamixel AX-18A, los tensores permiten realizar movimiento de flexión y extensión de los dedos. Mientras que para el accionamiento de los motores, se enlazan con el computador por medio de comunicación TTL hacia el dispositivo Arduino y mediante comunicación serial se logra la interacción con el software Matlab, en el cual se encuentra programado la interfaz de usuario. La funcionalidad del prototipo de órtesis se valida con un método para pruebas no paramétricas denominado Chi Cuadrado, desarrollando inicialmente un análisis de los tres niveles de rehabilitación, admitidos por el prototipo. La confiabilidad del funcionamiento del prototipo de rehabilitación es de 99,85%.

Palabras clave:

- **CARACTERÍSTICAS DE MATERIALES FLEXIBLES**
- **IMPRESIONES 3D**
- **ÓRTESIS**
- **REHABILITACIÓN**

ABSTRACT

The present degree work investigates the characteristics of flexible materials printed in 3D. For this purpose, existing and accessible materials in the country were used, such as NinjaFlex, Semi-Flex and Polymer Resin. Test pieces were used for tensile testing and determined as the best material the SemiFlex polymer, which has a maximum tensile strength of 20.33 MPa and a modulus of elasticity of 4.94 MPa. Due to the flexibility and resistance that the material offers, the design of a prototype of a functional hand orthosis for rehabilitation is proposed. The design is generated according to anthropometric measurements to give the necessary comfort and ergonomics. The movement of the functional orthosis is carried out by means of wired tensioners, maneuvered by four Dynamixel AX-18A motors. The tensioners allow the movement of flexion and extension of the fingers. While for the drive of the engines, it is linked to the computer via TTL communication to the Arduino device and through serial communication is achieved interaction with the Matlab software, in which the user interface is programmed. The functionality of the prototype orthosis is validated by a non-parametric testing method called Chi-Square, initially developing an analysis of the three levels of rehabilitation supported by the prototype. The reliability of the rehabilitation prototype is 99.85%.

Keywords:

- **CHARACTERISTICS OF FLEXIBLE MATERIALS**
- **3D PRINTS**
- **ORTHOSIS**
- **REHABILITATION**

CAPÍTULO I

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1. Miembro Superior: La Mano

1.1.1 Concepto General

La mano se define como una unidad funcional, compuesta por una serie de elementos individuales, con dinámica propia, utilizados como un órgano prensil indispensable en diferentes aspectos de la vida diaria. (Quiñonez, 2005)

Formada por 27 huesos, 35 músculos, 48 nervios, y 123 ligamentos, así también compuesto por un sistema vascular, ver Figura 1.

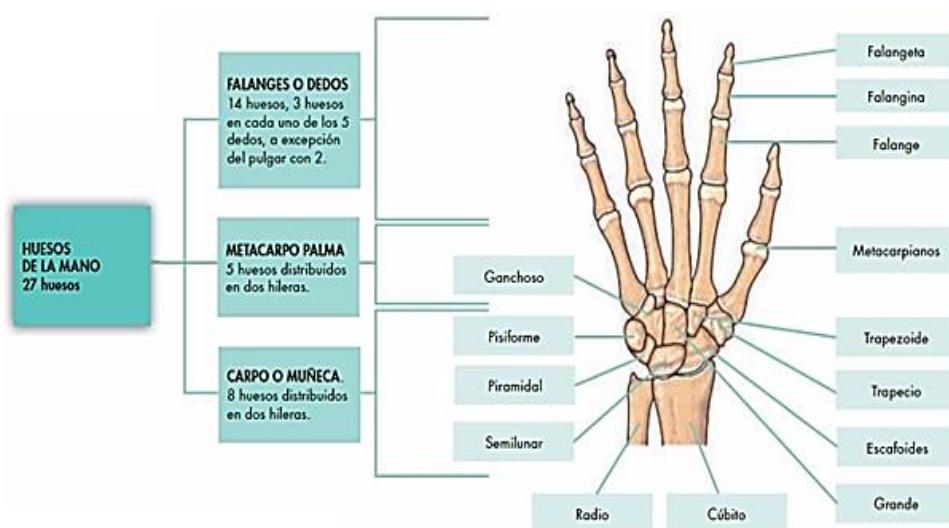


Figura 1 Anatomía de la mano
Fuente: (Rocha, Lara, & Gómez, 2012)

Cada dedo compuesto por tres falanges: distal, medial y proximal, exceptuando el dedo pulgar que solo cuenta con dos falanges: distal y proximal. El dedo pulgar se encuentra fijo por debajo de los otros dedos, ver Figura 2; su función es de cierre y rotación, producto de la gran movilidad de su metacarpo. (Rouviére & Delmas, 2005)



Figura 2 Composición anatómica de la mano
Fuente: (Nachón, 2009)

Por lo dicho, el sistema óseo de la mano se compone de una estructura compleja, formada por una serie de ejes: transverso y longitudinal que beneficia su funcionabilidad. Para la prensión y adaptabilidad de la mano es esencial estos ejes, que permiten una cantidad innumerable de movimientos y sujeteciones.

1.1.2 Funcionabilidad de la mano

Para que exista una coordinación de todos los dedos y puedan realizar las actividades propias de la mano, es importante la disposición de los músculos con respecto a cada dedo (Pascual, 2010), con lo que se logra funciones tales como:

a) Efecto Pinza

Existen diferentes variantes de acuerdo a los dedos y movimientos utilizados con lo que se logra la pinza A) uña-uña, B) pulpejo-pulpejo, C) tridente D) lateral, y múltiple; ver Figura 3. Cada pinza tiene su objetivo específico que solo se logra al tener aptos los músculos que intervienen en cada una de ellas.

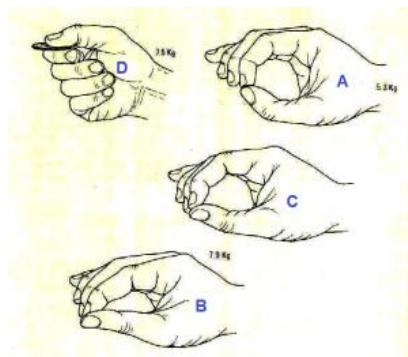


Figura 3 Movimientos de Pinza

Fuente: (Vázquez, 2013)

b) Enganchar y Asir

En el enganche los músculos flexores de los dedos son los encargados de realizar el acto de sostener objetos que tengan un asa, ver Figura 4. La postura de Asir es adoptada para sujetar objetos cilíndricos

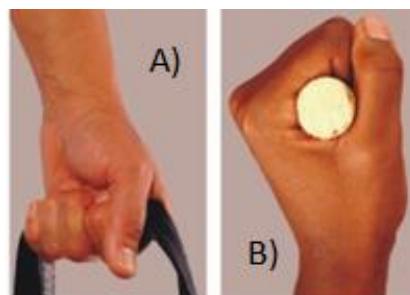


Figura 4 Funcionalidad de la mano: A) Enganchar y B) Asir

Fuente: (Castellanos *et al.*, 2011)

1.1.3 Mano Traumática

Las funciones primarias en la mano son la sensación y movimiento. Estas funciones son complementarias, es decir, si existiera ausencia de movimiento se encontrará la frustración de esfuerzos creativos. En contraste, sin sensibilidad, la movilidad de la mano es incapaz de integrar las funciones emocionales y prensiles. (Ramírez, Ramírez, Ramirez, & Ramírez, 2008)

Al poseer estos dos atributos, la mano es propensa a sufrir traumas por el hecho de tener interacción con el ambiente. El pronóstico realizado a una mano traumatizada, depende en gran medida de un buen examen físico.

a) Lesiones vasculares

Este tipo de lesiones son producidas por elementos corto punzante, quemante, contuso o tracción. La gravedad de la lesión tendrá que ver en la opción de realizar reemplazos de injertos autólogos o de materiales sintéticos. (Wolff, León, Lopera, Castrillón, & Molina, 1997). La Figura 5, muestra una mano con lesiones vasculares.



Figura 5 Lesión en los dedos: Mal funcionamiento vascular
Fuente: (Associazione Nazionale di Pazienti e Famigliari, 2012)

b) Lesión Nerviosa

Pueden ser de tipo sensitivo o motor, esto dependerá del nervio complicado y nivel de lesión. Los tres nervios que inervan la mano son: cubital, mediano y radial, ver Figura 6.

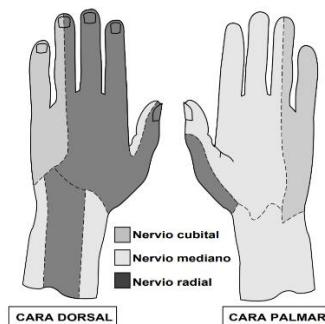


Figura 6 Inervación sensitiva de la mano

Fuente: (Wolff *et al.*, 1997)

En algunos casos de este tipo de lesión para la recuperación es usual utilizar férulas en posición funcional y proceder de igual forma en fisioterapia para recuperar la movilidad.

c) Fractura de Metacarpianos

Existen tres tipos de fractura en el metacarpo: de la base, diafisiarias y distales. La mayoría producidas por deportes de impacto, trabajos pesados (fractura por fatiga), accidentes y edad avanzada. Este tipo de fractura supone el 40% de las fracturas en la mano. (Aquino, Biagioli, & Martínez, 2010)

Para el tratamiento definitivo de una fractura, se basa en la triada:

- Reducción
- Inmovilización
- Tratamiento Funcional

La reducción es importante cuando la fractura está desplazada, esta debe ser exacta y rápida, para corregir las desviaciones, para ello requiere de cirugía. Después se procede a la inmovilización que debe ser absoluta, adecuada, prolongada e ininterrumpida. El tratamiento funcional debe ser precoz para prevenir osteoporosis, atrofia muscular, y rigidez articular, la movilización se hará de modo repetido y ningún ejercicio debe causar dolor. (Huaroto, 2010)



Figura 7 Fractura de Metacarpiano
Fuente: (Juan, 2013)

d) Fractura de Falanges

Se producen de tres tipos: proximal, media y distal. Son asociadas a lesiones avulsivas o aplastamiento, teniendo los mismos factores de riesgo que las fracturas metacarpianas y con tratamiento de la fractura mediante la triada. (Aquino *et al.*, 2010)

e) Lesiones articulares

Principalmente causadas por artritis reumatoide o accidentes de trabajo. Deben ser tratadas mediante cirugías (si es necesario), férulas pasivas y activas para recobrar movilidad y evitar complicaciones como la deformación de los dedos. (Wolff *et al.*, 1997)

1.1.4 Afecciones progresivas o degenerativas

a) Artritis Reumatoide

Se trata de una enfermedad cuya etiología se encuentra en discusión, no posee curso estable y por lo general se produce más en mujeres jóvenes. La artritis reumatoide se encarga de atrofiar los músculos y destruir cartílagos, lo que provoca la deformación de la mano, limitando sus funciones naturales. Es importante tratar esta enfermedad de manera rápida para que no se pierda las funciones de pinza y prensa por ello se utilizan órtesis que garanticen el movimiento activo de los dedos. (Pascual, 2010)

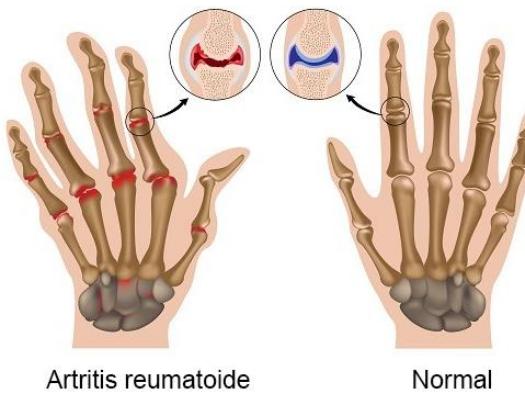


Figura 8 Deformación de la mano: Artritis Reumatoide

Fuente: (Lannes, 2013)

b) Afecciones degenerativas

Aunque no es muy frecuente en la mano también se puede encontrar manifestaciones óseas y articulares de carácter sistémico vinculado a alguna intervención quirúrgica o deterioro de huesos que son hormono dependientes. Existen casos de mano dolorosa que se vuelven permanentes, muchas veces solo se pueden realizar orientaciones terapéuticas de sostén en lo que intervienen órtesis para aliviar el dolor. (Pascual, 2010)

c) Enfermedades del colágeno

Producida de forma genética, ambiental, inmunológica u hormonal. En todas las enfermedades relacionadas a pérdida de colágeno no existen tratamientos de calor local ya que se presenta mayor dolor al recibirla. El tratamiento para esta enfermedad radica en mantener la postura de los dedos y mantener la potencia muscular en lo posible. (Rodrigues, 2010)

1.1.5 Afecciones por actividades repetitivas

a) Síndrome de Túnel Carpiano (STC)

El STC es una de las neuropatías por atrapamiento muy común en la extremidad superior (Oktayoglu *et al.*, 2015). Entre los síntomas que se puede tener es dolor severo, hormigueo, entumecimiento y pérdida de control motor, y reducción de las capacidades de agarre (Villafaña *et al.*, 2013). El flujo sanguíneo en el nervio mediano presenta daño por la alta presión, este aumento de presión se da en la región del túnel carpiano mostrado en la Figura 9.

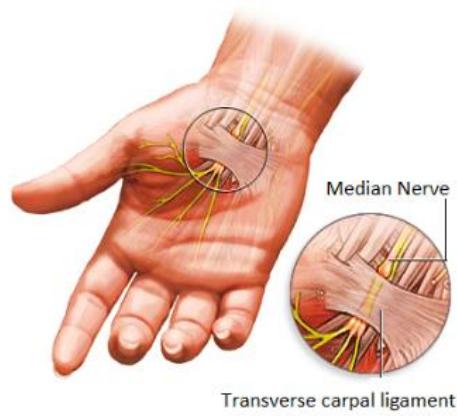


Figura 9 Síndrome de Túnel Carpiano
Fuente: (León *et al.*, 2018)

b) Tenosinovitis de Quervain

Esta afección se define como una de las principales enfermedades musculo esqueléticas ligadas a sobrecarga. Descrita como una inflamación aguda en los tendones que ocupan el primer compartimento extensor de la mano, abductor largo y extensor corto del pulgar. El diagnóstico se basa en el test de Finkelstein que se muestra en la Figura 10.; al cerrar el puño y realizar la maniobra de desvío ulnar, se percibe dolor intenso (Medeiros, Santana, Souza, & Souza, 2016).

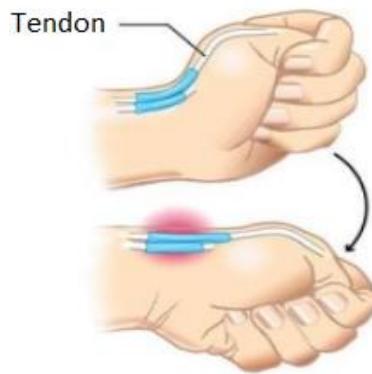


Figura 10 Test de Finkelstein
Fuente: (León *et al.*, 2018)

c) Dedo en Gatillo

El dedo en gatillo o tenositis flexora es una enfermedad que actúa en los tendones flexores de los dedos, produce dolor y limita el movimiento del dedo al realizar la flexión o extensión, como lo mostrado en la Figura 11. Esta patología se la atribuye a factores como enfermedades y esfuerzo excesivo de la mano; sin embargo las causas de aparición del dedo de gatillo también son por la edad avanzada y ocurren con mayor frecuencia en mujeres que en hombres (Langer, Maeir, Michalevich, Applebaum, & Luria, 2016).



Figura 11 Afección: Dedo en Gatillo

Fuente: (León *et al.*, 2018)

1.1.6 Lesiones traumáticas de la mano en el Ecuador

En el Ecuador existen pocos o nulos estudios de traumas de mano, sobre su origen e incidencia. Las estadísticas que se tiene del CONADIS datan del año 2014, los datos sobre discapacidades son que el 48% de estas son físicas. Un estudio determinado en una tesis de pregrado realizada en el mes de Julio del 2009, muestra que en el Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM), la asistencia por alguna patología de miembro superior fue del 17%, como conclusiones de aquel estudio se obtuvo que la mayor parte de patologías se originan en ambientes laborales (Almeida, 2010).

Otro estudio, específicamente en una florícola en la ciudad de Quito, indica gran incidencia de tendinitis de muñeca y otros traumas de mano originados por el uso de herramientas manuales de pinza de forma repetitiva y largos periodos de tiempo. Se determinó también que existe una mayor frecuencia de daño en la mano derecha, debido a que existe un mayor porcentaje de personas diestras en el estudio (Del Pilar, 2010).

Al igual que los escasos estudios de trauma de mano, la rehabilitación de estas patologías de miembros superiores es escasa o necesaria de maquinaria y personal especializado en fisioterapia.

1.2. Rehabilitación

1.2.1 Rehabilitación de mano

Se dice que la rehabilitación es de un conjunto de medidas, técnicas o métodos que permiten restituir las funciones del cuerpo que se han visto limitadas a causa de un accidente o enfermedad que atrofia articulaciones o músculos, logrando recuperar un alto nivel de independencia física. Los principales objetivos de la rehabilitación son prevenir o reducir parcialmente la rigidez en articulaciones y prevenir atrofia en los músculos del miembro afectado. (infomed, 1999a; J Delprat; S Ehrler; M Romain, 2004)

En el momento de la rehabilitación hay que tomar en cuenta que al inicio se debe movilizar suavemente las articulaciones para conseguir el deslizamiento de los tendones, para evitar un sobre esfuerzo y daños al tejido. Por lo cual se debe realizar movimientos suaves sin ningún tipo de órtesis. (Josep Moranta, 2014)

Según (PUPArm), el uso de dispositivos robóticos durante la rehabilitación ayuda al paciente aumentando la intensidad de la terapia, ayuda a corregir los movimientos y mejorarllos, lo que motiva al paciente día tras día. También dicen que los exoesqueletos que se usan para este tipo de terapia tienen el número de grados de libertad alineados con las articulaciones de la mano, sin embargo, por la complejidad cinemática que presenta la mano se debe realizar simplificaciones tanto en el control como en el diseño. (Jorge Díez; Francisco Badesa, 2014)

1.2.2 Movimientos para la rehabilitación de mano

Después de un periodo de inactividad a causa de una lesión, es necesario empezar a trabajar con movimientos progresivos con el fin de recuperar la movilidad máxima posible. Para establecer el volumen de trabajo y la tenacidad con que se debe realizar los movimientos es necesario el asesoramiento de un fisioterapeuta, para así evitar el sobre entrenamiento y sobre esfuerzo, lo que puede causar que la lesión empeore (Peinado, 2011)

Los ejercicios o movimientos para rehabilitación se clasifican en activos o pasivos, esto dependerá si existe o no participación del paciente durante la sesión de rehabilitación. Los ejercicios pasivos son un conjunto de acciones sobre las partes afectadas sin que el paciente realice ningún movimiento voluntario, el paciente no debe ni ejercer resistencia ni ayuda durante los movimientos. Por el contrario, en los ejercicios activos el paciente tiene que utilizar su propia fuerza de forma auto refleja o voluntaria y un fisioterapeuta corrige o controla dichos movimientos (infomed, 1999a).

El objetivo de los de realizar ejercicios activos es evitar la atrofia muscular, aumentar la resistencia muscular, recuperar el máximo de amplitud de los movimientos, evitar la rigidez articular. Dentro de este grupo se destacan tres tipos de ejercicios:

- Activos Asistidos, se realizan cuando el paciente no es capaz de realizar el movimiento y necesita ayuda para la realización. Estos pueden ser autoasistidos (el propio paciente), asistidos manuales (fisioterapeuta) y asistidos mecánicos en los cuales es necesario ayuda mediante aparatos mecánicos como poleas, planos deslizantes, etc. (infomed, 1999b; Eliza, 2012)

- Activos libres: También conocidos como gravitacionales, aquí el paciente ejecuta los movimientos sin ningún tipo de ayuda ni resistencia a excepción de la gravedad. Este tipo de movimientos son sumamente necesarios para mantener la fuerza, coordinación y el ángulo articular. Si el paciente posee una nota de 3 en la valoración muscular puede realizar movimientos activos libres (infomed, 1999b).
- Activos Resistidos: Estos movimientos se realizan con resistencia que pone el fisioterapeuta con sus manos o por medio de otros instrumentos. Principalmente sirven para aumentar el volumen, resistencia y potencia muscular. El paciente debe tener una calificación de 4 en la valoración muscular para poder realizar este tipo de ejercicios (infomed, 1999b) .

Algunos de los ejercicios que se utilizan para la rehabilitación de manos son:

- *Extensión metacarpo falángica de los cuatro últimos dedos:*

En este tipo de rehabilitación el paciente debe introducir la mano en agua tibia y realizar los movimientos de flexión y extensión de 5 a 20 veces y descansar durante 1 minuto. (M Valdazo, 2015)



Figura 12 Extensión Metacarpo falángica

- *Flexión y extensión de muñeca*

Al igual que el ejercicio anterior este se debe repetir de 5 a 10 veces dentro del agua y descansar por 1 minuto en agua fría.(M Valdazo, 2015)

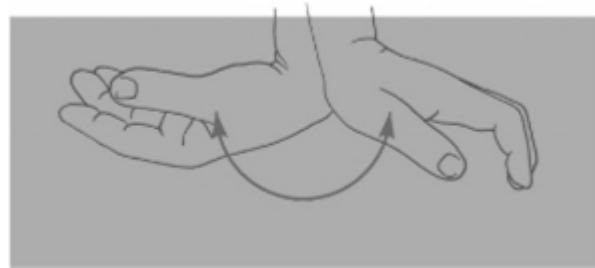


Figura 13 Flexión y extensión de muñeca
Fuente: (M Valdazo, 2015)

- *Flexión y extensión inter falángica proximal*

Se realiza el movimiento de flexión y extensión de las segundas y tercera falanges de los dedos mientras que las primeras falanges se mantienen rígidas.

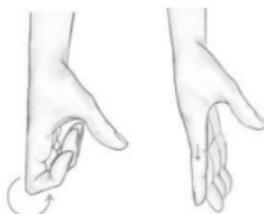


Figura 14 Flexión y extensión inter falángica

Fuente: (Aquino *et al.*, 2010)

- *Movimientos Bidigitales*

Son movimientos en los cuales se cierra hasta la palma y se abre dos dedos mientras los otros dos dedos se mantienen rígidos.



Figura 15 Movimientos Bidigitales

Este tipo de movimientos también permiten sujetar ciertos objetos como se presenta a continuación.



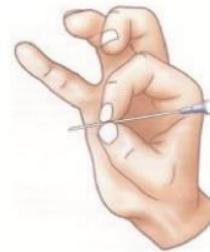
a) Terminal o terminopulpejo



b) Subterminal o del pulpejo



c) Subtermino lateral



d) interdigital laterolateral

Figura 16 Sujeción Bidigital

Fuente: (Maggi, 2017)

1.2.3 Características de los ejercicios de terapia de mano

La función principal de la rehabilitación de mano es realizar programas de ejercicios que conlleven mejoras específicas en las articulaciones y al fortalecimiento de grupos musculares que

actúan en la función manual. La terapia física tiene ejercicios que son activos y autoasistidos pero también permite al paciente realizarlos de forma independiente así ganar más responsabilidad sobre su propio tratamiento.(Sanchez & Jose, 2010)

Según algunos autores si se ejercitan articulaciones que se encuentran inflamadas puede causar daños interarticulares, por lo que es necesario que tanto articulaciones como músculos no se encuentren inflamados para realizar terapia con pelotas de goma, espuma o algún otro objeto que genere resistencia en el momento del ejercicio.(Sanchez & Jose, 2010)

1.2.4 Fases de la rehabilitación

El proceso de recuperación de un paciente lleva varias etapas, dentro de las cuales se ven diferenciadas por las distintas necesidades que requiere cada fase. Por ello para introducir una órtesis funcional para rehabilitación es necesario que el tratamiento del paciente lo lleve a cargo un experto en el tema y saber en qué etapa se puede utilizar el dispositivo. (Maggi, 2017)

En la fase inicial por lo general se deben evitar posiciones que vayan en favor de la gravedad o posturas viciosas, para prevenir esto se hace uso de órtesis pasivas o posturas protectoras, también se realizan movimientos pasivos en los cuales el paciente no realiza esfuerzo para lo cual el paciente necesita de ayuda para ejecutar el movimiento con toda su amplitud y de manera pausada. (Maggi, 2017)

Según Maggi la fase siguiente denominada sub-aguda, el paciente actúa de manera activa en su recuperación, realizando los ejercicios de rehabilitación con su esfuerzo y guía del terapeuta, hay que destacar que en esta etapa se espera mejorar al máximo las funciones perdidas.

Para finalizar el tratamiento se debe realizar la fase de seguimiento en la que el paciente vuelve a ingresar a ser un ser social introduciéndose en sus actividades cotidianas, en esta fase es muy necesario que los avances y recuperación que se ganó en la fase subaguda no se pierdan, por ello en esta etapa se introducen ejercicios que mantengan la condición física y mental del paciente.(Maggi, 2017)

Dentro de la etapa de rehabilitación suele utilizarse dispositivos para que el proceso sea más eficiente y que permitan ejercer una fuerza sobre el miembro a rehabilitar, estos dispositivos sirven para corregir la dirección, intensidad y duración de los ejercicios en el momento de rehabilitación, los mismos a los que se denominan órtesis, estos pueden ser activas, las que ayudan a mejorar y corregir movimientos, o pasivas si lo que el paciente necesita es inmovilizar el miembro afectado. Este tipo de dispositivos deben otorgar al usuario la comodidad necesaria al momento de realizar la sesión de rehabilitación. (Infomed, 1999)

1.3.Órtesis y sus diferentes tipos

Las órtesis pueden definirse como dispositivos mecánicos cuya naturaleza debe ser esencialmente antropomórfica. Además, se deben ajustar al cuerpo de la persona debido a que trabaja en conjunto con el movimiento realizado por el operador. (Herr, 2009)

Según Eisenberg (1995); Es un dispositivo médico con propósito de: “sostener, asistir, adaptar, prevenir, o ser correctivo” y “todos los objetos que quizás son conocidos como apoyos, tablillas, collares, corsés, ayudas, vendajes, o calibradores”.

El término ótesis difiere de una prótesis en que el primero es utilizado para referir un dispositivo que ayuda a una persona con una patología en una extremidad, por otra parte las prótesis suplantan un miembro que ha sido perdido o amputado. (Tucker *et al.*, 2015)

1.3.1 Clasificación

La clasificación de las ótesis depende de su funcionalidad y región anatómica a la que es destinada. Según la funcionalidad:

a) Inmovilizadoras

Permiten la reducción de fuerzas o ya sea de la carga axial sobre el cuerpo, disminuyen la amplitud articular, con la finalidad de fijarlo, descargarlo, estabilizarlo o protegerlo. La inmovilización permite reducir el dolor como la inflamación.



Figura 17 Inmovilización de muñeca y pulgar
Fuente: (Ortopedia Directa, 2003)

b) Dinámicas

También denominada como ótesis funcionales, su trabajo es brindar asistencia facilitando el movimiento a músculos paralizados o débiles. Por lo general cuentan con elementos elásticos que dan movilidad a un segmento de miembro paralizado.



Figura 18 Órtesis dinámica para dedo pulgar
Fuente: (Gorgues, 2009)

c) Correctoras

Son utilizadas en su mayoría durante el desarrollo infantil, ya sea en forma de prevención o corrección de deformaciones por medio de aplicación de fuerzas y momentos correctores.

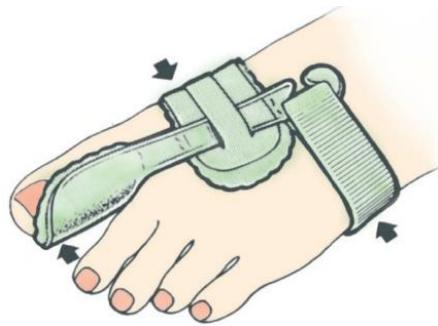


Figura 19 Órtesis correctora para dedo pulgar
Fuente: (Gorgues, 2006)

d) Protectoras

Este tipo de órtesis ayudan en la alineación de un miembro, manteniendo la mala postura debida a malas posiciones, desequilibrios musculares etc. (Vargas Negrín, 2017)



Figura 20 Órtesis de protección: Collarín cervical

Fuente: (Gorgues, 2008)

Según la región anatómica a la que es destinada:

e) Órtesis de Columna

Son utilizadas para estabilizaciones posquirúrgicas, luxaciones o fracturas, esguince cervical, enfermedades degenerativas del disco o hernias discales agudas.



Figura 21 Órtesis para corrección de columna

Fuente: (De Obaldía, 2015)

f) Órtesis de miembro superior

Destinadas para mejorar la energía motora, proteger la muñeca, mano o dedos del dolor, futura deformación o una ya existente.



Figura 22 Ótesis para rehabilitación de mano

Fuente: (Paysant *et al.*, 2007)

g) Ótesis de miembro inferior

Las principales funciones de estas ótesis son de soportar el peso del cuerpo, posibilitar el movimiento y suprimir el dolor. (Maggi, 2017)

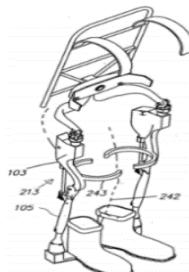


Figura 23 Ótesis exoesquelética para extremidad inferior

Fuente: (Sandoval, López, Gómez, & Cortes, 2017)

1.3.2 Ótesis de miembros superiores

Las ótesis de miembro superior, según el MSC (2011), son: “dispositivos que adaptados externamente sobre cualquier región anatómica de la extremidad superior modifican sus características estructurales o funcionales, con el fin de mantener, mejorar o restaurar la función alterada de la citada extremidad o de alguno de sus segmentos”.

También se las pueden diferenciar, ya sea por su función, como se explica en la sección 1.2.1, o ya sea por su ubicación anatómica de acción las cuales se agrupan en ótesis de dedo, mano,

muñeca, muñeca y mano, mano y dedos, codo, codo y hombro, y finalmente hombro codo y muñeca. (Arce, 2005)

a) Órtesis de dedo

Muy utilizadas tanto en lesiones de partes blandas, fracturas o lesiones nerviosas. De acuerdo al tipo de órtesis permitirán inmovilizar las articulaciones o bien mejorarán la movilidad y darán rehabilitación a la parte afectada del dedo.

Tabla 1

Tipos de Órtesis de dedo

Férula pasiva para dedo pulgar



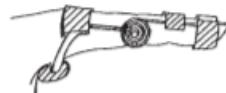
Férula pasiva para dedo



Férula activa para dedo pulgar



Férula activa extensora para dedo



Férula activa flexora para dedo



b) Órtesis de mano

Las órtesis de mano se enfocan en fracturas metacarpofalángicas y van a depender de la función, pasiva o activa.

Tabla 2

Tipos de Órtesis de mano

Férula pasiva para mantener las articulaciones metacarpofalángicas



Férula activa extensora de articulaciones metacarpofalángicas



Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas



Férula activa flexora de articulaciones metacarpofalángicas y aditamento extensor de dedo/s



Fuente: (MSC, 2011)

c) Órtesis de muñeca y mano

Las órtesis de este tipo varían de acuerdo a la función que va desempeñar de acuerdo a la patología que haya sufrido la mano y muñeca por lo cual pueden existir de varios tipos combinándose órtesis pasivas con activas, lo que permite inmovilizar partes de la mano y brindar de igual forma movilidad a otros miembros que lo requieran (Ortopedia Online, 2013).

Tabla 3
Tipos de Órtesis de mano y muñeca

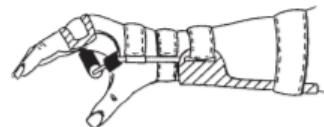
Órtesis Pasiva de muñeca



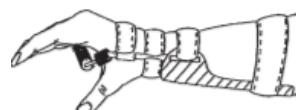
Órtesis Activa de muñeca



Órtesis activa flexora de las articulaciones metacarpofalángicas con estabilización de la articulación de la muñeca



Órtesis activa extensora de las articulaciones metacarpofalángicas con estabilización de la articulación de la muñeca



Fuente: (MSC, 2011)

1.3.3 Estado del Arte

Los últimos avances tecnológicos han logrado beneficiar la creación de órtesis especiales que permiten al paciente desenvolverse sin ayuda y obtener gran comodidad al utilizarlas. Muchas de estos dispositivos son realizadas en laboratorios de investigación como p.ej. el robot PUPArm

desarrollado en la Universidad Miguel Hernández de Elche por el grupo de investigación de Neuroingeniería Biomédica (nBio). El robot es un dispositivo planar, accionado por motores neumáticos que trabajan en dos dimensiones, permiten rehabilitación neuromuscular de los miembros superiores, ver Figura 24. Su aplicación trata de la neurorehabilitación mediante interacción sujeto-máquina en tiempo real. Además permite almacenar parámetros como p.ej. posición, velocidad y fuerzas aplicadas para una mejor evaluación del paciente. Algunas desventajas son que es demasiado grande y para su uso es necesario de un fisioterapeuta. (Ezquerro *et al.*, 2015)



Figura 24 Paciente en ensayo clínico del robot PUPArm
Fuente: (Ezquerro *et al.*, 2015)

Entre otros dispositivos de rehabilitación de discapacidades motrices, se tiene el prototipo de ortesis para prevención y tratamiento de STC, afección padecida mayormente en mujeres al realizar acciones repetitivas. El dispositivo es un mecanismo de Acero inoxidable AISI 304, que consta de 4 servomotores controlados por un microcontrolador en el que se programaron secuencias de movimientos accionadas por pulsadores, ver Figura 25. El dispositivo tiene como fin completar los movimientos dirigidos por un fisioterapeuta. (Garzon & Rubiano, 2013)

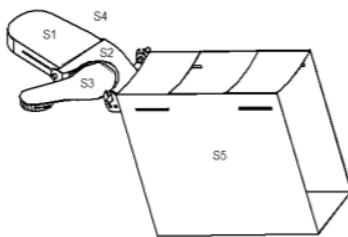


Figura 25 Órtesis para prevención y tratamiento de STC

Fuente: (Garzon & Rubiano, 2013)

En cuanto a nuevas investigaciones en lo que se refiere a materiales, se trata de lograr que las órtesis tengan una mayor resistencia, sean ligeras, las propiedades del material no sean perjudiciales para su uso y adaptables a cada paciente.

1.4. Propiedades de Materiales Flexibles

Las propiedades de un material se definen como características que determinan el comportamiento ante acciones físicas, químicas, mecánicas o tecnológicas (Venteo, 2000). La Figura 26 muestra una parte de la división de propiedades de los materiales flexibles.

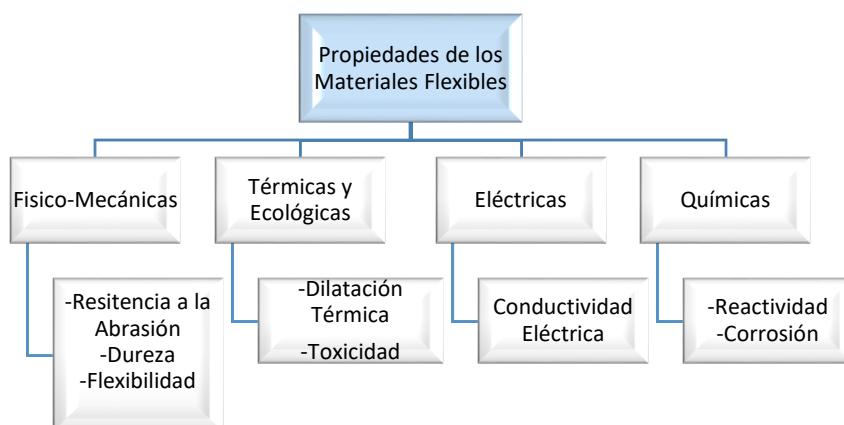


Figura 26 Mapa: Propiedades de los materiales flexibles

Fuente: (Mexplimberos, 2014)

1.4.1 Propiedades Mecánicas

Se relacionan con el comportamiento de un material al ser sometido a esfuerzos. (Sánchez, 2016). Se puede identificar:

a) Tenacidad-Fragilidad

La tenacidad se puede denominar a la resistencia que presenta un material al ser sometido a esfuerzos de deformación lentos, en cuanto la fragilidad es su opuesto, ya que es la facilidad con la que un material se rompe sin que se produzca deformación elástica.

b) Flexibilidad

Según (Guede, González, & Caeiro, 2013), un material flexible es aquél que muestra una gran deformación en la zona elástica, antes de alcanzar la zona plástica, ver Figura 27. Es decir un material con un módulo de Young pequeño sufrirá grandes deformaciones con pequeños esfuerzos, mientras que un material con un módulo de Young elevado sufrirá pequeñas deformaciones con grandes esfuerzos.

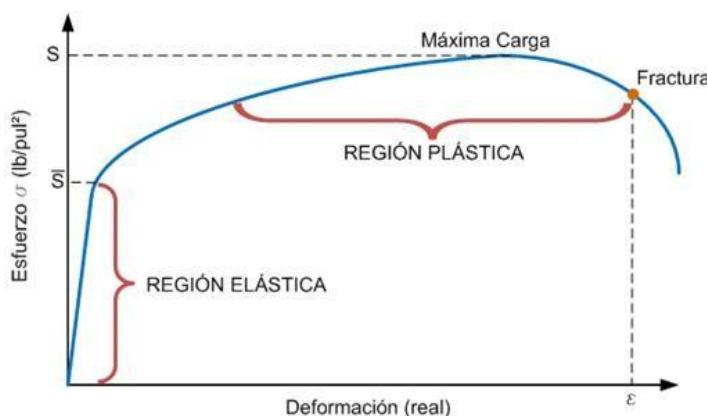


Figura 27 Curva Esfuerzo-Deformación
Fuente: (Herrera, 2016)

c) Dureza

Resistencia que presenta un material a ser rayado por otro, un material es más duro que otro si no puede ser rayado por él. Por lo general la dureza va ligado a la fragilidad, cuanto más duro sea un material más frágil será.

1.4.2 Propiedades Térmicas y Ecológicas**a) Dilatación térmica**

Es la propiedad por la cual algunos materiales aumentar o disminuyen su tamaño al variar su temperatura.

b) Toxicidad

Se trata del carácter nocivo de los materiales hacia los seres vivos o el medio ambiente

1.4.3 Propiedades Eléctricas**a) Conductividad térmica**

La conductividad térmica de un material se relaciona por la capacidad de dejar pasar calor por él. Mientras transmita mejor el calor tendrá mayor conductividad.

1.4.4 Propiedades Químicas**a) Corrosión**

Se trata del deterioro de un material a causa de un ataque electroquímico, producido por su entorno.

b) Reactividad

Tiene que ver con la capacidad de reacción de un material en presencia de otra sustancia.

1.5. Impresoras 3D

Las impresión 3D es un método de fabricación y prototipado rápido, ampliamente usado en la industria desde hace más de 20 años, consiste en generar modelos con volumen en variedad de materiales a partir de un archivo digital. (Clavijo, 2015). Existen diferentes tipos de impresión:

1.5.1 Modelado por deposición fundida (FDM)

Se trata de un modelado por filamento extruido por una boquilla, para construir objetos de plástico principalmente. Se denomina de igual forma fabricación aditiva, ya que se la realiza por una sucesión de capas de la parte inferior, hacia arriba. (Hiemenz, 2011)

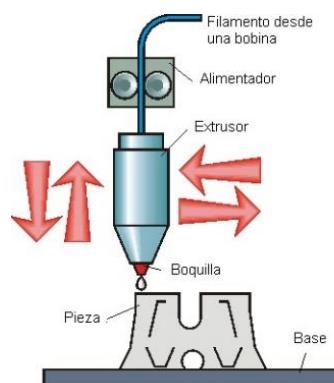


Figura 28 Impresión 3D tipo FDM
Fuente: (Gonzales, 2013)

1.5.2 Sinterización selectiva por láser (SLS)

La técnica SLS se basa en el prototipado rápido de adición capa por capa de polvo, con décimas de milímetro de espesor, en un recipiente con temperatura ligeramente por debajo de la

fusión del polvo. El proceso necesita de un láser de CO₂ que se encarga de sinterizar el polvo en las coordenadas deseadas, provocando la solidificación de las partículas. Como material de soporte se utiliza el polvo no sinterizado además que puede ser reutilizado. (Trilles, 2015)

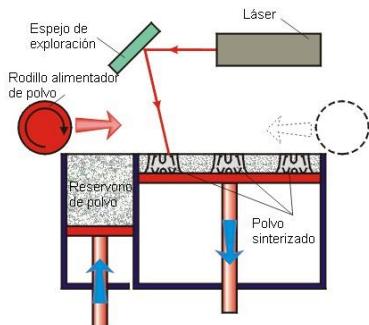


Figura 29 Tecnología SLS
Fuente: (Gonzales, 2013)

1.5.3 Estereolitografía (SLA)

Mediante un láser computarizado se solidifica un material fotopolimérico en estado líquido producto de ser expuesta a la radiación ultravioleta. Su principio es el de curación y solidificación por capas.

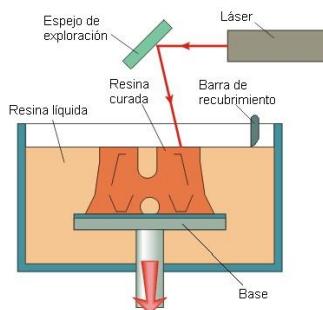


Figura 30 Tecnología SLA
Fuente: (Gonzales, 2013)

1.6.Tipos de materiales Flexibles impresos en 3D

Para que sea llamado filamento flexible, se debe añadir un agente químico denominado plastificante que permite al compuesto plástico aumentar su flexibilidad, reducir su temperatura de fundido como la viscosidad. Estas nuevas características proporcionadas, permiten utilizar este material para imprimir el objeto deseado en impresoras 3d. En el producto final se destaca su flexibilidad como propiedad principal, cualidad de la que materiales compuestos convencionales en estado puro como el PLA o ABS carecen. (QueCartucho.es, 2015)

Según la norma ASTM (ASTM-D883), que habla sobre plásticos y polímeros, define un plastificante como un material que se incorpora a un plástico para mejorar su flexibilidad y facilita su procesado.

1.6.1 NinjaFlex

El filamento de NinjaFlex, es uno de los materiales más nuevos utilizados para el prototipado rápido por medio de FDM (deposición de material fundido), el cual es empleado por impresoras 3D, permite la fabricación rápida y fácil de componentes flexibles, este material fue introducido por Fenner Inc. En 2014. (Bahr *et al.*, 2015)

Este filamento flexible a base de elastómeros termoplásticos (TPE) que es una combinación entre poliuretano termoplásticos (TPU) y un caucho, es utilizado para la impresión 3D y ser aplicado para varias áreas nuevas como las órtesis por sus características de flexibilidad y resistencia. La mayoría de proyectos a los que se ha direccionado la utilidad de este material han sido con propiedades mecánicas de NinjaFlex, a pesar que posee propiedades eléctricas.(Nate & Tentzeris, 2016)

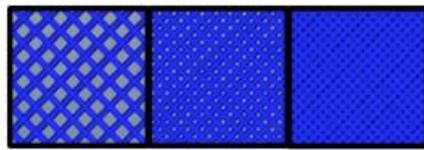


Figura 31 Impresión de NinjaFlex, a diferentes % de Relleno
Fuente: (Bahr *et al.*, 2015)

Algunas características del filamento de NinjaFlex son:

- Filamento de 1.75mm de diámetro
- Velocidad de impresión 30mm/s
- Temperatura de impresión 210 – 230° C
- Densidad de 1200 kg/m³
- Fuerza de tracción de 34.5 [MPa] (Mogan, Azwani Sa'aban, Ibrahim, & Periyasamy, 2016)

La empresa NinjaTek se encarga de proporcionar el filamento para realizar las impresiones, por lo que las características del filamento se puede observar en el Anexo A.

1.6.2 Resina Flexible

La resina flexible es un material blando con un durómetro de 80A frente a los cauchos más utilizado para las bandas de rodadura de los neumáticos o las suelas de zapatos. Es utilizado para producir piezas que necesiten comprimirse o doblarse. Puede simular materiales de contacto suave e incluso puede añadir características ergonómicas.(FormLabs, 2016)

Entre algunos de los objetos que se pueden imprimir son: Manijas, empuñaduras, sobre moldes, amortiguación, *prototipos*, sellos.

La empresa Formlabs ofrece distintos materiales como son resina dura la cual se asemeja a ABS por sus características mecánicas, resina de alta temperatura tiene un HDT (temperatura de

deflexión térmica) de 289° a 0.45 [MPa] siendo este el más alto que ofrecen los materiales impresos en 3D del mercado, *resina flexible* (*Anexo B*) que en el párrafo anterior se hace mención y una resina duradera que fue diseñada semejante al plástico del polipropileno (PP), con el módulo bajo comparable y la fuerza de alto impacto.(FormLabs, 2016)

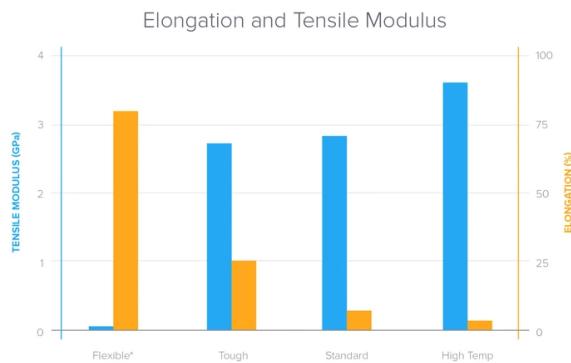


Figura 32 Modulo de tracción y porcentaje de elongación de cada material.

Fuente: (FormLabs, 2016)

1.6.3 Semiflex

Es un material utilizado por impresoras 3D de tipo FDM, es muy semejante al NinjaFlex cuenta con una fuerza y elasticidad que se requiere para los proyectos de impresión en 3D, lo que le diferencia del NinjaFlex es su leve aumento de rigidez lo que permite ampliar sus posibilidades de aplicación (*Anexo C*). El punto de fusión que posee este material es constante lo que asegura buenos resultados al momento de la impresión.(3D Factory, 2015)

Según 3D Factory, (2015) trabajos que requieran alto nivel de detalle, texto en alta resolución, amortiguación y contener partes en el interior de la pieza son algunas de las aplicaciones para las que semiflex posee excelentes características.

1.6.4 FilaFlex

Este elastómero fue desarrollado en España, tiene una capacidad de estiramiento de hasta un 700% de su tamaño original antes de romperse. Esta característica permite que el material pueda ser utilizado para fabricar plantillas de calzado, ruedas neumáticas, zapatillas, junturas. Otra de las aplicaciones es la fabricación de alambres de arco utilizado por odontólogos en la alineación de los dientes con frenillos, este material al no estar sujeto a deformación permanente como los alambres convencionales permite imponer fuerza de empuje a los dientes incluso después de ser doblado el alambre. (QueCartucho.es, 2015; “Orthodontic arch wire”, 1986)

Según Martens & Ehrmann, (2017) otra de las aplicaciones del filaflex es utilizarla para imprimir en textiles, logos tridimensionales sobre la ropa, en su estudio determinaron que su adhesión a la tela es excelente y después de someterse a lavado no cambia sus propiedades.



Figura 33 Rollo de FilaFlex para imprimir
Fuente: (Mogan *et al.*, 2016)

Ciertas características de FilaFlex son:

- Filamento de 1.75mm de diámetro
- Temperatura de impresión 210 – 230° C

- Densidad de 1215 kg/m³
- Fuerza de tracción de 39 [MPa] Fuerza de tracción de 39 [MPa] (Mogan *et al.*, 2016)

1.6.5 Soft PLA

En un intento por proporcionar biomateriales alternativos que permitan realizar regeneración de tejidos blandos tales como vasos sanguíneos o ligamentos, con propiedades mecánicas similares a las de tejidos nativos en ambiente dinámico se ha investigado derivados del PLA que permita realizar estas aplicaciones, una de ellas Soft PLA. Este material es bastante elástico, es decir que no se rompe al doblarse y sirve para imprimir cualquier tipo de piezas (“Guía de plásticos”, 2014; Harrane *et al.*, 2011)



Figura 34 Impresión de una oruga en Soft PLA
Fuente: (“Guía de plásticos”, 2014)

1.6.6 TCP FLEX (Co-Poliester Termoplástico) y PET

Otro material flexible es TCP FLEX, una ventaja de este material es su memoria flexible y la fuerza estructural que posee, que quiere decir con memoria flexible que por mucho que se lo apriete o arruge si siempre volverá a su forma original. La resistencia que tiene el material contra los rayos UVA es excelente. Se vende de acuerdo a la elasticidad que se requiera.(QueCartucho.es, 2015)

1.7.Normas para caracterización de polímeros flexibles

La caracterización de los materiales no es más que identificar las propiedades químicas, físicas, estructurales, etc. Para lo que se utiliza diferentes técnicas o métodos normados por asociaciones internacionales como lo es ASTM (American Society of Testing Materials). Una vez conocidas estas propiedades se puede establecer las posibles aplicaciones para dicho material.(Cabrera, 2011)

Estas normas son creadas por diferentes comités técnicos de normalización los cuales se conforman por agencias acreditadoras, fabricantes, consumidores y usuarios, laboratorios y centros de investigación. Cada país tiene una designación para sus normas como España, Alemania, Japón, Francia, EEUU. Como dentro de cada país se maneja un sistema de unidades diferente es necesario la utilización de conversión de unidades (Vicent Fombuena, Octavio Fenollar, & Néstor Montañés, 2016). Las normas que más destacan por pertenecer a países con mayor índice de fabricación de polímeros son Alemania (Norma DIN) y EEUU (Norma ASTM).

Las normas DIN por sus siglas Alemanas (Deutscher Industrie Normen) que en español significa Normas de la Industria Alemana, estas normas han sido creadas por el Instituto Alemán para Estandarización. La normativa DIN cumple requisitos de normas generales lo que permite que estas estén destinadas a la industria al tener una derivación para Normas sobre materiales y también sobre dimensionamiento de Mecanismos y piezas.(Master Magazine, 2010)

ASTM (American Society for Testing and Materials) se encarga de desarrollar estándares para materiales, sistemas productos y servicios para más de 100 sectores del mercado. Estas normas

son utilizadas por compañías, universidades o individuos en todo el mundo; por ejemplo científicos, ingenieros usan estas normas en sus laboratorios para realizar ensayos de materiales.(Systems Links, 2007)

1.7.1 Técnicas de caracterización

Para realizar la caracterización es necesario de maquinaria compleja y para sus resultados es necesario un análisis, la finalidad de caracterizar estos materiales es para explicar el comportamiento del polímero, estos resultados dependerán de la técnica que se utiliza. (Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

Las técnicas a utilizar será de acuerdo con las propiedades que se requiera saber, las propiedades macroscópicas de los materiales plásticos dependerá de diversos factores a su nivel microscópico. Algunas de las propiedades se detallan a continuación:

a) Composición química del polímero

Ciertamente las propiedades del polímero dependerán de la composición química que tenga este, ya que cada polímero está conformado por diferentes elementos.(Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

b) Tamaño de molécula

Depende de la distribución molecular, es decir la repetición de unidad molecular, afectara a características como viscosidad, resistencia, cristalinidad, etc.(Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

c) Topología de las macromoléculas

Los entrecruzamientos o ramificaciones que posean las macromoléculas afecta el comportamiento del material.(Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

d) Microestructura

Dentro de lo que es micro estructura del polímero se tiene la disposición de sus cadenas siendo afectado macroscópicamente al material.(Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

e) Morfología de los agregados

La deformidad del material permitirá una mayor ductilidad pero con menor resistencia.(Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

f) Transiciones de estructura

El comportamiento del polímero varía con las transiciones de estructura que posea, un ejemplo es el diferente comportamiento de un material el cual se encuentra por encima o debajo de su temperatura de transición vítrea.(Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

1.7.2 Toma de muestras

La utilización de muestra del material para la elaboración de probetas es sumamente necesario el momento de realizar ensayos para la obtención de características de estos materiales. La mayoría de ensayos son destructivos y cada probeta solo se utiliza una sola vez, por lo cual es necesario tener varias probetas.(Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

Para la selección de probetas se toma en cuenta los siguientes factores:

a) Representatividad estadística

La probeta representativa perteneciente a una serie de productos será la elegida.

b) Selección aleatoria

Cuando se trata de una producción en serie se debe seleccionar de manera aleatoria, lo que asegura la calidad de todos los productos.

c) Selección adecuada

Se hace esta selección cuando se quiere saber la causa que genera algún fallo encontrado en el producto.

Seleccionada la muestra, esta se adapta a la forma y dimensiones según especifique la norma correspondiente, con lo que se procede a realizar el ensayo y posteriormente la obtención de sus resultados, como se observa en la Figura 35.



Figura 35 Etapas para realizar un ensayo

Fuente: (Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

1.8.Diseño Universal

El diseño universal denominado también diseño para todos fue creado a finales del siglo XX por un grupo de diseñadores estadounidenses, estos principios proponen igualdad de condiciones para la inclusión de discapacidades (Amaranto, 2016). Los siete principios se muestran en la Tabla 4, donde se indica también pautas para lograrlos.

Tabla 4
Principios para diseño universal

1. Uso equitativo	<ul style="list-style-type: none"> • Proporcionar mismas formas de uso: parecidas cuando sea posible, proporcionales cuando no • Diseño atrayente para todos. • Evitar apartar o estigmatizar usuarios. • Los usuarios deben de tener las mismas garantías de privacidad y seguridad.
2. Uso flexible	<ul style="list-style-type: none"> • Brindar opciones en forma de uso. • Uso para diestros y zurdos. • Exactitud y precisión. • Adaptado al ritmo del usuario.
3. Uso simple e intuitivo	<ul style="list-style-type: none"> • Suprimir complejidad innecesaria. • Consistente de la expectativa e intuición del usuario. • Rango amplio de alfabetización y conocimientos del lenguaje • Información ordenada por importancia. • Dar información y retroalimentación durante y después del uso.
4. Información perceptible	<ul style="list-style-type: none"> • Dar uso de diferentes materiales para representar la información esencial. • Maximizar legibilidad de información esencial. • Elementos que puedan ser descritos por si solos. • Compatibilidad con personas de funcionalidad sensorial.
5. Tolerancia al error	<ul style="list-style-type: none"> • Ordenar: elementos más usados deben estar accesibles; elementos peligrosos deben ser aislados, eliminados o cubiertos. • Proporcionar advertencias de peligros y errores. • Proporcionar información para control de fallas. • Descartar acciones involuntarias en tareas que precisen concentración.
6. Poco esfuerzo físico	<ul style="list-style-type: none"> • Permitir que el usuario mantenga una posición neutral. • Utilizar fuerzas de operación moderadas. • Minimizar acciones repetitivas. • • Minimizar esfuerzo físico repetitivo.
7. Adecuado tamaño de aproximación de uso	<ul style="list-style-type: none"> • Proporcionar visibilidad hacia elementos importantes. • Proporcionar una forma cómoda de movilizar todos los componentes. • Proporcionar variantes en tamaño de la mano y asimiento.

CONTINÚA 

-
- Proporcionar el espacio necesario para el uso de dispositivos de asistencia o personal de ayuda.
-

Fuente: (Center for universal design, 1997)

1.8.1 Diseñar para la discapacidad

Una vez conocidas las pautas para un diseño universal se hace evidente que surgirán limitaciones al momento de diseñar dispositivos para personas que presenten discapacidad, el problema confluye en la forma que el diseñador trata de resolver los problemas cotidianamente. La metodología es lógica ya que busca el problema, encuentra soluciones y las aplica todas en el objeto. Pero a diferencia en estos casos, ni los usuarios con discapacidad, ni las actividades que se requieran se rigen por las reglas de la lógica. (Sevilla Cadavid, 2011)

1.8.2 Consideraciones para el desarrollo de dispositivos médicos

A la hora de considerar las especificaciones de un producto, se tiene en cuenta una serie de requisitos que cumplir. Muchos de estos serán irremovibles y otros que podrán ajustarse en medida del funcionamiento que sea necesitado. Díaz (2009) afirma que: “El proceso de desarrollo de dispositivos médicos cuenta con una serie de dificultades especiales, que implican modificaciones y consideraciones adicionales sobre la metodología sistemática de desarrollo de productos” (p.41).

Entre los factores que involucran al diseño se tiene afortunadamente los avances en tecnología, estrategias de gestión, materiales, buen diseño, e ingeniería inteligente con lo que se obtiene productos de gran calidad. Estos dispositivos son mucho más fáciles de realizar y usar por el usuario con lo que se ha logrado que sea muy importante el diseño tanto para funcionamiento como comercialización. (Cetin, 2004)

De acuerdo al aporte de estos dos autores Diaz (2009) y Cetin (2004) se llega a tomar en cuenta que la parte estética no es relevante en la creación de este tipo de productos, más bien el funcionamiento del dispositivo va ser un requisito fuerte para su producción. Se deberá contemplar de igual manera la relación del diseño con la medicina, con el fin de tener en cuenta a quien va destinado estos dispositivos, las posibles reacciones y fallos que pueden ocurrir.

Cetin por su parte detalla algunas consideraciones básicas para el proceso de diseño de estos productos. La primera es la condición física y médica del usuario, es decir tener en cuenta la edad, condición mental y estado de salud. Agregado a esto se debe tener en cuenta las capacidades y discapacidades reales que el paciente presente sin olvidar factores de estrés sujetos al conocimiento del nuevo dispositivo que utilizará. Por otra parte y de forma paralela al estudio del usuario se deberá tomar en cuenta el ambiente y condiciones que se tendrán para su uso.

En el entorno y estudio del usuario, es importante manejar material normativo local o internacional que regulen la creación de este tipo de productos. Finalmente se debe destacar que el desarrollo del producto surge de una necesidad humana real. (Maggi, 2017)

1.8.3 Recomendaciones para el diseño de una ótesis de mano

Según la guía de ortoprótesis de la MSC (2011), las recomendaciones más relevantes son que el dispositivo se adapte a la extremidad con lo que se evita problemas en la parte ósea y zonas vasculo-nerviosas. El medico tendrá que ser muy claro en el tipo de ótesis que requerirá el paciente dándole una descripción de las articulaciones que tendrán movilidad. Otro aspecto importante es que la ótesis cuente con orificios para transpiración, cuidando la salud de la piel y también evitar malos olores.

Además, si se trata de una órtesis dinámica es imprescindible que el usuario comprenda el funcionamiento y sea educado para su utilización. (MSC, 2011)

1.8.4 Reglas de juego

Una vez hablado de los aspectos esenciales para el diseño de la órtesis se debe tener en cuenta las limitaciones que definirán la funcionalidad del dispositivo y la orientación que tendrá de acuerdo a que enfermedades presenta el usuario o qué tipo de movimientos son necesarios para su rehabilitación. (Maggi, 2017)

1.9.Prototipos

Se entiende por prototipo a una aproximación en una o más dimensiones de interés de un producto final, con el afán de detectar errores o realizar mejoras antes de empezar con la fabricación. Si se requiere comunicar funcionalidad de como se ve o se siente el producto a los inversores, socios, clientes, vendedores, etc. es necesaria la construcción de prototipos. Otra de las utilidades de los prototipos es para comprobar si va a funcionar o cumplir con los objetivos para los que va a ser creado el producto, se analizan las propiedades mecánicas de los elementos. Los prototipos permiten integrar todos los componentes o subsistemas que conforman el producto y corroborar que funciona correctamente (Ulrich & Eppinger, 2012).

1.9.1 Principios para crear prototipos

Para realizar un prototipo es necesario tener en cuenta que debe representar algo y con un objetivo, por eso es necesario tener en cuenta:

- Debe ser Visual y tangible.

- Hay que tener en cuenta nuevas ideas y no quedarse con la primera.
- Comienza con una baja fidelidad, en el proceso se depura la idea.
- Buscar que sea rápido y barata la construcción del prototipo
- Mostrar el trabajo y buscar la crítica.

1.9.2 Clasificación de los prototipos

De acuerdo con la finalidad, y materiales que se desea realizar existen diferentes tipos de prototipos. Según (Lacalle, 2006) dice que hay dos tipos de prototipos que son:

a) Prototipo de baja Fidelidad:

Son realizados en materiales baratos y fáciles de producir.

b) Prototipo de alta fidelidad:

Son aquellos que se parece en todas las dimensiones al producto final, suele usarse los mismos materiales finales.

Para (Ulrich & Eppinger, 2012) los prototipos pueden clasificarse en:

a) Analíticos:

Son prototipos más flexibles ya que suelen ser simulaciones y se puede acceder fácilmente a un cambio

b) Físicos:

Se utilizan para detectar fenómenos que no se anticipan. Permite cambios pequeños.

c) Integrales:

Cuando el prototipo ejecuta la mayor cantidad de atributos del producto.

d) Enfocado:

Realizan uno o pocos atributos del producto.

La construcción de prototipos permite agilizar ciertos pasos del desarrollo del producto final como se muestra en la Figura 36.

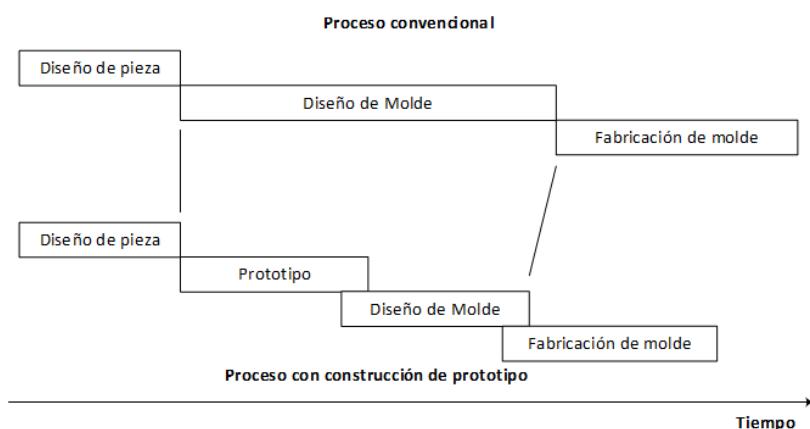


Figura 36 Proceso convencional vs proceso con construcción prototípico
Fuente: (Ulrich & Eppinger, 2012)

1.9.3 Tecnologías de Construcción de prototipos

Cientos de tecnologías son empleadas para la producción de prototipos, en especial los que se refieren prototipos físicos, para ello se utiliza fabricación libre. Mientras que para realizar análisis se utiliza modelados en computadora (CAD 3D).(Ulrich & Eppinger, 2012)

a) Modelado y Análisis 3D

El modelado permite diseñar piezas sólidas en 3 dimensiones, gracias al CAE (Ingeniería asistida por computador), el software de diseño permite seleccionar materiales a cada una de las piezas que forman el producto y a partir de ello realizar análisis térmicos, estáticos, simulaciones de mecanismos, etc. también facilita el cálculo de masa y volumen ya que son cálculos que se realizan de manera automática por otro lado permite obtener una idea del aspecto del producto ya ensamblado todas sus partes y el comportamiento que tendrán al combinarse.(Ulrich & Eppinger, 2012)

b) Fabricación de forma libre

Conocida también como tecnología de construcción rápida de prototipos. Este tipo de técnicas permiten la construcción de prototipos en 3D en las primeras etapas de construcción, lo que disminuye sus costos significativamente. Para el prototipado rápido suele utilizarse sistemas de impresión 3D métodos ya explicados en la sección 1.5. Existen tres tecnologías:

- Tecnología Tempocast y Tempoform: Utilizado para fabricar piezas de Aluminio, Magnesio, Zinc o Zamak. Se requiere de una pieza base y realizar el molde para colar el material.(Temponik, 2015; Ulrich & Eppinger, 2012)
- Sinterizado láser o fusión selectiva por Laser: Utiliza polvo metálico y la aplicación de un rayo láser que va fusionar y crear capa por capa la forma deseada, en función del modelo CAD. Permite crear piezas en materiales como acero, aluminio, titanio o cromo – cobalto.(Ulrich & Eppinger, 2012)

- Mecanizado CNC: Puede utilizar cualquier material metálico y ofrece propiedades mecánicas, acabado excelente y precisión alta. (Grumeber, 2015; Ulrich & Eppinger, 2012)

CAPÍTULO II

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA ÓRTESIS FUNCIONAL DE MANO

2.1 Análisis de Materiales Flexibles

Las órtesis al ser aparatos externos al cuerpo que compensan situaciones de déficit funcional, en la construcción de ellas es necesario tener en cuenta que los materiales a utilizarse deben ser los más ligeros posible para evitar un incremento en el gasto energético del movimiento del segmento afectado. Esta característica es sumamente necesaria tomar en cuenta cuando se emplean en extremidades superiores más que en las inferiores. La tendencia actual en las órtesis es confecionarlas con tejidos ligeros, transpirables y que no produzcan irritación cutánea. (Voegeli, 2001)

El material debe tener las características necesarias para evitar que la órtesis se rompa. Para la construcción de órtesis algunos de los materiales utilizados son: aditivos para resinas, resinas, tejidos de carbono y acetato de polivinilo. Dentro de los materiales flexibles empleados en ortopedia se encuentran: PVA film para laminación, polietileno blando, caucho natural y silicona líquida inyectada (Varón, Bou, & Gimeno, 2015).

Para determinar la relación de esfuerzo – deformación, resistencia a la tracción, límite elástico, módulo de Young, entre otras características, de los materiales flexibles impresos en 3D a los cuales se puede acceder dentro mercado local se utiliza ensayos de tracción, que consisten aplicar a una probeta una carga uniáxicamente a lo largo de su eje, esta carga de tracción crece gradualmente hasta llegar a la falla del material y con ello conseguir las características requeridas.

2.1.1 Probetas

Las impresoras 3D permiten realizar impresiones de cualquier pieza 3D en tres planos diferentes (XY , ZX , XZ) siendo necesario que el operario seleccione la mejor dirección de impresión en función a la geometría y la dirección de los esfuerzos que va a soportar la pieza a imprimir, con el fin de mejorar el acabado, disminuir la cantidad de material de soporte, tiempo y precio de impresión (Trimaker, 2017).

En la hoja de datos de cada material se observa las propiedades mecánicas del material antes de ser implementado en alguna aplicación, es decir, impreso. Por tal razón es necesario realizar probetas normalizadas de los materiales flexibles con el objetivo de conocer el comportamiento del material ya impreso y con ello seleccionar la mejor dirección de impresión.

La norma ASTM D638-2014 especifica las condiciones de los ensayos para la determinación de las propiedades de tracción de plásticos reforzados y no reforzados, para ello hace uso de probetas estandarizadas, ver Figura 37.(ASTM D638-14, 2014; Bent Tram, 2015)

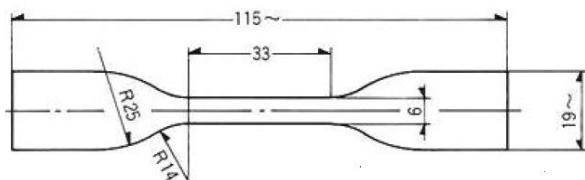


Figura 37 Dimensiones de probeta normalizada

Fuente: (ASTM D638-14, 2014)

La norma NTE INEN 1165 especifica las condiciones para determinar la resistencia a la tracción y alargamiento porcentual del caucho vulcanizado, la empresa Centro de Fomento Productivo Metalmecánico Carrocero recomienda que se utilice esta norma para el ensayo de la Resina Polimérica, con probetas de las mismas dimensiones.

2.1.2 Ensayo de Tracción

Según ASTM D638-2014 es necesario al menos 5 probetas por cada tipo de muestra, refiriéndose con tipo de muestra a la dirección de impresión para este caso, ver Figura 38., de cada material flexible existente en el mercado ecuatoriano se procede a imprimir las probetas con el fin de realizar los debidos ensayos. (ASTM D638-14, 2014)

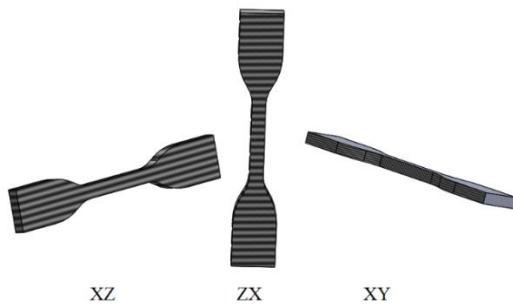


Figura 38 Direcciones de impresiones de las probetas

Se sabe que las propiedades de tracción de un material varían de acuerdo con la preparación que la muestra haya tenido, la velocidad y el entorno de prueba al que la probeta se encuentra expuesta. Por tal motivo se controlan cuidadosamente todos los parámetros a fin de tener una buena comparación de los resultados y que estos sean fiables.

Los experimentos se llevaron a cabo en una Máquina Universal de ensayos MTE – 50, ver Figura 39.



Figura 39 Máquina Universal de ensayos MTE – 50
Fuente: (Vicent Fombuena *et al.*, 2016)

Para realizar el ensayo es necesario tener ya clasificadas las probetas por direcciones, con el fin de no confundirse el momento de realizar los ensayos. Antes de colocar cada probeta en la máquina se toman medidas de cada probeta para ingresar como parámetros al software de la máquina y que pueda obtener los datos correctos de esfuerzo-deformación, ver Figura 40.

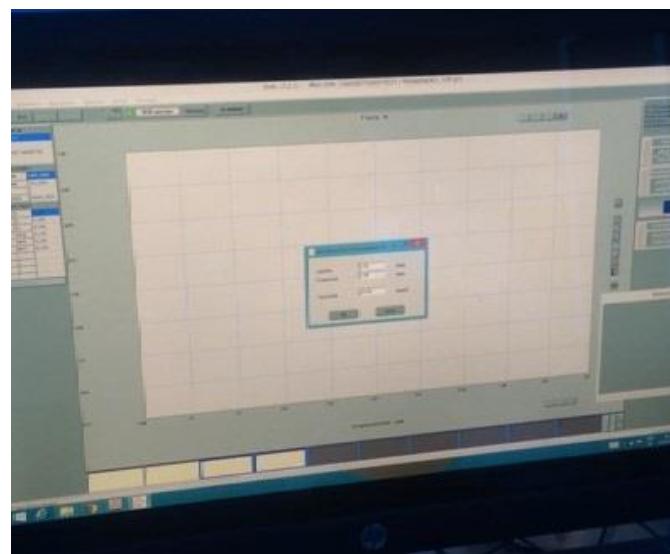
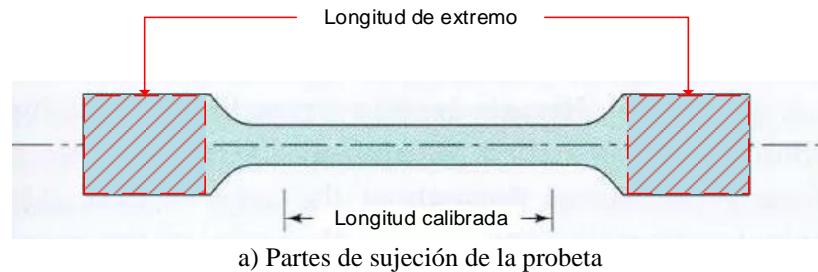


Figura 40 Ingreso de medidas de las probetas

Para realizar el ensayo es necesario que las probetas estén sujetas correctamente mediante las mordazas tensoras en toda la superficie que corresponde a la longitud de extremo de manera que se adapte muy bien y se deje totalmente libre la longitud calibrada ya que dependerá de esta el muestreo de datos de deformación del material. Ver Figura 41 (a)



b) Ensayo en proceso



c) Ensayo finalizado con la probeta después de la falla

Figura 41 Ensayo de tracción de pobretas de Resina Polimérica

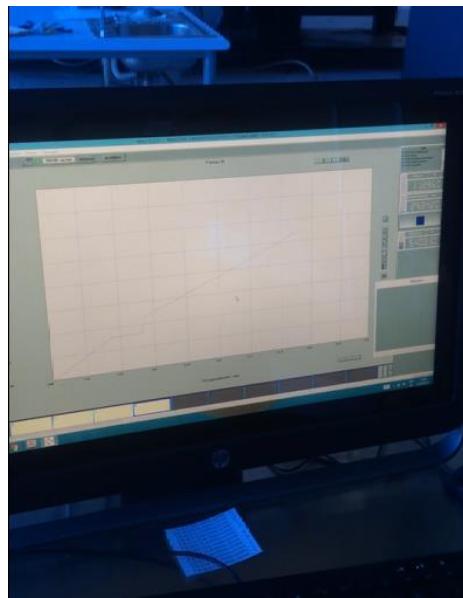


Figura 42 Muestre de datos del ensayo en proceso

2.1.3 Resultados de los materiales analizados

Después de ensayadas las probetas de la misma dirección y material, el software genera una gráfica de manera que, en el eje vertical están los valores de esfuerzo y en el eje horizontal los valores de deformación lo que origina el *diagrama esfuerzo – deformación* de cada una de las probetas. También se obtiene una tabla en la que se especifica las características máximas de cada una de las probetas del diagrama adquirido a partir de los ensayos de tracción. (Hibbeler, 2011)

Se debe tener en cuenta que dos diagramas esfuerzo – deformación de un mismo material serán muy similares, pero nunca completamente iguales debido a que los resultados varían de acuerdo con las imperfecciones microscópicas, composición del material, forma de fabricación, temperatura durante el ensayo, la velocidad con que la carga es aplicada (Hibbeler, 2011). A continuación, se presenta cada una de las gráficas obtenidas:

a) Probetas de Ninja Flex

Como se habló en la sección 1.6.1. el filamento NinjaFlex está hecho de TPU por lo que se puede aseverar que este material en cuanto a las características físicas mecánicas ofrece resistencia a impactos fuertes y a la abrasión, es duro y flexible. Puede presentar fisuras si se ve expuesto a aguas saladas, a hongos nocivos o a hidrolisis. Los poliuretanos termoplásticos poseen una baja toxicidad convirtiéndose en muy buenos candidatos para aplicaciones biomédicas. (Merquinsa, 2000; Mexpolimeros, 2014)

El TPU a medida que la temperatura baja se vuelve más rígido y quebradizo, el NinjaFlex como todo plástico posee una baja conductividad térmica, es decir, es un mal conductor de temperatura, el TPU también posee una deformación térmica a 0,455 [MPa] de 74 [°C] a partir del método de ensayo ASTM D648 realizado por Ultimaker, mientras que en la hoja de datos de ninja Flex la deformación térmica es de 44 [°C]. La temperatura de fusión del ninja Flex es de 210 [°C].(Ensigner, 2015; Mexpolimeros, 2014; Ultimaker, 2017)

Este filamento posee buenas características mecánicas, pero al ser impreso por deposición de material fundido en la impresora Lulzbot Mini es necesario realizar un nuevo estudio de tracción y relacionar estos resultados con las características de la hoja de datos del Ninja Flex en estado inicial (antes de imprimirse), a continuación se presentara los resultados de este estudio.

En el ensayo de las probetas de Ninja Flex se consideró una precarga de 20 [N], una velocidad de prueba de 500 [mm/min] y sin ningún tipo de acondicionamiento. Durante el ensayo la temperatura ambiente fue de 19 [°C] con una humedad del 65%.

Plano de impresión XY

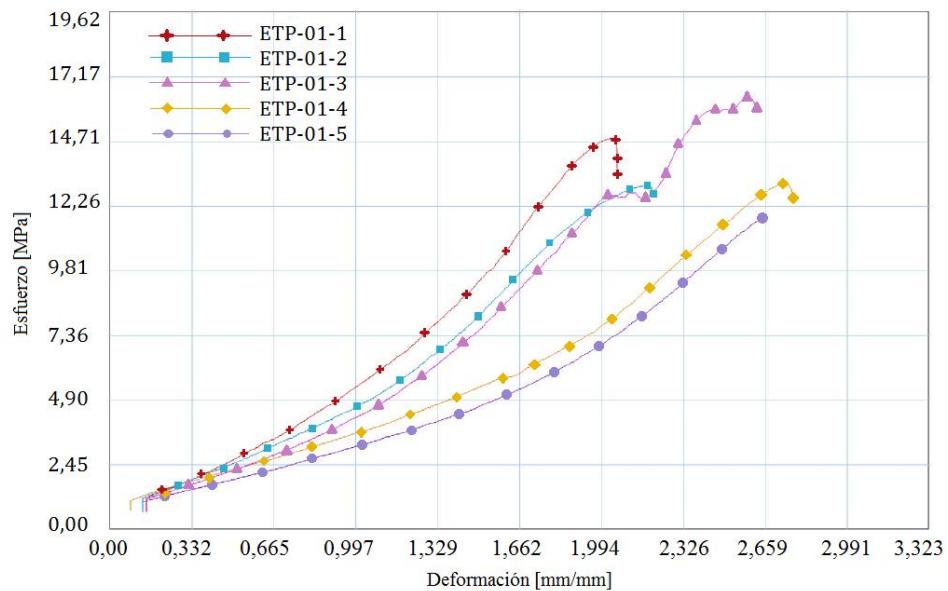


Figura 43 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en NinjaFlex, plano XY

Al ser un diagrama *esfuerzo – deformación* de un material elástico, como se observa en la Figura 41 la curva se encuentra en la región elástica del diagrama, también se puede percibir que la deformación de las probetas se encuentra entre 1,994 a 2,72 [mm/mm], respecto a los esfuerzos máximos que soporta cada probeta, mientras que el rango en el que varían estos valores son 11,87 a 16,35 [MPa], de este se obtiene una media de 13,852 [MPa], una desviación estándar de 1,751 [MPa] y un coeficiente de variación de 12,6%, se visualiza que la media de los esfuerzos máximos es un valor representativo de este conjunto de datos, debido a que los esfuerzos de cada probeta son muy cercanos a la media. En el caso que esta variación sobrepase el 25% se considera que los datos varían en demasiía.

La ley de Hooke nos dice que dentro de la región elástica dentro diagrama de esfuerzo – deformación existe una relación proporcional (Hibbeler, 2011), se puede representar mediante:

$$\sigma = E\epsilon \quad (2.1)$$

Donde E representa el módulo de elasticidad de o también conocido como módulo de Young, esta constante representa también la pendiente de la recta.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (2.2)$$

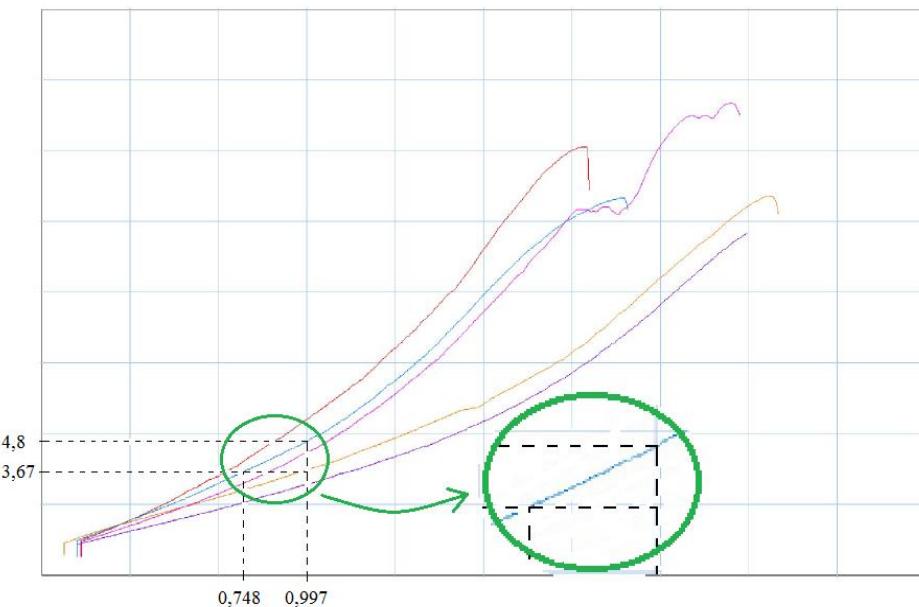


Figura 44 Cálculo de la pendiente de cada probeta

A partir de (2.2) se procede a calcular el valor del módulo de Young de cada una de las probetas, para lo cual se toma una parte del diagrama esfuerzo – deformación de cada probeta como se ve en la Figura 44 adquiriendo la pendiente, la cual representa el módulo de Young.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{4,8 - 3,67}{0,997 - 0,748} [MPa] = \frac{1,13}{0,249} [MPa] = 4,5381 [MPa]$$

Tabla 5

Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-01, dirección XY

PROBLEM	FMax(N)	CMax(MPa)	CYield(MPa)	E(MPa)
ETP-01-1	445,14	14,84	3,48	7,409
ETP-01-2	394,45	13,15	1,47	3,794
ETP-01-3	356,01	11,87	1,20	2,691
ETP-01-4	490,46	16,35	1,29	5,422
ETP-01-5	391,77	13,06	1,35	4,538
	415,566	13,852	1,758	4,7708

Otros resultados obtenidos se presentan en la Tabla 5, la primera columna contiene el código de cada muestra, la segunda presenta la fuerza máxima que soporta la probeta previa a la falla, mientras que la tercera contiene el esfuerzo máximo que soporta la probeta, el esfuerzo de fluencia se muestra en la cuarta columna y finalmente la quinta columna presenta el módulo de Young.

Plano de impresión XZ

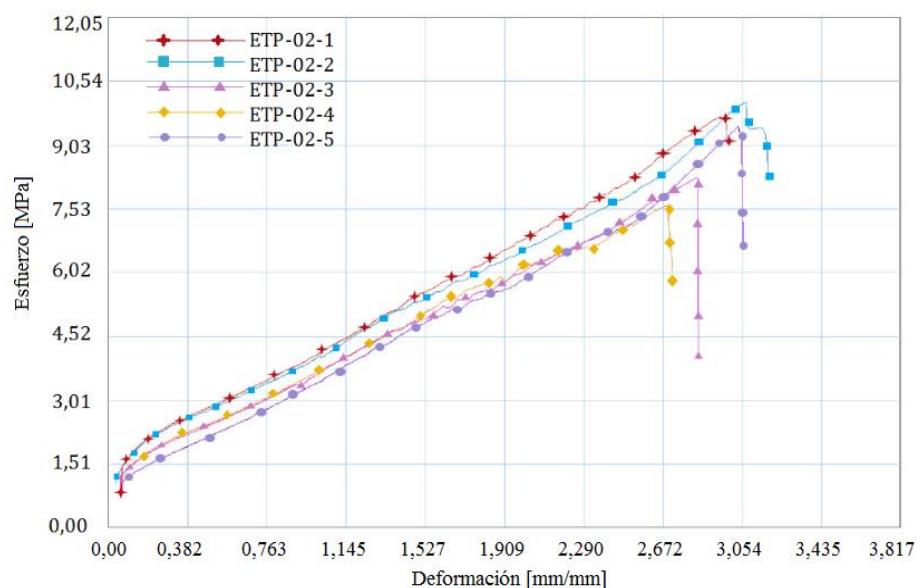


Figura 45 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en NinjaFlex, plano XZ

En la Figura 42 se observa que la deformación de las probetas de NinjaFlex impresas en el plano XZ se encuentra entre 2,672 a 3,22 [mm/mm], y los esfuerzos máximos que soporta cada probeta, están entre 7,61 a 10,04 [MPa], con una media de 9,018 [MPa], los ensayos presentan una desviación estándar de 1,034 [MPa] en referencia a los esfuerzos máximos que soportan las probetas y un coeficiente de variación de 11,5% con lo que indica que la media de esfuerzos es un valor representativo del resto de ensayos.

Para cada una de estas probetas se calcula el módulo de Young (2.2):

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{5,2 - 3,77}{1,407 - 0,906} [MPa] = \frac{1,43}{0,501} [MPa] = 2,854 [MPa]$$

En la tabla 6 se puede observar los valores de fuerza máxima, esfuerzo máximo, esfuerzo de fluencia y módulo de Young como resultado de realizar los ensayos a las 5 probetas de NinjaFlex impresas en el plano XZ.

Tabla 6

Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-02, dirección XZ

PROBETA	FMax(N)	CMax(MPa)	CYield(MPa)	E(MPa)
ETP-02-1	291,22	9,71	2,18	2,854
ETP-02-2	228,45	7,61	1,82	2,318
ETP-02-3	284,34	9,48	1,54	2,882
ETP-02-4	247,58	8,25	1,80	2,318
ETP-02-5	301,13	10,04	2,20	2,936
	270,544	9,018	1,909	2,6616

Plano de impresión ZX

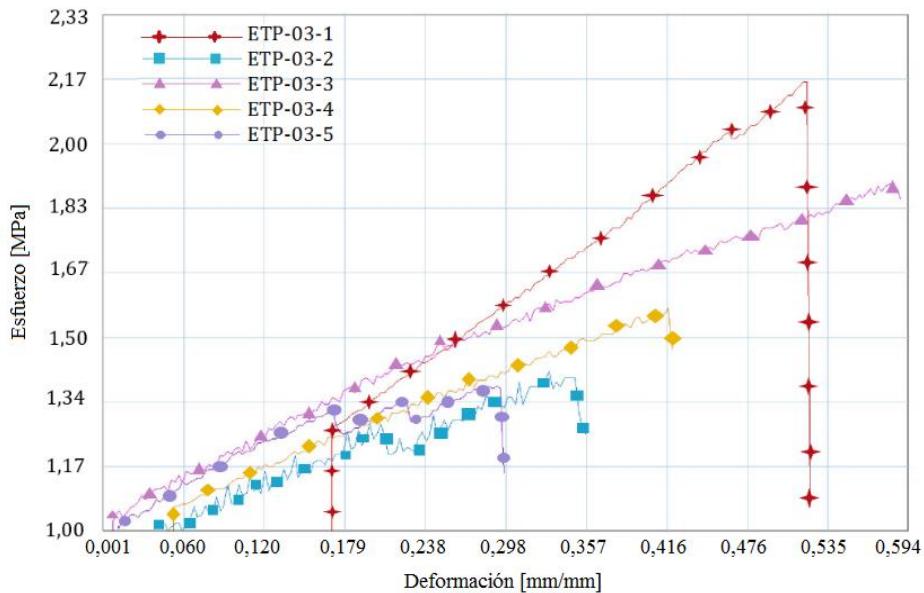


Figura 46 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en NinjaFlex, plano ZX

Las Probetas ETP-03 de NinjaFlex presentan una deformación de 0,298 a 0,594 [mm/mm], lo que permite soportar esfuerzos de 1,38 hasta 2,16 [MPa] convirtiéndolas en las probetas de NinjaFlex que menor esfuerzo soportan, con una media de 1,685 [MPa], y referente a los esfuerzos máximos los ensayos presentan una desviación estándar de 0,335 [MPa] y un coeficiente de variación de 19,9% con lo que indica que es un valor que tiende variar demasiado porque se acerca a los 25%.

Se calcula el módulo de Young (2.2) de la probeta:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{1,543 - 1,28}{0,279 - 0,172} [MPa] = \frac{0,263}{0,107} [MPa] = 2,458 [MPa]$$

A continuación, en la tabla 7 se presenta los resultados obtenidos de los ensayos de las probetas de Ninja Flex impresas en el plano ZX.

Tabla 7

Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-03, dirección ZX

PROBLEM	FMax(N)	CMax(MPa)	CYield(MPa)	E(MPa)
ETP-03-1	64,79	2,16	0,81	2,458
ETP-03-2	47,33	1,58	0,84	1,219
ETP-03-3	41,29	1,38	0,82	1,667
ETP-03-4	56,90	1,90	0,91	1,525
ETP-03-5	42,47	1,42	0,83	2,125
	50,556	1,685	0,840	1,7988

Una vez utilizadas las medias de cada valor, se observa en la Tabla 6 que los resultados de las probetas ETP-01 impresas en Ninja Flex muestran ventaja en cuanto a fuerza y esfuerzo máximo, mientras que los resultados de ETP-02, dirección XZ de la Tabla 7 poseen una significativa ventaja en la media del esfuerzo de fluencia. También se puede observar que los resultados más bajos son los de los ensayos a las probetas impresas en el plano ZX, por lo que este tipo de impresión se descarta. En referencia al módulo de Young presta mejores características las probetas impresas en la dirección XY con una media de 4,7708 [MPa].

La hoja de datos del Ninja Flex, Anexo A, indica las características que ofrece el material, en contraste a las características que se obtuvo con el ensayo de tracción del material ya impreso, se observa que el esfuerzo máximo de tracción del Ninja Flex es de 26 [MPa] mientras que en los ensayos de las impresiones realizadas en el plano XY se obtuvo una media de 13,852 [MPa] es necesario tener en cuenta que las probetas para el ensayo fueron impresas con un relleno del 60% lo que ocasiona que los resultados de las probetas versus los valores de la hoja de datos del material tengan una significativa diferencia.

b) Probetas de Resina Polimérica

Como ya se menciona en la sección 1.6.2. FormLabs es una empresa que brinda al público distintos materiales a utilizar en sus impresoras en 3D uno de ellos la resina fotopolimérica, utilizado para piezas que requieren una cierta flexibilidad.

El material básicamente es un fotopolímero líquido que se endurece capa a capa mediante la polimerización activada por la luz, para lo cual es necesario poner el material en una cuba donde será expuesto a la luz. Las características que obtiene la resina dependerá mucho del tiempo, temperatura y de una buena catalización, si se utiliza mucho o muy poco catalizador el resultado serán características muy deficientes. (HXX, 2014; Reacciones Químicas, 2010)

Debido a que depende de varios factores las características mecánicas del material se procedió a imprimir las probetas mediante la impresora Form2 de FormLabs mediante estereolitografía. Las probetas están dimensionadas y ensayadas en base a la Norma NTE INEN 1165, debido a criterios que el centro carrocería de la ciudad de Ambato pedía para realizar los ensayos.

Para este ensayo se tomó en cuenta una velocidad de prueba fue de 500 [mm/min], una longitud de prueba de 25 [mm], y ningún tipo de precarga. Durante el ensayo se presentó una temperatura ambiente de 21° C, con una humedad del 56%.

Plano de impresión XZ

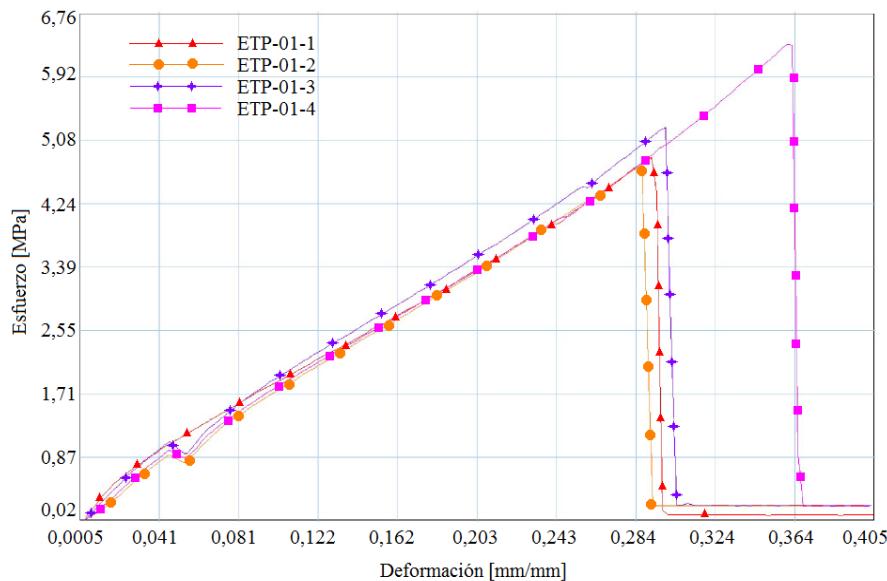


Figura 47 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas en Resina Polimérica, plano XZ

Las Probetas ETP-01 de resina polimérica presenta una deformación mucho más uniforme en todos los ensayos de este plano, se encuentran en un rango de deformación de 0,284 a 0,368 [mm/mm], lo que permite soportar esfuerzos de 4,76 hasta 6,35 [MPa], y al realizar una media de los esfuerzos se obtiene el valor de 5,305 [MPa], con una desviación estándar 0,733 [MPa] y un coeficiente de variación de 13,8% que indica que los datos no varían tan ampliamente.

Para calcular el módulo de Young se hace lo mismo que con el diagrama esfuerzo – deformación de las probetas de Ninja Flex, se utiliza (2.2) para calcular la pendiente de cada curva.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{2,69 - 1,71}{0,162 - 0,091} [MPa] = \frac{0,98}{0,071} [MPa] = 13,803 [MPa]$$

Tabla 8

Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-01, dirección XZ

PROBLEM	FMax(N)	CMax(MPa)	CYield(MPa)	E(MPa)
ETP-01-1	157,78	4,86	1,09	13,803
ETP-01-2	148,21	4,76	0,79	14,915
ETP-01-3	157,95	5,25	0,95	16,787
ETP-01-4	197,39	6,35	0,96	13,939
	165,332	5,305	0,948	14,861

En la Tabla 8 se presentan los resultados obtenidos durante los ensayos de tracción de las probetas impresas en resina polimérica en dirección XZ.

Plano de impresión XY

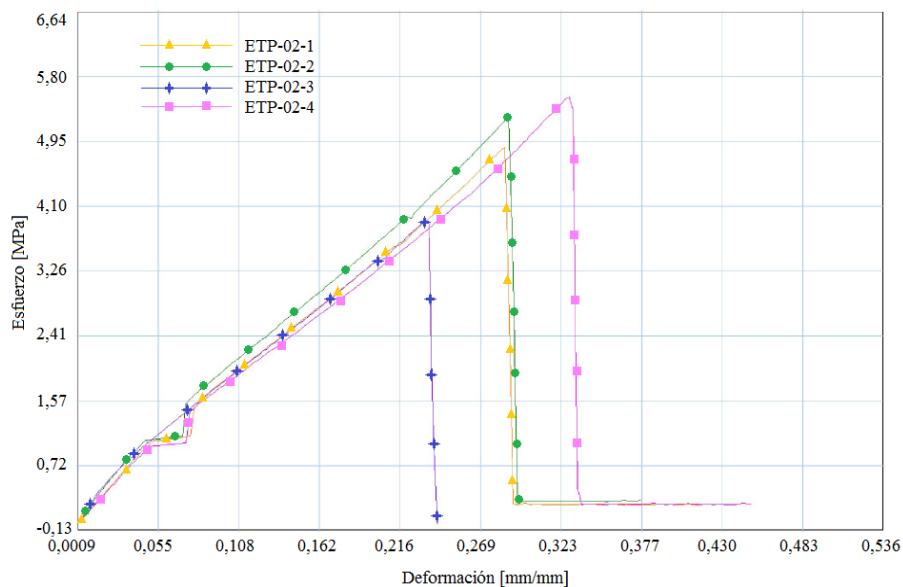


Figura 48 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas en Resina Polimérica, plano XY

Los resultados de ETP – 02 presentan una deformación que varía desde 0,216 a 0,34 [mm/mm], lo que permite soportar esfuerzos máximos desde 4,76 a 6,36 [MPa], una media de 5,305 [MPa]. En base a estos resultados se tiene que la desviación estándar de los mismos es de 0,733 [MPa] con un coeficiente de variación al 13.8 % lo que indica que los resultados son muy cercanos a la media.

En la tabla 9 se presenta los resultados de fuerza máxima, esfuerzo máximo, esfuerzo de fluencia y módulo de elasticidad de cada una de las probetas ensayadas, para realizar el cálculo del módulo de elasticidad o Young se utiliza (2.2):

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{2,764 - 1,57}{0,162 - 0,0815} [MPa] = \frac{1,194}{0,0805} [MPa] = 14,832 [MPa]$$

Tabla 9

Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-02, dirección XY

PROBLEM	FMax(N)	CMax(MPa)	CYield(MPa)	E(MPa)
ETP-02-1	157,95	4,87	0,78	14,832
ETP-02-2	160,47	5,27	0,75	16,135
ETP-02-3	127,90	3,90	0,45	14,859
ETP-02-4	181,45	5,54	0,81	13,939
	156,942	4,895	0,697	14,941

Plano de impresión ZX

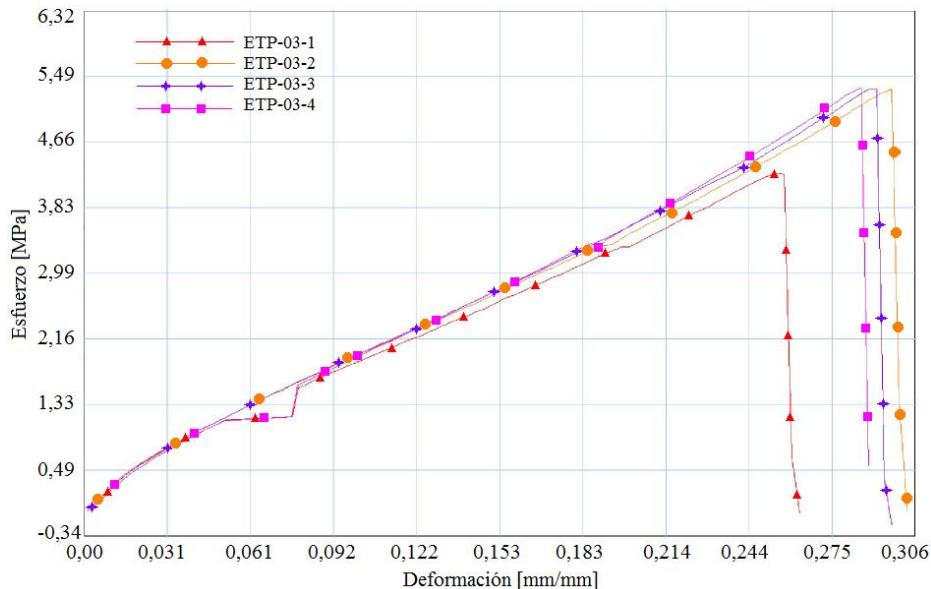


Figura 49 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas en Resina Polimérica, plano ZX

De los resultados de las probetas ETP – 03 de resina polimérica se obtiene que las deformaciones tienen un rango de 0,26 a 0,305 [mm/mm], a su vez soportan esfuerzos de 4,26 hasta 5,34 [MPa], valor medio de 5,066 [MPa], una desviación estándar 0,535 [MPa] y un coeficiente de variación de 10,6%.

En la tabla 10 se presenta los resultados del ensayo realizado a la resina polimérica impresa en el plano ZX, para realizar el cálculo del módulo de Young se utiliza (2.2) para calcular la pendiente de cada curva.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{3,06 - 2,16}{0,1833 - 0,1185} [MPa] = \frac{0,9}{0,0648} [MPa] = 13,889 [MPa]$$

Tabla 10

Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-03, dirección ZX

PROBLEM	FMax(N)	CMax(MPa)	CYield(MPa)	E(MPa)
ETP-03-1	127,90	4,26	0,56	13,889
ETP-03-2	157,45	5,33	0,69	15,089
ETP-03-3	155,26	5,33	0,62	15,821
ETP-03-4	155,10	5,34	0,59	16,135
	148,928	5,062	0,615	15,234

La resina polimérica presenta resultados muy similares en cuanto sus valores de esfuerzos, fuerza y módulo de elasticidad, pero las probetas que soportaron más carga fueron las impresas en el plano ZX con 5,305 [MPa] y un módulo de elasticidad de 14,861 [MPa] por lo que se selecciona esta como mejor dirección para impresión de este material. Al realizar una comparación con la hoja de datos del material que se encuentra en el Anexo B, existe una diferencia de 2,4 [MPa] en la resistencia a la tracción por lo que se debe tener en cuenta que en la hoja de datos estos valores fueron sacados mediante la norma ASTM D412-06 y para nuestro análisis por recomendación de la empresa se realizó con la norma INEN 1165 con lo cual los datos de velocidades de prueba, y precarga cambian de acuerdo con el caso.

c) Probetas de SemiFlex

SemiFlex al igual que NinjaFlex son fabricados por la empresa NinjaTek y en la hoja de datos de SemiFlex la empresa expone que este material posee características muy similares a NinjaFlex debido que está hecho en base a TPU con la diferencia que posee una mayor resistencia a la tracción, en consecuencia, a ello y debido a que ya se tiene el ensayo de las probetas de Ninja Flex

se procede únicamente a realizar el ensayo de la impresión en dirección *XY* que fue la dirección que mejores resultados presento en el ensayo. Las probetas se realizaron con un relleno al 60% debido a que el guante se imprimirá con esas características.

Las probetas utilizadas para este ensayo se imprimieron en la máquina Lulzbot Mini con un dimensionamiento en base a la norma ASTM D638 en la cual se especifica las medidas para la probeta, el tipo de probeta utilizado es el tipo IV, para el ensayo se tomó en cuenta una velocidad de prueba de 500 [mm/min], y sin precarga. Durante el ensayo se presentó una temperatura ambiente de 16° C, con una humedad del 87%.

A continuación, se presenta la gráfica de esfuerzo deformación de los resultados de las probetas de SemiFlex, ver Figura 50.

Plano de impresión XY

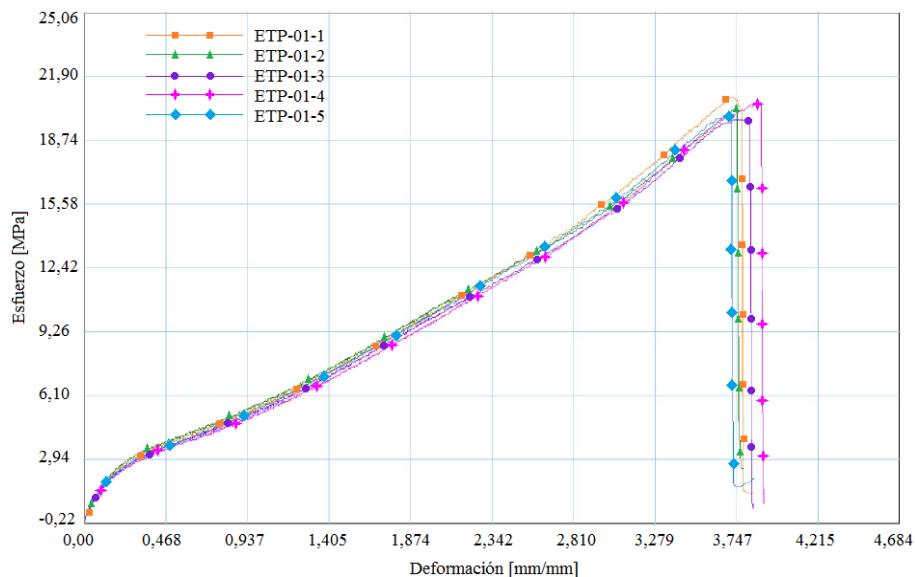


Figura 50 Diagrama Esfuerzo – Deformación de probetas impresas en SemiFlex, plano XY

Para realizar el cálculo del módulo de Young se hace lo mismo que con el diagrama esfuerzo – deformación de las probetas de NinjaFlex, se utiliza (2.2) para calcular la pendiente de cada curva.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{12,16 - 6,10}{2,342 - 1,113} [MPa] = \frac{6,06}{1,229} [MPa] = 4,931 [MPa]$$

Tabla 11

Resultados experimentales del ensayo de tracción de las Probetas-03, dirección ZX

PROBLEM	FMax(N)	CMax(MPa)	CYield(MPa)	E(MPa)
ETP-01-1	590,10	20,88	3,01	4,931
ETP-01-2	577,48	20,30	3,11	4,931
ETP-01-3	561,70	19,76	2,94	4,739
ETP-01-4	590,10	20,64	2,81	5,44
ETP-01-5	575,90	20,06	2,97	4,68
	579,06	20,33	2,969	4,944

Como se pudo observar las gráficas de los ensayos realizados en SemiFlex presentan un comportamiento muy similar entre prueba y prueba, la deformación de las probetas varía entre 3,6 a 3,8 [mm/mm], los esfuerzos máximos soportados por las probetas se encontraron entre 19,76 a 20,88 [MPa], una media de 20,326 [MPa] con una desviación estándar de 0,447 [MPa] y un coeficiente de variación de 2,2% con lo que se asegura que los datos de las medias son sumamente significativos.

En función al informe reportado por la empresa del Centro de Fomento Productivo Metal-mecánico Carrocero en el cual adjuntan los cálculos de módulo de elasticidad Anexo F se observa que existe una variación pequeña en los cálculos realizados, lo cual se debe a que los cálculos se

realizaron en base a una estimación dentro de las gráficas y la empresa puede utilizar los cálculos con datos exactos. Por otro lado, la hoja de datos presenta el esfuerzo a la tracción con un valor de 43 [MPa] frente a los 20,326 [MPa] obtenidos del ensayo, esta diferencia se da por el porcentaje de relleno que las probetas presentan.

2.1.4 Selección del material para el prototipo de la órtesis

Con todos los resultados de los ensayos realizados se procede a seleccionar el material que presente las mejores características para realizar el prototipo del guante para rehabilitación, en la sección anterior se observa que las probetas de SemiFlex presentan resultados mucho más favorables para la aplicación que se requiere.

El módulo de Elasticidad de la resina Polimérica en comparación al de NinjaFlex o Semi-Flex tiene una diferencia amplia, pero esto conlleva a que el material sea un poco más frágil y se rompa sin presentar mayor deformación lo cual para la construcción del prototipo de órtesis funcional para rehabilitación no cumple con las características necesarias.

2.2 Diseño mecánico de la órtesis funcional de mano

La órtesis funcional de mano se diseñó con el objetivo de brindar comodidad y seguridad para realizar los movimientos de rehabilitación, para ello es necesario tomar en cuenta las medidas antropométricas de la mano humana y fuerzas que actúan sobre el guante, es decir, la fuerza máxima que puede realizar la mano al momento de cerrarla. Se escoge realizar el prototipo de órtesis de mano derecha para rehabilitación, debido a lo descrito en la Sección 1.1.6 en el cual se menciona que en un estudio realizado en el país, la mano que sufre mayores afecciones es la derecha.

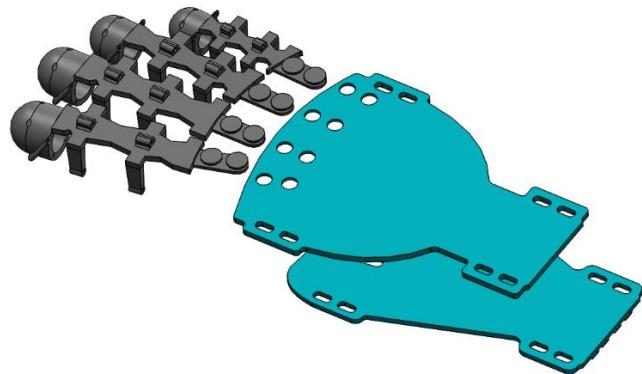


Figura 51 Diseño propuesto de la Órtesis funcional

En la Figura 51 se puede observar el diseño de la órtesis funcional de mano que permite realizar un fácil ensamblaje de los dedos a la palma superior, se realiza el diseño para los cuatro dedos debido al tipo de ejercicios para rehabilitación que se encuentran dentro de los artículos del Dr. Carlos López Cubas Fisioterapeuta (Carlos López Cubas, 2015). La órtesis funcional de mano cuenta en su diseño con agujeros que permiten que el tensor alámbrico realice la flexión y extensión de los dedos.

En cuanto al análisis del material, se tomó en cuenta los lugares más críticos dónde se podrá generar fallas, así poder corroborar que el material soportará las cargas que actúan sobre él.

2.2.1 Parámetros de diseño

a) Antropometría de la mano

Uno de los parámetros más importantes en el diseño de la órtesis es la medida de los elementos que la conforman, la ciencia que nos permite obtener valores estandarizados es la antropometría, que estudia la determinación y aplicación de las medidas del cuerpo humano. Las medidas del cuerpo humano tanto en reposo como en movimiento están determinadas por la longitud de sus

huesos, el espesor de las capas musculares y tejidos, forma y mecánica de las articulaciones. (Melo, 2009)

Debido a la variedad de estaturas de cada persona en función de su raza o género, estas dimensiones varían, para ello se hace un estudio estadístico, al dividir en percentiles al número total de la muestra. Las figuras y tablas siguientes muestran los resultados de estos estudios.

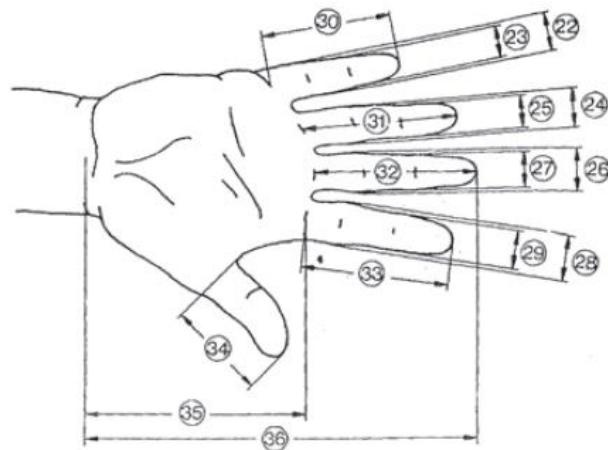


Figura 52 Medidas antropométricas de la mano
Fuente: (Melo, 2009)

Tabla 12
Medidas antropométricas de la mano

Dimensiones en cm	Percentiles		
	5%	50%	90%
22. Ancho del meñique en la palma de la mano	1.8	1.7	1.8
23. Ancho del meñique próximo de la yema	1.4	1.5	1.7
24. Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1.8	2.0	2.1
25. Ancho del dedo anular próximo de la yema	1.5	1.7	1.9
26. Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1.9	2.1	2.3
27. Ancho del dedo mayor próximo de la yema	1.7	1.8	2.0

28. Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1.9	2.1	2.3
29. Ancho del dedo índice próximo de la yema	1.7	1.8	2.0
30. Largo del dedo Meñique	5.6	6.2	7.0
31. Largo del dedo Anular	7.0	7.7	8.6
32. Largo del dedo Mayor	7.5	8.3	9.2
33. Largo del dedo Índice	6.8	7.5	8.3
34. Largo del dedo Pulgar	6.0	6.7	7.6
35. Largo de la palma de la Mano	10.1	10.9	11.7
36. Largo Total de la Mano	17.0	18.6	20.1

Fuente: (Melo, 2009)



Figura 53 Medidas de grosor de la mano y pulgar según Normas DIN 33 402-2

Fuente: (Melo, 2009)

Tabla 13

Medidas del grosor de la mano y el pulgar

Dimensiones en cm	Percentiles		
	5%	50%	90%
37. Ancho del dedo Pulgar	2.0	2.3	2.5
38. Grosor de la mano	2.4	2.8	3.2

Fuente: (Melo, 2009)



Figura 54 Medidas de ancho de la mano según Normas DIN 33 402-2

Fuente: (Melo, 2009)

Tabla 14

Medidas del ancho de la mano

Dimensiones en cm	Percentiles		
	5%	50%	90%
39. Ancho del dedo Pulgar	9.8	10.7	11.6
40. Grosor de la mano	7.8	8.5	9.3
42. Ancho del dedo Pulgar	19.5	21.0	22.9
43. Grosor de la mano	16.1	17.6	18.9

Fuente: (Melo, 2009)

b) Ergonomía

Se dice que la ergonomía es la ciencia que estudia la relación entre las personas y entornos, es decir, se apoyan de otras ciencias como p.ej. anatomía, fisiología y psicología, para encontrar una armonía y comodidad física - mental. Existen dos factores ergonómicos que hay que tener en cuenta en el diseño, en primer lugar las limitaciones para el uso del objeto y la forma de interacción. En segundo lugar tienen que ver con la adaptabilidad del objeto el cual debe ser inclusivo para todos los consumidores (Maggi, 2017).

De acuerdo a la órtesis, es apropiado determinar los movimientos para su correcta acción; otro punto importante son los efectos del uso del guante ya que interferirán en las habilidades de la

mano, como disminución de la potencia de sujeción, siendo importante considerar el material y espesor adecuado para actividades repetitivas.

2.2.2 Fuerza Máxima de Agarre

Para el estudio es de suma importancia tener valores de las fuerzas máximas que actúan en el cierre de los dedos de la mano, esto servirá para realizar cálculos de diseño y poder validar el prototipo en función de factores de seguridad y criterios de diseño.

En la actualidad, en el Ecuador no se han realizado estudios que alberguen datos estadísticos de la variabilidad en la fuerza del puño en personas con problemas motrices. Es por tal razón que se examinó varios estudios en otros países y se llegó a la conclusión que la tesis “Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante”, es el adecuado para nuestro trabajo por su completo análisis y recolección de información.

De acuerdo a los datos obtenidos en dicho estudio se obtuvieron varias tablas, entre las más relevantes, se indica el promedio de la fuerza máxima de agarre por Mano Dominante (MD) y Mano no Dominante (MND). Los datos del estudio se muestran en la Tabla 15 y 16, por facilidad de cálculos en el trabajo se realizó una conversión de las fuerzas promedio de [Kgf] a [N].

Tabla 15

Promedio y desviación estándar de la fuerza máxima de agarre, población femenina

PRUEBAS	PROMEDIO FUERZA [N]	DESVIACIÓN ESTANDAR
MD	240,06	52,3
MND	225,95	50,5

Fuente: (Muñoz, De la Vega, Lopez, Ortiz, & Duarte, 2009)

Tabla 16*Promedio y desviación de la fuerza máxima de agarre, población masculina*

PRUEBAS	PROMEDIO FUERZA [N]	DESVIACIÓN ESTANDAR
MD	417,57	88,9
MND	390,3	103,85

Fuente: (Muñoz *et al.*, 2009)

El valor promedio de fuerza seleccionado para realizar los cálculos de diseño, es el de la población masculina MD, 417,57 [N]. Su selección se debe a que es el valor más grande de esfuerzo en agarre.

$$F_A: \text{Fuerza total de agarre} = 417,57 \text{ [N]}$$

2.2.3 Cálculo de esfuerzos críticos en la Órtesis de Mano

Los cálculos de esfuerzos son necesarios para obtener factores de seguridad con lo que se puede validar el diseño de la órtesis. Principalmente se analizará las zonas críticas, como el dedo meñique, por tener secciones pequeñas donde es propenso que falle el diseño.

a) Esfuerzo a Tensión

La fuerza máxima de agarre utilizada es 417,57 [N], ya que el diseño consta de cuatro dedos, se establece que la fuerza se distribuye de forma uniforme con lo que cada dedo soportará la Fuerza de Agarre dividida para la cantidad de dedos.

$$F_i: \text{Fuerza Agarre individual} = \frac{F_A}{4}$$

$$F_i = \frac{417,57}{4} \text{ [N]} = 104,4 \text{ [N]}$$

En la Figura 55 se muestra la sección crítica del dedo meñique sometida a esfuerzo de tensión.

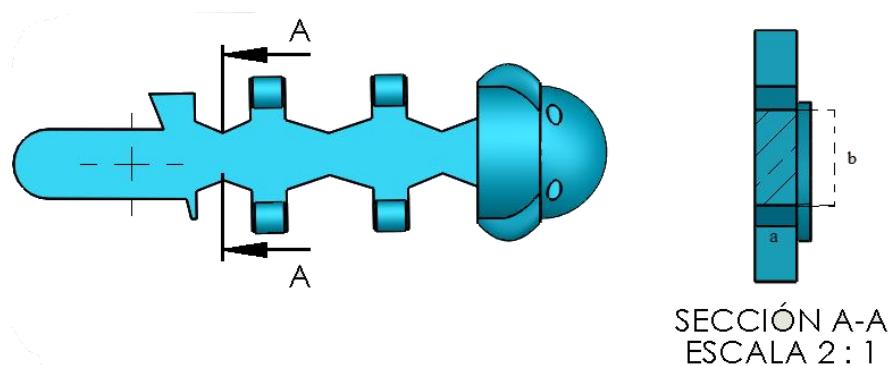


Figura 55 Sección crítica dedo meñique

Para obtener el esfuerzo a tensión se utiliza (2.3), en un área rectangular como el de la Figura 56, en el que se encuentran las medidas donde es aplicada la fuerza.

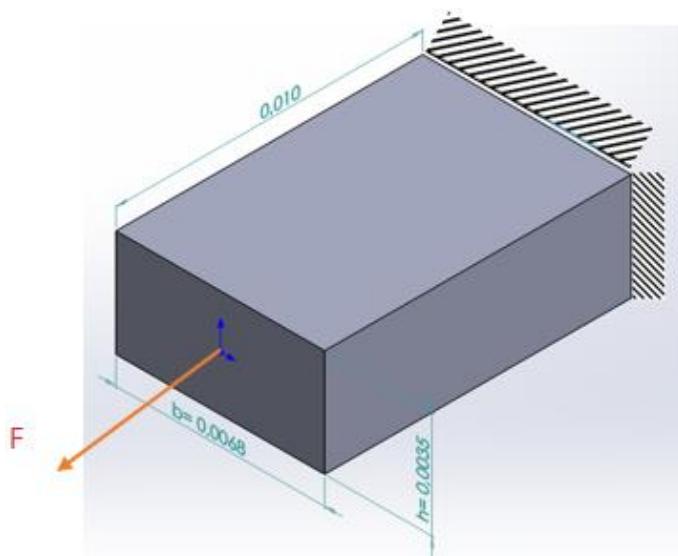


Figura 56 Modelado de sección crítica a tensión

$$\sigma_T: \text{Esfuerzo a tensión} = \frac{F}{A} \quad (2.3)$$

$$\sigma_T = \frac{104,4 [N]}{(6,8 \times 10^{-3} \cdot 3,5 \times 10^{-3}) [m^2]} = 4,4 [MPa]$$

Se procede a calcular el factor de seguridad (2.4), determinada por el cociente entre la resistencia del material, en este caso se utiliza el promedio de resistencia obtenida en el análisis de materiales, sobre el esfuerzo a tensión.

$$F_s = \frac{S_{ut}}{\sigma_T} \quad (2.4)$$

$$F_s = \frac{20,33 [MPa]}{4,4 [MPa]} = 4,6$$

El Factor de Seguridad Sugerido (F_{ss}) es 2 ya que se encontrará en condiciones razonablemente constantes y sujeto a cargas fácilmente determinables.

$$F_s \geq F_{ss} \therefore Si cumple$$

b) Flexión Máxima

En la figura 57 se muestra la sección crítica del dedo meñique sometida a esfuerzo a flexión.

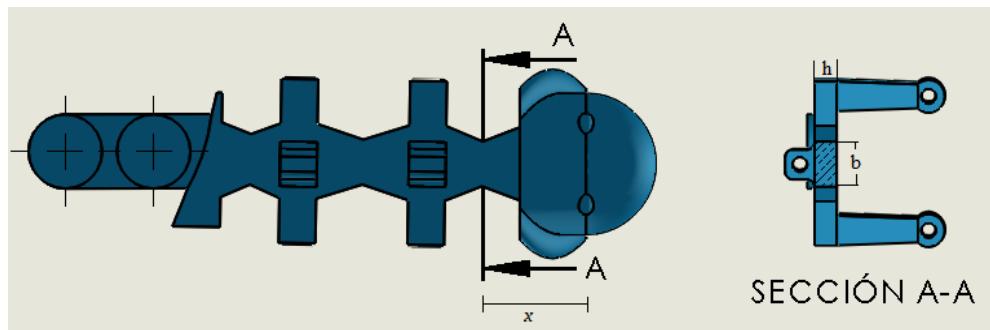


Figura 57 Sección crítica a flexión dedo meñique

Se analiza dicha sección, para calcular la máxima deflexión que se generará con la fuerza máxima que puede hacer una persona. La figura 58 muestra las dimensiones necesarias para realizar los cálculos de deflexión del dedo (2.5) e inercia de la Sección (2.6).

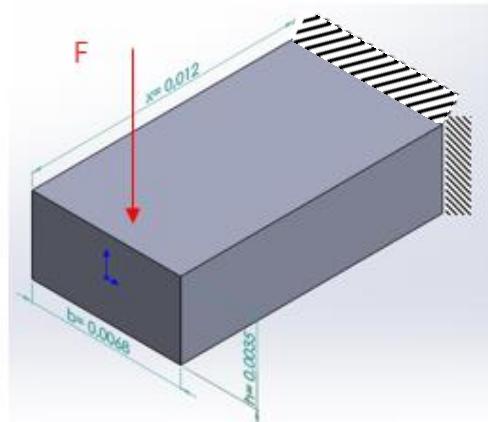


Figura 58 Modelado sección crítica a flexión

$$y_{max} = \frac{-P x^3}{3EI} \quad (2.5)$$

Donde x es la distancia desde el último punto de apoyo hasta donde se genera la fuerza proveniente del tensor.

$$I: Inercia = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (2.6)$$

Donde b es la base de valor de $6(10^{-3})[m]$ y h altura de valor de $3(10^{-3})[m]$

$$I = \frac{6(10^{-3}) [m] \cdot 3.5(10^{-3})^3 [m^3]}{12} = 2,1438(10^{-11}) [m^4]$$

Una vez calculado la inercia se puede determinar la máxima deflexión (2.5).

$$y_{max} = \frac{-P x^3}{3EI} = \frac{-(104.4) (10(10^{-3}))^3}{3 (4.94(10^6))(2,1438(10^{-11}))} = \frac{N(m^3)}{\left[N/m^2\right][m^4]}$$

$$y_{max} = -0.3286[m]$$

c) Esfuerzo por Corte

De acuerdo al diseño realizado, las secciones que presentan más peligro de fallo por corte son los canales por los que pasan el tensor, se ha realizado un corte para visualizar el área sometida a dicho esfuerzo, ver Figura 59.

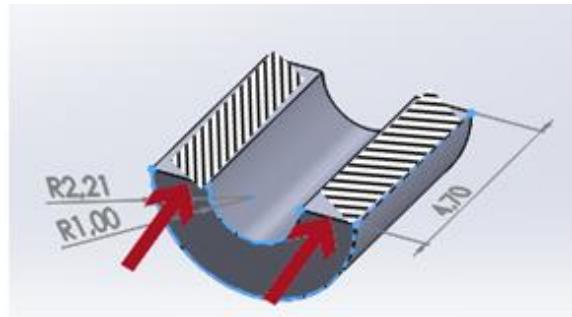


Figura 59 Sección sometida a esfuerzo por corte

La sección de corte es rectangular por lo que su área (2.7) viene dada por la diferencia del diámetro superior y el agujero por el que pasa el tensor.

$$A: \text{área} = b \cdot h \quad (2.7)$$

$$b: \text{base} = 4,41 [mm] - 2 [mm] = 2,41 \times 10^{-3} [m]$$

$$h: \text{altura} = 4,2 \times 10^{-3} [m]$$

$$A = 18,52 \times 10^{-3} [m^2]$$

El esfuerzo por corte (2.8) viene dado por el cociente entre la fuerza de agarre y la sección de acción de la fuerza cortante.

$$\tau = \frac{F_i}{A} \quad (2.8)$$

$$\tau = \frac{104,4}{18,52 \times 10^{-3}} \frac{[N]}{[m^2]} = 5,6 [KPa]$$

De igual manera para validar el diseño se procede a calcular el factor de seguridad (2.9) de acuerdo al esfuerzo por corte.

$$F_s = \frac{S_{ut}}{\tau} \quad (2.9)$$

$$F_s = \frac{20,33 \times 10^6}{5,6 \times 10^3} \frac{[Pa]}{[Pa]} = 3630$$

El factor de seguridad es excesivamente grande comparado al F_{ss} : 2, con lo que se demuestra que el diseño realizado de la órtesis soportará con facilidad esfuerzos de corte.

$$F_s \geq F_{ss} \therefore Si cumple$$

2.2.4 Cálculo de esfuerzos críticos en el Tensor

El tensor seleccionado fue el Hilo de Nylon de $\Phi 0,6$ mm para pesca, ver Figura 60. Este hilo fue elegido por presentar buenas características de resistencia y fundamentalmente por el diámetro del hilo, que mediante experimentación, éste logró un mejor movimiento de los dedos de la órtesis.



Figura 60 Tensor: Hilo Nylon de 0,6mm

Para validar la selección del hilo como tensor para la órtesis, es necesario obtener el factor de seguridad (2.10) de acuerdo a la fuerza de resistencia del hilo y la fuerza que será aplicada.

$$F_R: \text{Resistencia del tensor} = 15,3 \text{ [Kgf]} = 150,04 \text{ [N]}$$

$$F_i = 104,4 \text{ [N]}$$

$$F_S = \frac{F_R}{F_i} \quad (2.10)$$

$$F_S = \frac{150,04 \text{ [N]}}{104,4 \text{ [N]}} = 1,44$$

El factor de seguridad sugerido es de 1,25 ya que es un material confiable bajo condiciones controladas

$$F_{SS} \geq F_S \therefore \text{Si cumple}$$

2.2.5 Diseño del mecanismo de control de movimiento

a) Ejes

Para el cálculo de esfuerzos que soportan los ejes, es necesario conocer las fuerzas y momentos que actúan sobre éste, además de las dimensiones del elemento y distancia de acción de las fuerzas. La figura 61 muestra el diseño del eje realizado en el software CAD (Diseño Asistido por Computador).

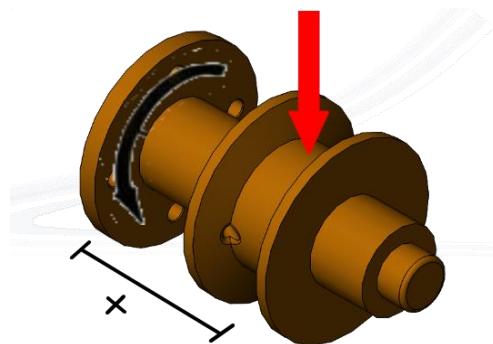
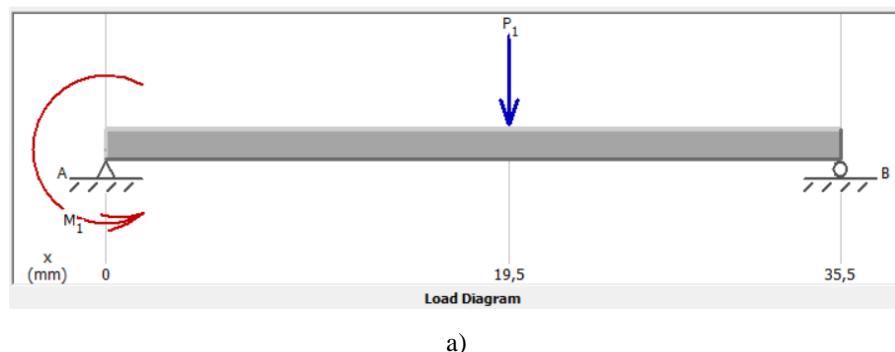


Figura 61 Diseño de Eje en Software CAD

A continuación se visualizarán tres diagramas realizados en un software de análisis de esfuerzos, dónde se ingresaron previamente los parámetros mencionados.



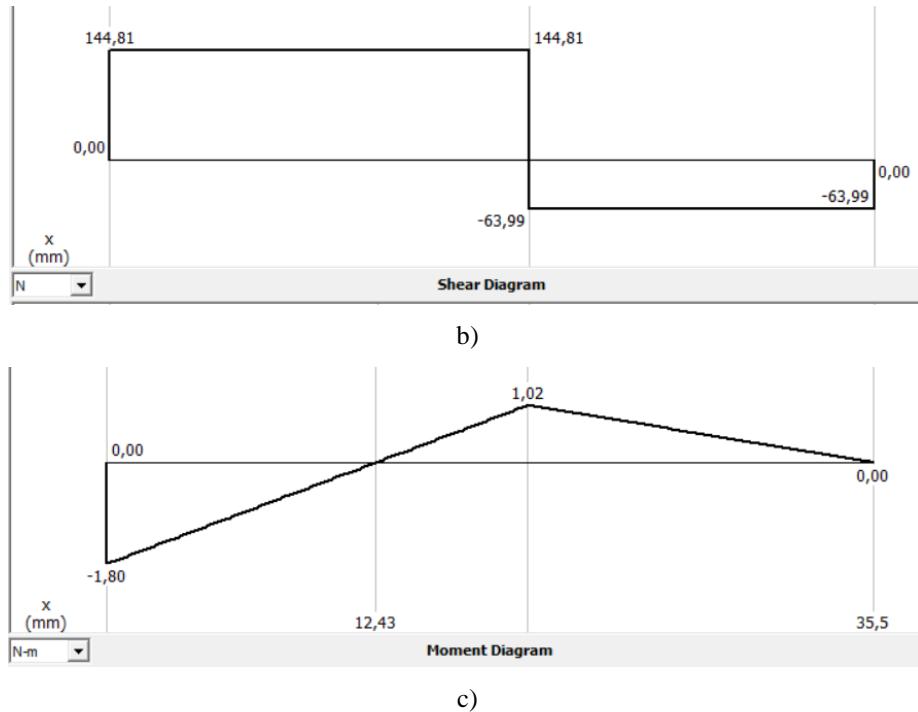


Figura 62 a) Diagrama de Cargas, b) Diagrama de Fuerzas y c) Diagrama de Momentos

b) Validación del Diseño

Para la validación del diseño del eje, se usa la teoría de la Máxima Energía de Distorsión, será necesario calcular en primer lugar el esfuerzo normal (2.11) y esfuerzo cortante (2.12).

$$\sigma = \frac{32 M}{\pi \phi^3} \quad (2.11)$$

Donde M es el momento máximo, su valor es 1,8 [N.m] (Figura 62c); ϕ es el diámetro del eje, su valor es de 0,01 [m].

$$\sigma = \frac{32(1,8)}{\pi (0,01)^3} \frac{[N.m]}{[m^3]} = 18,33 [MPa]$$

Para el cálculo del esfuerzo cortante, es necesario el torque generado en el eje (2.13)

$$\tau = \frac{16T}{\pi \phi^3} \quad (2.12)$$

Donde T es el torque generado en el eje y ϕ es el diámetro del eje, su valor es de 0,01 [m].

$$T = 2F_i \cdot x \quad (2.13)$$

Donde F_i es la fuerza individual de agarre, su valor es 104,4 [N]; x es la distancia desde el apoyo al lugar de acción de la fuerza, su valor es $19,5 \times 10^{-3}$ [m]. Nota: Se multiplica por 2 ya que cada motor moverá dos dedos.

$$T = 2(104,4 [N]) \cdot 19,5 \times 10^{-3} [m] = 4,07 [Nm]$$

$$\tau = \frac{16(4,07)}{\pi (0,01)^3} \frac{[N \cdot m]}{[m^3]} = 20,73 [MPa]$$

Una vez obtenidos los dos valores se utiliza (2.14) para calcular el esfuerzo cortante máximo, necesario para el cálculo del factor de seguridad

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} \quad (2.14)$$

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{18,33 [MPa]}{2}\right) + (20,73 [MPa])^2}$$

$$\tau_{max} = 22,67 [MPa]$$

La teoría de la Máxima Energía de Distorsión (2.15) permitirá validar el diseño del eje.

$$\tau_{max} = \frac{\sigma_y}{F_S} \quad (2.15)$$

Donde S_y es la Resistencia a la rotura en tracción del material ABS, su valor es 50 [MPa];

F_s es el factor de seguridad (2.16)

$$F_s = \frac{S_y}{\tau_{max}} \quad (2.16)$$

$$F_s = \frac{50}{22,67} \frac{[MPa]}{[MPa]} = 2,2$$

El factor de seguridad sugerido para el diseño de ejes impresos es 2.

$$F_s \geq F_{ss} \therefore Si \ cumpie$$

2.2.6 Análisis modelo CAD

Para corroborar que el diseño es correcto, se ejecuta un análisis en un software CAE, el software permite crear un nuevo material al ingresar datos de esfuerzos máximos, módulo de elasticidad, límite elástico, datos del semiflex como el material seleccionado para la impresión. Se elige realizar el análisis del dedo meñique debido a que presenta secciones más pequeñas donde puede ocurrir algún tipo de falla. En la Figura 63 se presentan los resultados obtenidos.

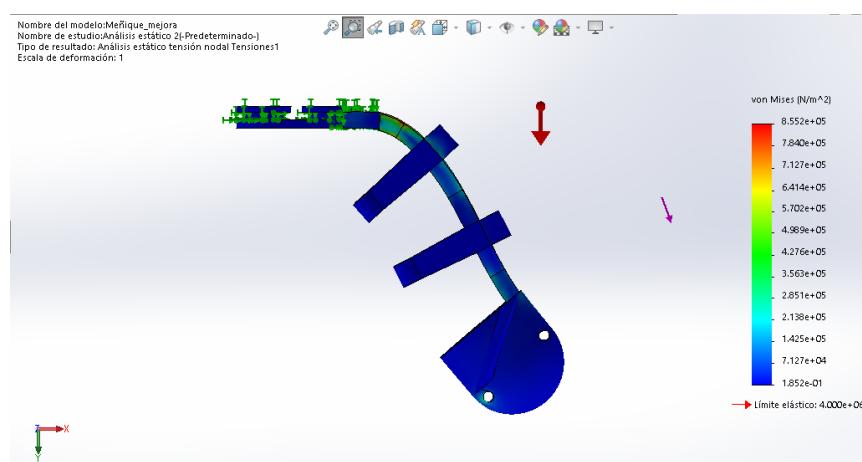


Figura 63 Esfuerzo Von-Mises en dedo meñique

En el análisis de esfuerzos realizado en el software se tiene que el esfuerzo máximo de Von Mises es 0.8552 [MPa], así mismo se procede a realizar el análisis de Factor de seguridad como se observa en la Figura 64 obteniendo un valor de 4.7 el factor mínimo.

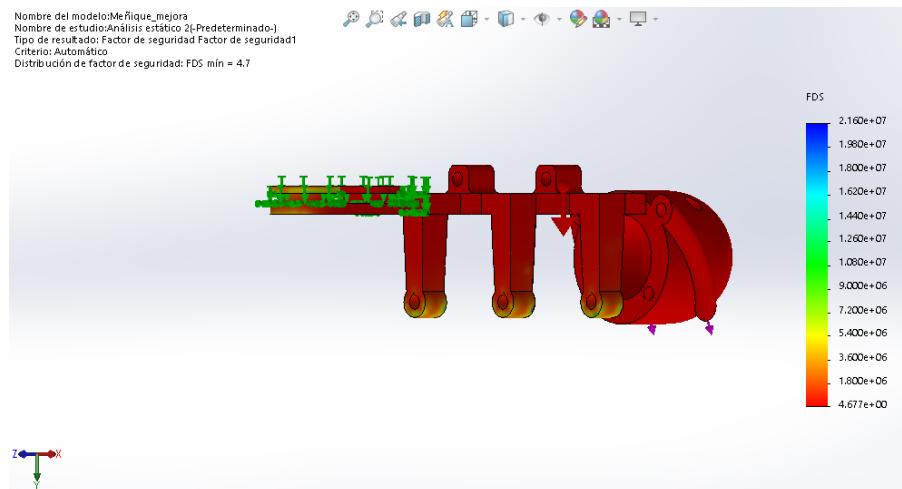


Figura 64 Análisis de Factor de Seguridad

También se ejecuta un análisis del ensamblaje completo del prototipo de órtesis funcional (Figura 65) y se determina de la misma manera el esfuerzo máximo que llega a soportar. La carga utilizada para el análisis al igual que en los cálculos, es el esfuerzo máximo que puede realizar una persona con la mano más hábil.

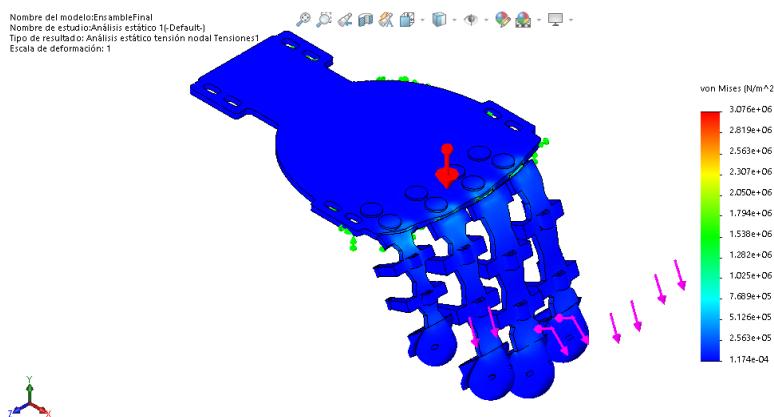


Figura 65 Esfuerzo de Von-Mises en el ensamble de la órtesis

2.3 Selección de componentes eléctricos y control

El propósito de la órtesis funcional de mano es facilitar habilidades motrices mediante rehabilitación, para esto hasta el momento se ha definido el diseño y el material a utilizar en el prototipo; de igual forma se ha detallado los esfuerzos que actúan para establecer la fuerza requerida para mover todo el conjunto de control de la órtesis, es entonces que es necesario especificar los elementos electrónicos, eléctricos y de control que se van a utilizar. Se deberá analizar cuidadosamente los elementos como: Dispositivos de entrada, actuadores, sensores, comunicación, dispositivo de control y alimentación.

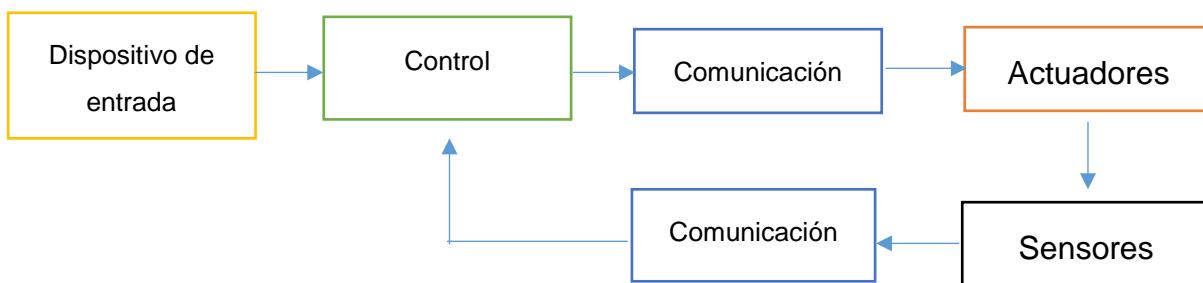


Figura 66 Diagrama de bloques del sistema eléctrico y control

Dentro del diagrama de bloques mostrado en la Figura 66, se puede observar las etapas en las que se concentra esta sección. La selección de los componentes más relevantes será detallada para determinar que alternativa es la más acorde a los parámetros de diseño y limitaciones de la investigación, se utilizará un sistema de puntuación como el indicado en la siguiente tabla que mediante ponderaciones evaluará cada opción.

Tabla 17*Tabla de Ponderaciones*

Interpretación	Porcentaje [%]	Ponderación
Excelente	75 - 100	4
Bueno	50 – 74	3
Normal	25 – 49	2
Insuficiente	0 – 24	1

2.3.1 Actuadores

Los actuadores son componentes capaces de transformar la energía eléctrica en la activación de un proceso o mecanismo, para el caso del proyecto son necesarios cuatro motores, cada uno mueve un mecanismo conformado por un eje y polea, el cual transmite la fuerza del motor hacia los tensores que realizarán el movimiento de la ótesis de mano. Dentro de los motores más relevantes disponible en el mercado local se tiene:

- Tower Pro MG996R
- Power HD 3001HB
- XYZ Robot A1-16
- Dynamixel AX-18A
- Feetech SM80

Tabla 18
Servo Motores Disponibles

Alternativas		Parámetros						Resultado	
Fabricante	Modelo	Tamaño	Peso	Torque	Voltaje	Control	Sensores		
Tower Pro	MG996R	4	2	1	3	1	1	12	
Power HD	3001HB	4	2	1	3	1	1	12	
XYZ Robot	A1-16	3	2	3	3	2	3	16	
Dynamixel	AX-18A	3	2	4	3	4	4	20	
Feetech	SM80	3	2	2	2	4	3	16	

La tabla muestra que el motor Dynamixel AX-18A posee características técnicas superiores a sus competidores, una de ellas estos servo-motores inteligentes, son capaces de enviar información como posición temperatura y voltaje suministrado mediante paquetes de buses TTL. El torque que proporciona este motor es aproximadamente 15%, mayor a uno de su propia familia, el AX-12A superándolo también con casi el doble de velocidad, otras características se pueden ver en el Anexo G. El motor posee sus propios sensores, son capaces de realizar corrección de errores ade-

más poseen una avanzada comunicación industrial. Para la gestión de los sensores internos se encuentra un microcontrolador interno en el servo *i.e.* deja al controlador principal libre para realizar otras funciones. La figura 67 muestra el servomotor seleccionado y a continuación se indica características de sus sensores:



Figura 67 Dynamixel AX-18A Smart Serial Servo

Fuente: (Robotis, 2015)

2.3.2 Sensores

a) Sensor de Posición

La característica es que su posición se basa en el movimiento del sensor de posición rotatorio que traduce la posición mecánica a una señal eléctrica. La señal de salida es analógica y se transmite hacia el microcontrolador ATMEGA8 que gestiona el control del servo. Son diseñados para los usos que requieren ajuste frecuente y se pueden utilizar cuando el usuario necesita controlar una salida variable tal como un control de la velocidad, frecuencia o volumen (BOURNNS, 2015).

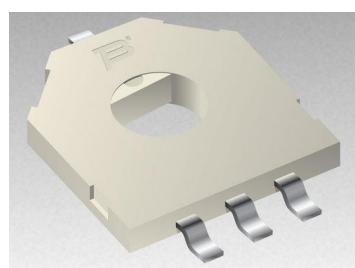


Figura 68 Sensor de Posición Angular

Fuente: (BOURNNS, 2015)

b) Sensor de temperatura

Los sensores de temperatura son aquellos que experimentan variación dependiente de la temperatura del aire o la temperatura superficial de un objeto. Existe una gran variedad de sensores de temperatura que varían de acuerdo a sus características y aplicaciones, como son los termistores (PCT, NTC, Semiconductores). El servo motor DYNAMIXEL AX-18A incorpora ya un sensor de temperatura, por lo que no existe la necesidad de utilizar otro sensor, para obtener el valor de temperatura basta con leer la dirección de la tabla de almacenamiento en la memoria RAM (Serna, Ros, & Rico, 2010). En la Figura 69 se visualiza el PCB interno del servo motor.

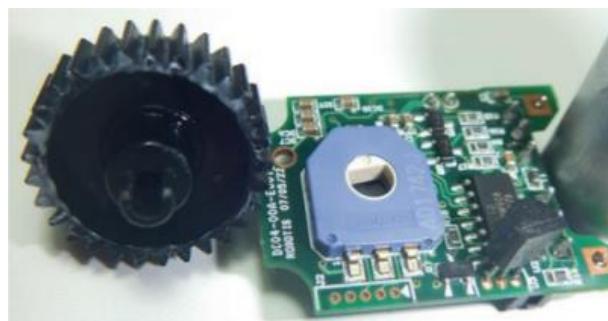


Figura 69 PCB del Servo Motor Dynamixel AX-18A
Fuente: (Thai, 2017)

2.3.3 Dispositivo para adquirir señales musculares

El funcionamiento del sistema se basa en el reconocimiento de gestos de la mano, por lo que es necesario un dispositivo que sea capaz de capturar las señales emitidas por los músculos. El dispositivo seleccionado es el brazalete Myo, ver figura 70. Este dispositivo es un sensor superficial no invasivo que registra las señales eléctricas de los músculos a través de sus 8 sensores, las señales son tomadas de los músculos del antebrazo debido a que estos son los responsables de los movimientos de las diferentes partes de la mano.

El brazalete Myo tiene una unidad de medida inercial con 9 grados de libertad (acelerómetro, giroscopio y orientación, en los tres ejes X, Y y Z); todos los datos registrados se envían mediante Bluetooth. Tanto amplitud como espectro de las señales provenientes del brazalete varían de acuerdo al grosor de la piel, temperatura, flujo sanguíneo y porcentaje de grasa corporal de la persona, además dependerá de la ubicación de los sensores. La fatiga, enfermedades neuromusculares y envejecimiento afectan la calidad de las señales electromiográficas.(León *et al.*, 2018)

La selección de este dispositivo se debe a que ya presenta acondicionamientos de las señales, la comunicación de la información es superior a cualquier otro dispositivo y finalmente ya cuenta con una batería interna recargable.

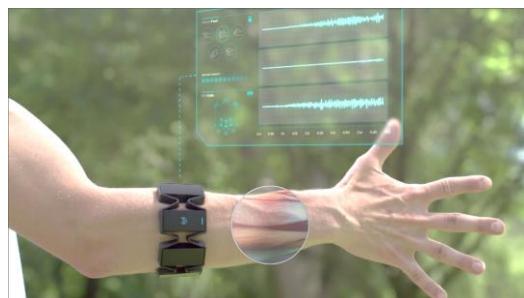


Figura 70 Brazalete Myo

Fuente: (Myo, 2016)

Tabla 19

Características Técnicas Brazalete Myo

Característica	Datos
Peso	100 g
Batería	Litio
Sistema Operativo Compatible	Windows, Mac Os, Android e iOS
Sensores	8 Sensores de actividad Thalmic

CONTINÚA



Procesador	ARM Cortex M4
Comunicación	Bluetooth 4.0

Fuente: (Myo, 2016)

Al ser compatible con cualquier sistema operativo, permite que al conectarlo a una computadora ésta sea controlada por el brazalete mediante movimientos, el proceso de configuración es explicado en su página web. El brazalete Myo ya cuenta con reconocimiento de 5 gestos por defecto, ver figura 71. El brazalete cuenta con un desarrollador libre de programación lo que permite realizar diferentes aplicaciones mediante lenguaje C++ y C#. Como ejemplo de usabilidad, se pueden utilizar el brazalete para controlar apps como p.ej. Arduino, Spotify, Youtube, Netflix, entre otras. (Myo, 2016)



Figura 71 Gestos manuales detectados por sensores musculares EMG patentados

Fuente: (Myo, 2016)

2.3.4 Software de Control

La etapa de control es necesaria para clasificar las señales provenientes del dispositivo de entrada ya que para la rehabilitación del paciente se necesita agregar otros movimientos de la mano que no son reconocidos por el dispositivo. El software requerido debe ser capaz de manejar una gran cantidad de datos, ya que para la creación del clasificador de movimientos es necesario de una gran base de datos que permitan entrenar la red neuronal.

El software utilizado es Matlab ya que es un programa en el cual se tiene conocimientos previos y cumple con los requisitos necesarios para la implementación del algoritmo de control, entrenamiento y reconocimiento de las señales del brazalete Myo. Toda la programación y entrenamiento del sistema de control se analizará en la *Sección 2.4*. Por otra parte en la *Sección 2.5*, se explicará de que consta el sistema de control y su funcionamiento.

2.3.5 Comunicación

La comunicación entre el controlador y los actuadores estará sujeta al protocolo TTL Half Duplex de los servomotores; algo importante es que para controlar los actuadores Dynamixel, el regulador principal necesita convertir sus señales UART al tipo Half Duplex. El esquema recomendado por su fabricante se visualiza en la Figura 72.

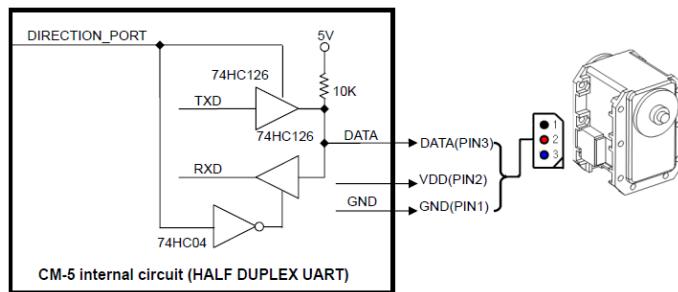


Figura 72 Esquema de conexión Half Duplex UART

Fuente: (Chiquillo, 2009)

La dirección en las señales de los datos nivel TxD y RxD de la TTL dependerán del nivel de DIRECTION_PORT:

- Si el nivel de DIRECTION_PORT es alto: la señal TxD transmite datos.
- Si el nivel de DIRECTION_PORT es bajo: la señal RxD recibe datos.

El método multipunto de los actuadores Dynamixel, con un solo nodo, es posible al utilizar el protocolo UART Half Duplex, ver Figura 73. Este método facilita el control de los servomotores, al usar los protocolos de comunicación propios de los actuadores.

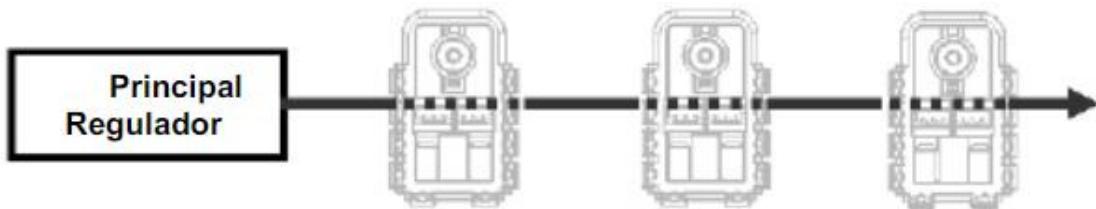


Figura 73 Método multipunto de comunicación Dynamixel
Fuente: (Chiquillo, 2009)

Los actuadores Dynamixel envían paquetes de estado y reciben paquetes de instrucciones, por lo cual su protocolo de comunicación debe ser compatible con un elemento que sea capaz de traducir las señales de los actuadores al computador y viceversa. Existen muchos dispositivos con las características necesarias, por lo que se procederá a analizarlos y seleccionar el mejor de la siguiente lista:

- USB2Dynamixel Adapter
- Arduino Mega 2560
- Open CM 9.04-C
- ArbotiX-M RoboController

Tabla 20
Transmisores RS232

Alternativas		Parámetros				Resultado
Fabricante	Modelo	Tamaño	Velocidad	Protección	Precio	
Dynamixel	USB2D	4	4	3	1	12
Arduino	Mega 2560	2	4	3	4	13
Open CM	9.04-C	4	3	2	3	12
ArbotiX	M	2	3	2	2	9

El dispositivo Arduino Mega 2560 es el que presenta un mejor resultado, a pesar que no sobresalga de los otros dispositivos, posee características importantes que se deben tomar en cuenta, como es la existencia de librerías específicas Dynamixel que ya manejan los paquetes de datos, con lo que la programación de las instrucciones de los actuadores es mucho más rápida y aprehensible para el programador.

a) **Arduino Mega 2560**

Arduino-Mega es una tarjeta de desarrollo de código abierto que cuenta con un microcontrolador Atmega256, el cual posee pines de entrada y salida, analógica y digital. El lenguaje que implementa es el Processing/Wiring, además puede comunicarse a la PC mediante su puerto serial con ayuda del dispositivo de conversión a TTL, ver Figura 74. La tarjeta es un dispositivo USB que de igual forma permite transformar información procedente de un computador a información

legible para dispositivos de potencia p.ej. electro válvulas, motores etc. Posee gran protección contra ruidos electromagnéticos, lo que lo hace inmune a errores de comunicación.



Figura 74 Conversor USB a TTL
Fuente:

b) Esquema de conexión

Como se visualiza en el esquema de conexión Half Duplex UART, es necesario de un buffer tri-estado, compuesto por dos circuitos integrados 74HC04 y 74HC126, o bien se puede utilizar un solo circuito integrado 74LS241 ya que su manejo y conexión son mucho más sencillos; los pines de comunicación estarán sujetos a la Biblioteca que se quiera utilizar en la tarjeta Arduino. En la figura 75 se visualiza el esquema de conexiones entre los motores Dynamixel, el circuito integrado 74LS241, tarjeta Arduino, adaptador USB2TTL y la batería. El esquema final impreso en baquelita se visualiza en el Anexo I.

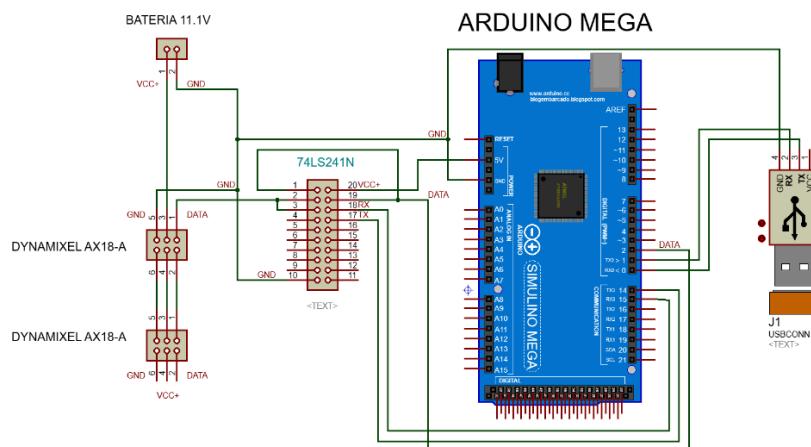


Figura 75 Circuito de control

2.3.6 Batería

Los acumuladores eléctricos consisten en la unión de celdas electroquímicas con la capacidad de suministrar la energía almacenada cuando sea necesario, por lo que dan autonomía a cualquier sistema.

Las baterías de Litio denominadas baterías Li-Ion, funcionan como una pila recargable de dos o más celdas separadas por iones de litio, en modo de descarga los iones de una y otra celda se combinan para formar el elemento estable, la combinación es exo-térmica, es decir, logra producir energía. Esta batería por sus características como tamaño, tiempo de descarga y capacidad son útiles para el proyecto. Para la selección de las baterías se calculó la potencia (2.17) de todos los elementos inherentes y con mayor consumo de potencia.

$$P_T = P_{Arduino} + P_{Motores} \quad (2.17)$$

Para el cálculo de la Potencia del motor se utiliza (2.18), se debe tener en cuenta la cantidad de motores utilizados (2.19), para el cálculo de la potencia consumida por el dispositivo Arduino se utiliza (2.20).

$$P_{Motor} = V_{Motor} * I_{Motor} \quad (2.18)$$

$$P_{Motor} = 12V * 0,4A$$

$$P_{Motores} = 4 * P_{Motor} \quad (2.19)$$

$$P_{Motores} = 4 * 4,8 = 19,2watts$$

$$P_{Arduino} = V_{Arduino} * I_{Arduino} \quad (2.20)$$

$$P_T = P_{Motores} + P_{Arduino}$$

$$P_T = 19,2 \text{ watts} + 2,5 \text{ watts} = 21,7 \text{ watts}$$

El valor de la Potencia total será utilizado para el cálculo de baterías necesarias en el sistema. A continuación se presentan varias alternativas para la selección de las baterías:

- MultiStar 5200mA 4s
- ZIPPY Compact 5800mAh 7S
- Turnigy 5800mAh 3S
- Traxxas 5800mAh

Tabla 21
Parámetros de selección de la batería

Alternativas		Parámetros de Selección					Calificación
Fabricante	Modelo	Tamaño	Capacidad	Voltaje	Descarga		
MultiStar	5200mA 3s	3	3	4	2	12	
ZIPPY Compact	2200mAh 3S	2	3	4	1	10	
Turnigy	2200mAh 3S	4	3	4	4	15	
Traxxas	2200mAh 2S	3	2	1	3	9	

La tabla muestra que la batería Turnigy de 2200 mAh es la mejor opción, debido a su factor de descarga elevado, alta capacidad y voltaje necesario.

a) **Turnigy 9xR 2200 mAh**

Las baterías Turnigy 9xR, fueron diseñadas para ofrecer un gran rendimiento y alta capacidad. Cuenta con protección sobre carga/ descarga como protección sobre corriente, ya integrada en la batería.



Figura 76 Turnigy 9XR 2200mAh

Fuente: (HobbyKing, 2009)

Tabla 22

Características Técnicas de Turnigy 9XR 2200mh

Capacidad	2200mAh
Voltaje	3 Cell / 11.1V
Descarga	1.5 C
Peso	139 g
Dimensiones	100x33x19mm
Conecotor de Carga	JST y JST-XH

Fuente: (HobbyKing, 2009)

El número de baterías requeridas (2.21) viene dado por el cociente entre la Potencia total y la Potencia de la Batería (2.22).

$$NumBat = \frac{P_T}{P_{Bat}} \quad (2.21)$$

$$P_{Bat} = V_{Bat} * I_{Bat} \quad (2.22)$$

$$P_{Bat} = 11,1V * 2,2 A = 24,42 \text{ watts}$$

$$NumBat = \frac{21,7 \text{ watts}}{24,42 \text{ watts}}$$

$$NumBat = 0,89 \approx 1 \text{ Batería}$$

El número de baterías necesarias para la alimentación de los cuatro motores y el dispositivo Arduino es de uno.

2.4 Diseño del sistema de control para la órtesis funcional de mano

Esta sección se centra en explicar el funcionamiento del sistema de control, en primer lugar se detalla el algoritmo que permita clasificar los movimientos ingresados. La adquisición de señales tendrá lugar luego de determinar los movimientos a entrenar para la rehabilitación. Finalmente, en la sección de entrenamiento se analizará la precisión de las muestras, esto permitirá definir la capacidad de los clasificadores de movimientos.

2.4.1 Algoritmo de Control

El algoritmo de control se basa en el proyecto “Reconocimiento de Gestos de la Mano en tiempo real con Redes Neuronales y Myo Armband” de (Benalcazar *et al.*, 2017) . El proceso de clasificación de las señales provenientes del dispositivo Myo comienza con el filtrado de las señales, mediante funciones propias del software Matlab. Al ser 8 sensores se crea una matriz que almacene los datos provenientes de cada sensor, estos datos conformarán la capa de entrada, la Figura 77 muestra una red Neuronal Multicapa.

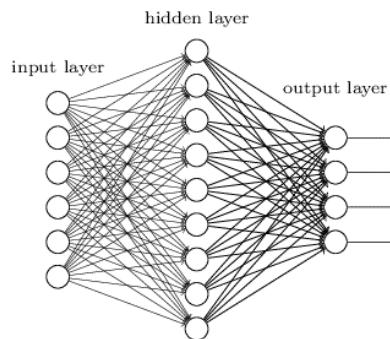


Figura 77 Red Neuronal Multicapa

En cuanto a la capa intermedia, denominada oculta, el software Matlab posee funciones capaces de generar índices de desempeño de la red neuronal (gradiente descendente), los cuales se derivan en función de los pesos sinápticos y por último al aplicar reglas de corrección se minimiza el error cuadrático medio entre la salida esperada de la red y el valor deseado.

Finalmente se encuentra la capa de salida, esta capa encargada de interpretar la red, además de proponer un valor de salida. Las salidas o movimientos esperados del sistema de clasificación son: Relax, IMC (Index and Middle Closed), RPC (Ring and Pinky Closed), Fist y Open. El movimiento de Relax es necesario para diferenciar los movimientos y poder clasificarlos, los demás movimientos fueron seleccionados a partir de analizar terapias de rehabilitación de traumas sufridos en miembros superiores y acorde a movimientos posibles de realizar de acuerdo al mecanismo propuesto.

2.4.2 Adquisición de Señales

La interfaz fue diseñada con el fin de ser amigable con el usuario, con la integración de ventanas de visualización de la actividad de los sensores del dispositivo Myo. Cuenta además con

una ventana para entradas de información de usuario con el propósito de crear una base de datos.

Ver Figura 78.



Figura 78 Interfaz de Adquisición de Señales

Se tiene además ventanas que configuran los parámetros de entrenamiento como el número de repeticiones y tiempo de adquisición (Figura 79). Las funciones principales son las de Grabar las señales, Repetir algún movimiento y Reaunudar la sesión de adquisición.

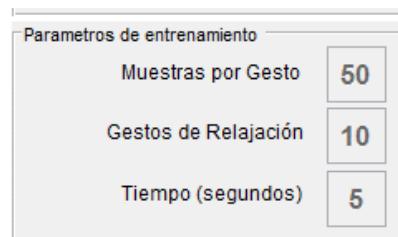


Figura 79 Parámetros de Entrenamiento

Las imágenes de los movimientos propuestos para el entrenamiento de la red neuronal se visualizan en la Figura 80.

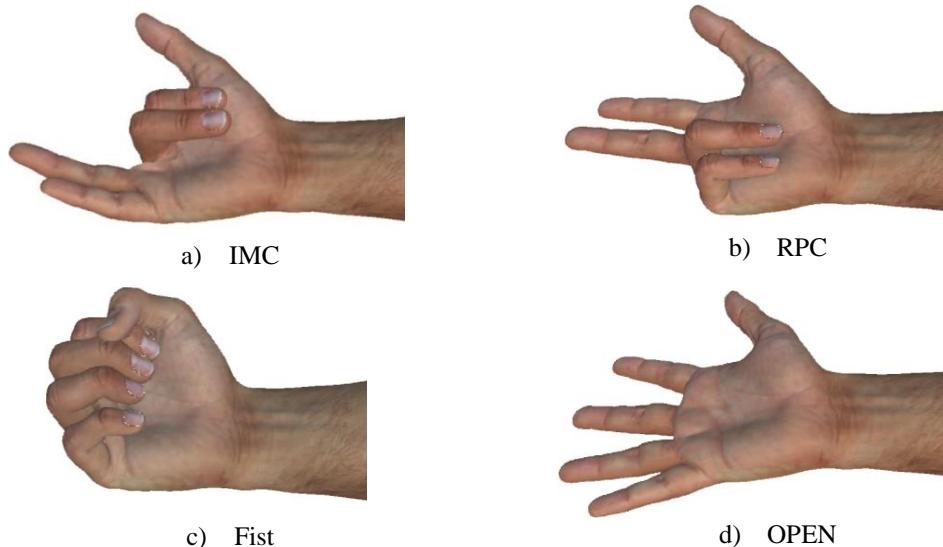


Figura 80 Movimientos propuestos para entrenamiento del clasificador

Se definió la cantidad de 50 personas para entrenar la red, cada persona necesitaba aproximadamente 40 minutos para adquirir sus señales musculares, esto debido a la cantidad necesitada para la creación de la red neuronal. Se validaron gestos que presenten una diferencia significativa para que la red neuronal pueda diferenciar cada gesto.

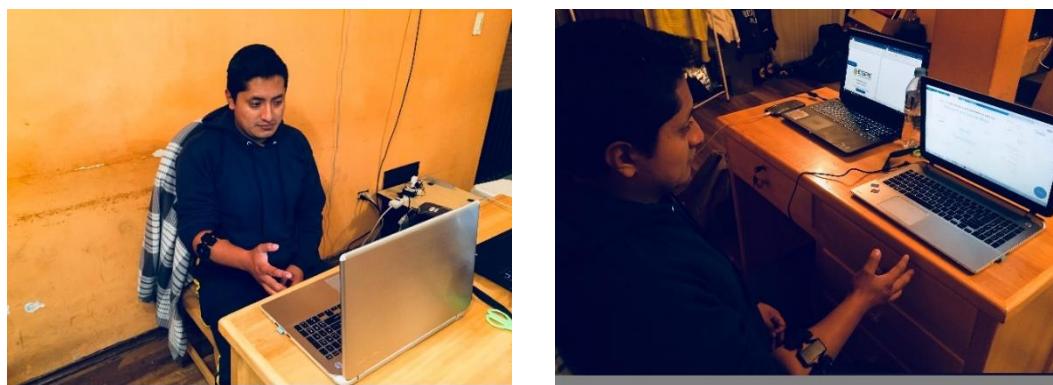


Figura 81 Toma de muestras

Al realizar la toma de muestras con el dispositivo Myo se puede observar las gráficas, en la interface de usuario, obtenidas de cada sensor las mismas que se observan en la tabla 23, estas gráficas se pueden observar en cada gesto y en cada repetición.

Tabla 23
Gráficas de cada gesto



En las gráficas presentadas en la tabla 23 se observa que existe una similar acción muscular captada por los sensores entre los gestos IMC y Abierto por lo que ocasiona que la red neuronal tienda confundirse entre estos dos gestos mientras que por la baja cantidad de señal que presenta puede ocasionar confusión con el gesto relax. Se realizó pruebas antes de seleccionar estos gestos

debido a que únicamente se contrae y extiende dedo por dedo, con lo que se obtuvo señales electromiográficas no lo suficientemente fuertes y diferentes para que pueda generar una red neuronal que clasifique cada movimiento.

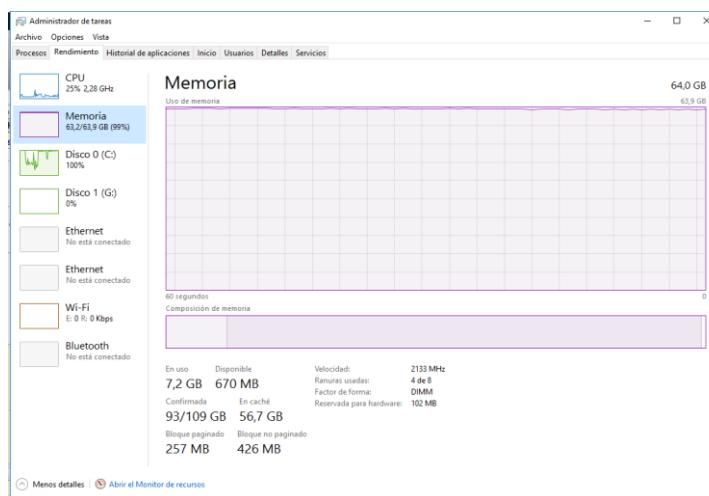
2.4.3 Entrenamiento

El total de datos recogidos para la creación de la red neuronal fueron 210, por lo que para el procesamiento de estos datos se utilizó un computador de escritorio con capacidad de manejo de grandes cantidades de datos, las características del computador usado se presentan en la Tabla 24. Para procesar datos de hasta 4 personas se utilizó una laptop de características mucho más convencionales con una memoria Ram de 16Gb y un procesador Core I7 de sexta generación. En el momento que se utilizaba una gran cantidad de datos para el entrenamiento, la computadora no era capaz de procesarlos por sus bajas características de procesamiento, por lo que se procedió a usar el otro computador.

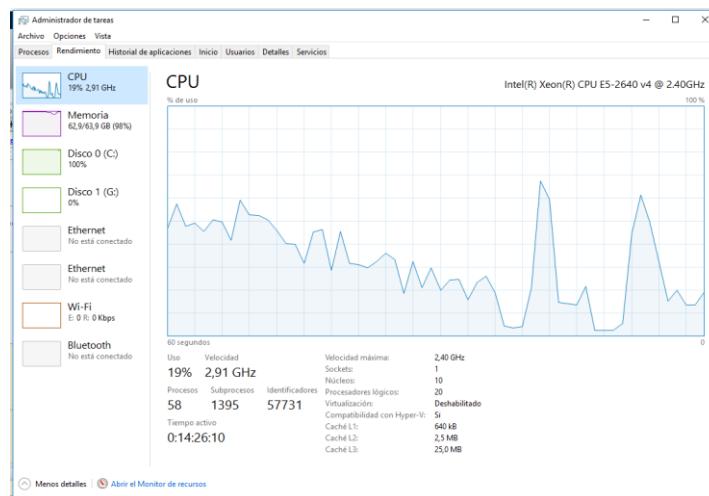
Tabla 24
Características computador escritorio

Características	
Procesador	Intel Xeon E5 – 2670
Disco duro	Disco sólido de 400Gb Disco normal 1Tb
Tarjeta gráfica	Strix 1070 ti
Memoria ram	64 Gb
Sistema operativo	Windows 10 Pro, 64 bits
Núcleos	20 núcleos

El momento de procesar los datos en el computador de escritorio, este usaba su capacidad al máximo como se puede observar en la Figura 82a. El uso de la Memoria Ram fue independiente del número de datos ya que cuando se realizó el procesamiento con los datos de 10, 25 y 50 personas la memoria estuvo a su máxima capacidad.



a) uso de memoria Ram



b) uso de CPU

Figura 82 Procesamiento de datos

Durante el procesamiento en la ventana Comand Window del Matlab se observa las iteraciones que realiza el programa y al final muestra la precisión que se obtiene del entrenamiento de la red (Figura 83).



The screenshot shows the MATLAB Command Window with the title 'Command Window'. It displays the following text:

```

Command Window
New to MATLAB? See resources for Getting Started.
Iteration: 192 | Cost: 1.072764e+00
Iteration: 193 | Cost: 1.070142e+00
Iteration: 194 | Cost: 1.066566e+00
Iteration: 195 | Cost: 1.066359e+00
Iteration: 196 | Cost: 1.065534e+00
Iteration: 197 | Cost: 1.065064e+00
Iteration: 198 | Cost: 1.064925e+00
Iteration: 199 | Cost: 1.064859e+00
Iteration: 200 | Cost: 1.064663e+00

Training Accuracy of the NEURAL NETWORK: 53.29 %
ft Trial>>

```

Figura 83 Comand Window

Tabla 25
Redes Neuronales

Nº de personas	Género	Tiempo de procesamiento	Precisión (%)
1	Hombre	1h 30min	89.52
10	Ambos	3h 45min	53.29
25	Mujeres	35h 10min	45.37
25	Hombres	32h 50min	46.41
50	Ambos	82h 35min	42.49

Para crear la red neuronal se realizó varios entrenamientos como se observa en la Tabla 25, primero se llevó a cabo el entrenamiento para una sola persona, con lo que se obtuvo una precisión de 89.52%, al subir la base de datos a 10 personas para el entrenamiento, se obtuvo una precisión del 53.29%, el porcentaje de precisión bajó debido a que las señales de cada persona no eran tan similares como se esperaba, esto se debe a lo descrito en la sección 2.3.3 que manifiesta que las

señales electromiográficas dependerán del espesor de la piel, temperatura, flujo sanguíneo, entre otros.

Entre otros aspectos que se tomaron en cuenta, las mujeres tienen una constitución más pequeña que los varones, por lo que se procedió a realizar redes neuronales diferentes para cada género, las cuales constaban de 25 personas cada red, con una precisión de 45.37% para las mujeres y 46.41% para los varones. Por último, se unieron las bases de datos de ambos géneros para realizar una red con mayor cantidad de datos, con una precisión de 42.49% para esta red.

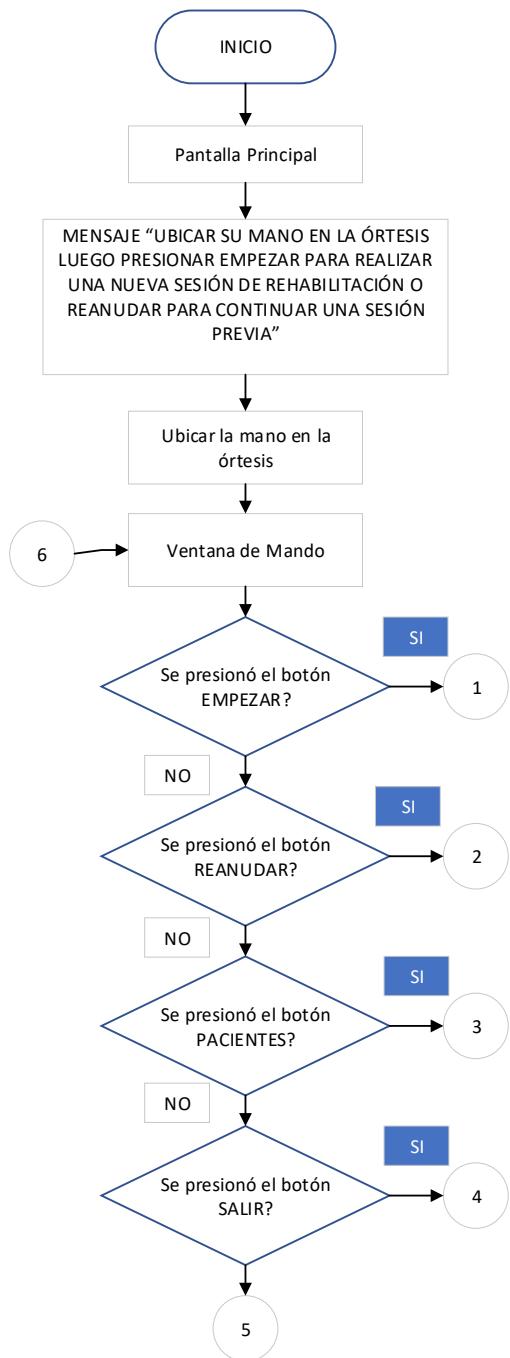
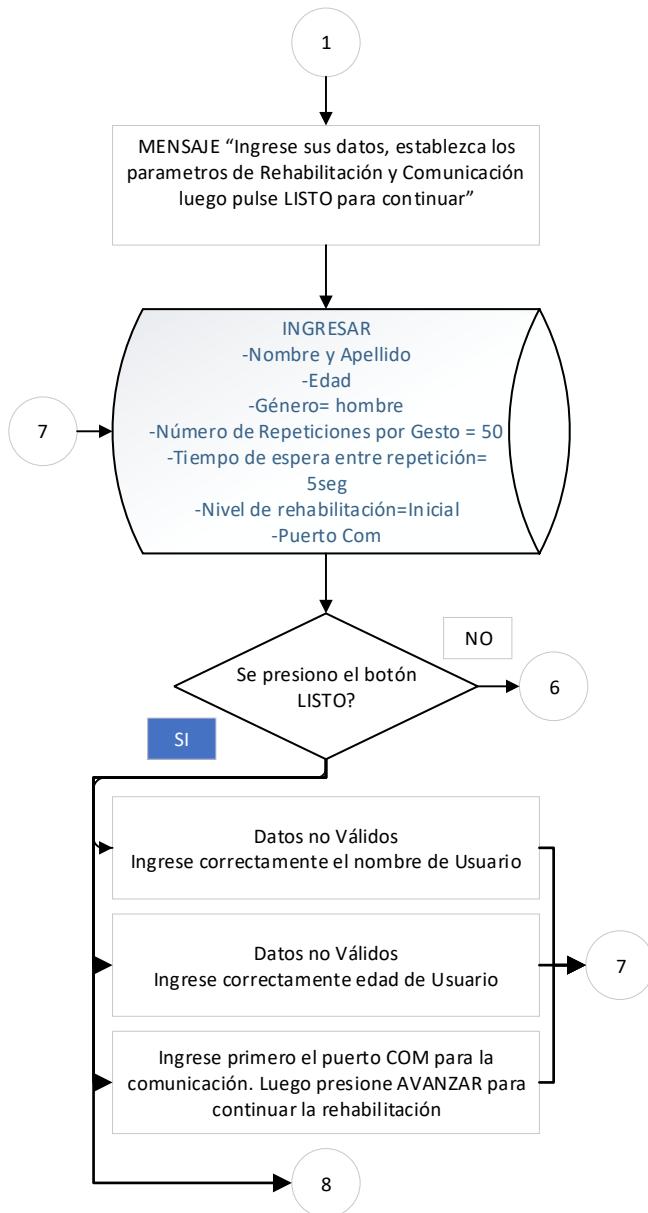
2.5 Sistema de Control asistido por Computador

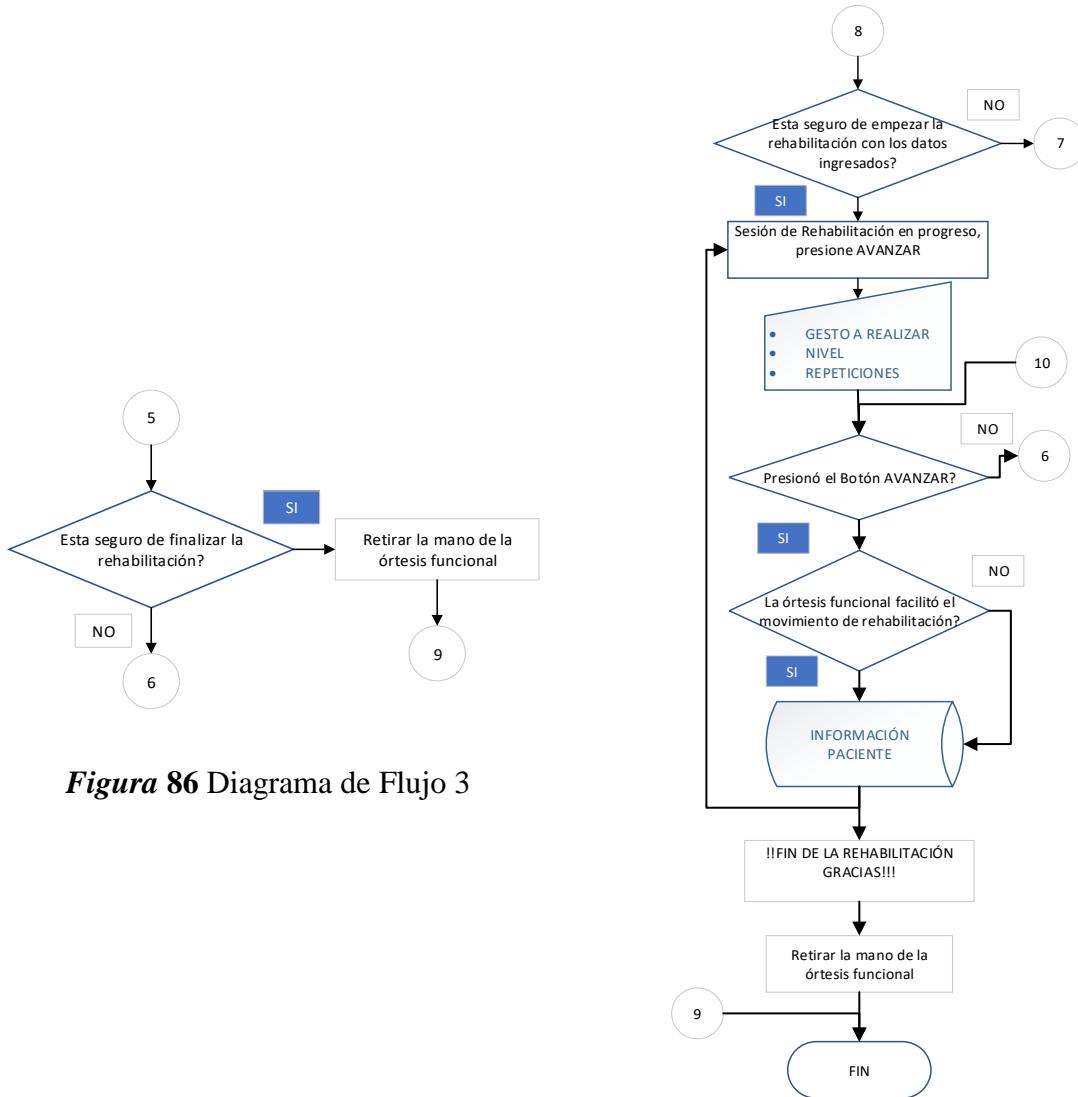
Luego de realizar el sistema de control basado en redes neuronales y analizar los resultados de precisión de cada entrenamiento, se determinó que el clasificador presenta baja fiabilidad en determinar el movimiento que realiza el paciente con el dispositivo Myo.

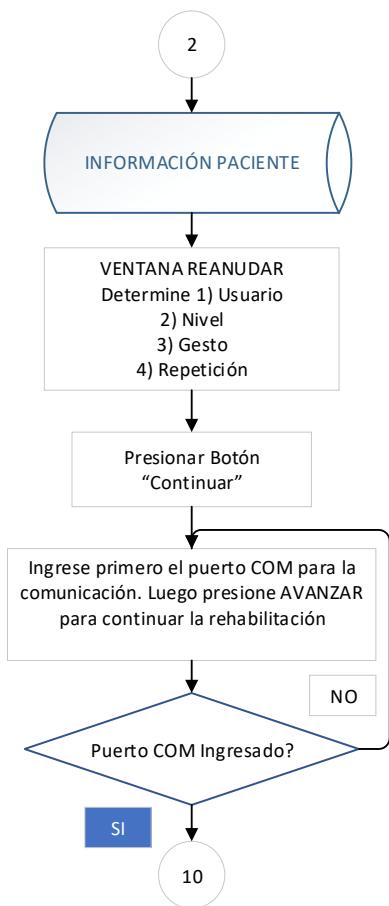
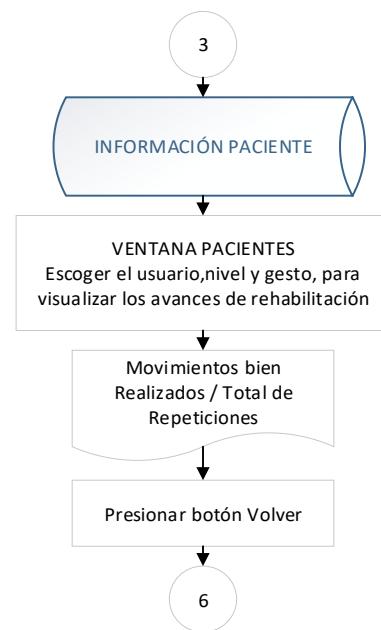
Por lo tanto se definió un control asistido por computador, que creará una base de datos, que almacenará la información y repeticiones de rehabilitación a realizar por el paciente y sugeridas por un terapeuta.

2.5.1 Diagramas de flujo de programación

Las Figuras 84-89, describen el manejo del sistema de control y su programación en el software Matlab, para realizar la sesión de rehabilitación por medio del prototipo de órtesis funcional de mano.

**Figura 84** Diagrama de flujo 1**Figura 85** Diagrama de Flujo 2

**Figura 86** Diagrama de Flujo 3**Figura 87** Diagrama de Flujo 4

**Figura 88** Diagrama de Flujo 5**Figura 89** Diagrama de Flujo 6

2.5.2 Interfaz gráfica del sistema de control

La Figura 90, muestra la pantalla principal de inicio, donde se encuentra el panel de mando, datos, parámetros de rehabilitación, nivel, comunicación y sesión de rehabilitación. A continuación se explicará la función de cada panel:



Figura 90 Pantalla principal

El panel de mando cuenta con 4 botones principales para el manejo de la interfaz, ver Figura

91.



Figura 91 Panel de Mando

Botón *Empezar*: Inicia la sesión de Rehabilitación y procede con el proceso de recolección de información (Figura 85), en el que se crea una base de información de rehabilitación, de acuerdo

al panel de datos, ver Figura 92. Una vez llenado dicho panel con la información correcta se procede a la sesión de rehabilitación de acuerdo al número de repeticiones y nivel elegidos (Figura 87).



The figure shows a software interface for setting rehabilitation parameters. It consists of three main sections: 'DATOS' (Data), 'Parámetros Rehabilitación' (Rehabilitation Parameters), and 'Nivel y Comunicación' (Level and Communication).
DATOS: Contains fields for 'Nombre y Apellido' (Name and Surname) with an input box, 'Edad' (Age) with an input box, and 'Género' (Gender) with radio buttons for 'hombre' (selected) and 'mujer'.
Parámetros Rehabilitación: Contains two input boxes: 'Número de repeticiones por gesto' (Number of repetitions per gesture) set to 10, and 'Tiempo de espera entre repetición (segundos)' (Time delay between repetitions (seconds)) set to 5.
Nivel y Comunicación: Contains a section 'Nivel Rehabilitación' with radio buttons for 'Inicial' (selected), 'Medio', and 'Final'. Below it is a section 'PUERTO COM' with an input box.

Figura 92 Panel de Datos, Parámetros, Nivel y Comunicación

Una vez lleno los campos solicitados se debe presionar el botón LISTO, (Figura 93). Luego de afirmar la pregunta “sus datos ingresados son correctos”, se procederá con el proceso de rehabilitación de mano.



Figura 93 Botón Listo

Los movimientos de rehabilitación programados se visualizan en la Figura 94. Dichos movimientos son ejecutados por la órtesis funcional de mano, mediante la programación realizada en

el software Matlab e instrucciones que se envían por comunicación serial hacia el dispositivo Arduino (Anexo J). Este dispositivo es el encargado de realizar el control de los motores y ejecutar el movimiento dispuesto por la sesión de rehabilitación.



Figura 94 Movimientos de Rehabilitación Programados (IMC-RPC-FIST)

Para ir realizar los movimientos de la órtesis, se deberá presionar el botón Avanzar del panel de Sesión de Rehabilitación, donde igual se visualiza el movimiento ejecutado, nivel y número de repeticiones faltantes. Ver Figura 95



GESTO	NIVEL	REPETICIONES
IMC	Final	1/10

Figura 95 Sesión de Rehabilitación

Transcurrido el tiempo entre cada repetición se despliega una ventana (Figura 96), dicha ventana obtendrá información del paciente de acuerdo al funcionamiento de la órtesis en su proceso de rehabilitación. Esta información será analizada para obtener conclusiones del trabajo.

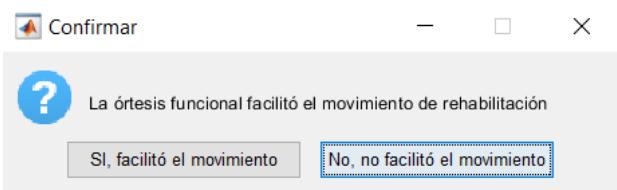


Figura 96 Ventana de funcionalidad

Por otra parte, dentro del panel de Mando se tiene el botón Restaurar, el cual abre una ventana que permitirá restaurar o repetir una sesión de rehabilitación previamente realizada (Figura 97).

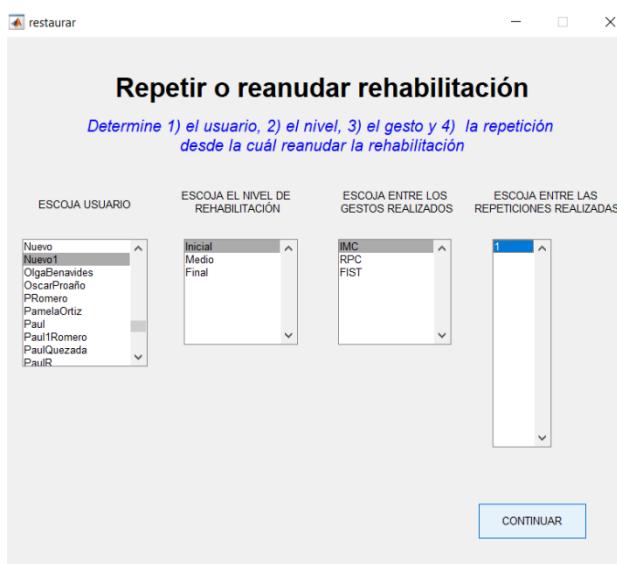


Figura 97 Ventana para restaurar sesiones de Rehabilitación

Finalmente el panel de comandos cuenta con el botón Pacientes, que genera una ventana con el reporte del avance de rehabilitación. Luego de haber seleccionado el usuario, nivel y gesto se podrá visualizar los movimientos bien realizados – total de repeticiones realizadas, ver Figura 98.

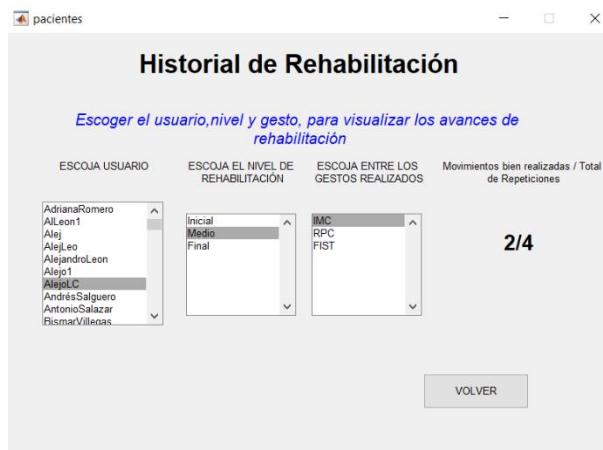


Figura 98 Ventana: Historial de Rehabilitación

2.6 Construcción del Prototipo de Órtesis Funcional de Mano

Al tratarse de un prototipo de investigación, para la impresión de diferentes partes de la órtesis fue necesario el análisis de las propiedades del material impreso, realizado en la Sección 2.1; se parte además de la validación del diseño de acuerdo a los cálculos, realizados en la sección 2.2, que permitieron simular un prototipo más robusto y capaz de soportar los esfuerzos de tracción en los tensores.

Una vez que se ha tomado en cuenta todos los parámetros previos a la construcción del dispositivo, se procede con la impresión de las partes que integrarán al sistema de rehabilitación.

2.6.1 Órtesis funcional

Luego de haber obtenido el diseño final de la órtesis, se hace uso del software libre Cura. El cual es una plataforma que convierte archivos .STL, provenientes de software CAD, a diseños reales para impresión 3D. El dispositivo para la impresión del diseño necesita de una boquilla especial para materiales flexibles, la impresora utilizada es de la marca LulzBot Mini, ver Figura 99.



Figura 99 Impresora 3D LULZBOT Mini

Fuente: (HobbyKing, 2009)

Para la impresión es necesario que se introduzcan algunos parámetros en el software Cura, entre los más importantes son la densidad del relleno e información del filamento flexible como su diámetro. Otros parámetros no menos importantes son la velocidad y temperatura de impresión que van dados de acuerdo al filamento o experiencia del operador. La figura 100 muestra los parámetros usados en la impresión de los dedos del prototipo de órtesis de mano.

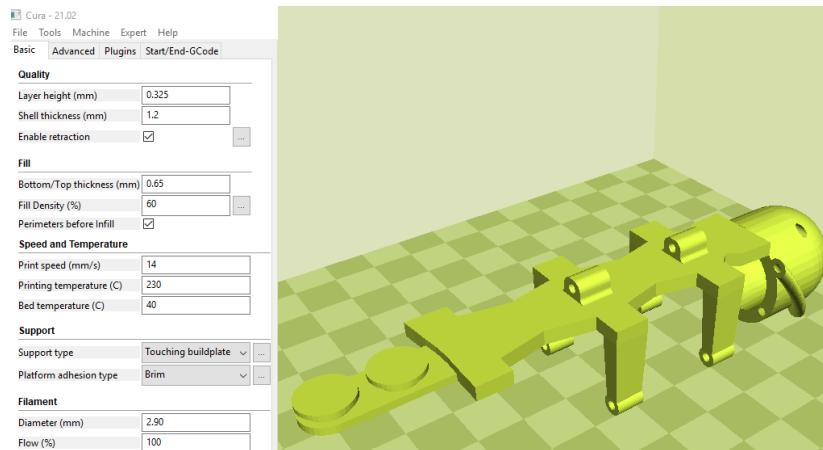


Figura 100 Software CURA: Parámetros de impresión

Como se puede observar el porcentaje de relleno seleccionado es del 60%, por presentar mejores características físicas deducidas por prueba y error. Por otra parte las dimensiones de los diseños realizados y los de la plataforma de impresión deben ser tomadas en cuenta, para que no existan problemas de exceso de tamaño, en la Figura 101 se visualizan imágenes del software Cura como la palma y superior dispuestas en la cama de la impresora.

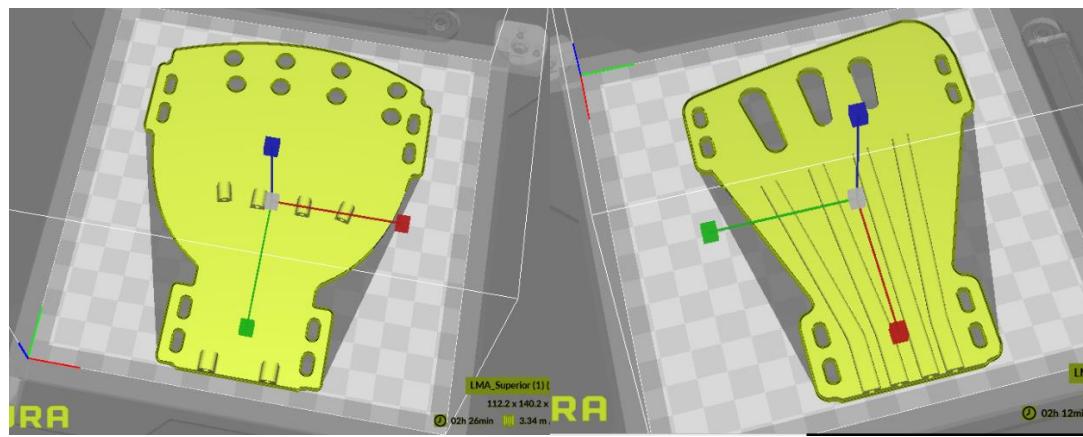


Figura 101 Visualización de diseño en Software Cura

De acuerdo a los detalles del diseño, el operador debe buscar la mejor forma de disposición del elemento para su impresión. Como se observa en la Figura 102, la disposición seleccionada crea por defecto material de soporte para que la pieza pueda sostenerse durante el tiempo de impresión.

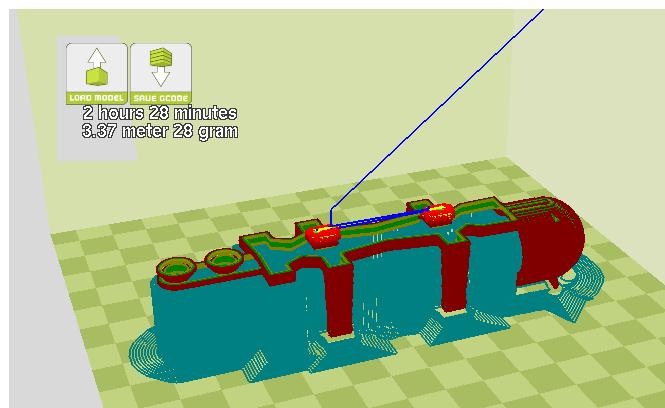


Figura 102 Visualización de Soporte en dedo de órtesis

El proceso de impresión se puede observar en la Figura 103, donde se visualiza de igual forma los soportes y relleno de la pieza física.



Figura 103 Impresión dedo medio: Órtesis de Mano

Entre las herramientas para retirar el material de soporte y dar un mejor acabado de las piezas impresas, se utiliza pinzas y cortadores, ver Figura 104.



Figura 104 Herramientas para retirar material de soporte

Finalmente se tiene la órtesis funcional de mano impresa 3D en material flexible, ver Figura 105.



Figura 105 Órtesis Funcional de Mano

2.6.2 Ensamble de la Órtesis funcional de Mano

De acuerdo al diseño de los dedos, estos cuentan con canales que permiten la flexión y extensión de las articulaciones de los dedos de la mano. Por los canales se introduce el tensor seleccionado para la ejecución de los movimientos, ver Figura 106.

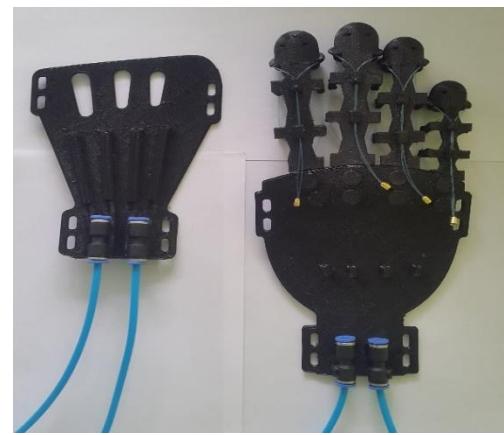


Figura 106 Dedos de la Órtesis de Mano con tensores

Las partes de la Palma y Superior también contarán con canales que permitan sujetar el tensor. Se añaden además uniones neumáticas, para retener las mangueras cuyo fin es cubrir al tensor ante posibles elementos que puedan cortarlo, ver Figura 107a. En cuanto a la Figura 107b muestra el ensamble total de todos los elementos de la Órtesis funcional de Mano.



a) Superior y Palma con Uniones neumáticas



b) Ensamble total de la órtesis funcional de mano

Figura 107 Ensamble de órtesis

2.7 Construcción de la estación de Rehabilitación

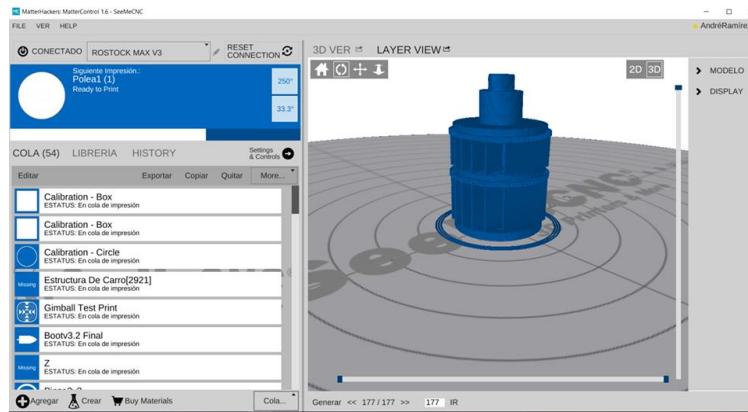
2.7.1 Mecanismo de control

La impresión 3D es un sistema de prototipado que permite facilidad al momento implementar el diseño en un producto ya físico, es por ello y por la densidad que ofrece el PLA en comparación al aluminio o hierro que se lleva a cabo la impresión por medio de una Rostov V3 de calibración automática, ver Figura 108.

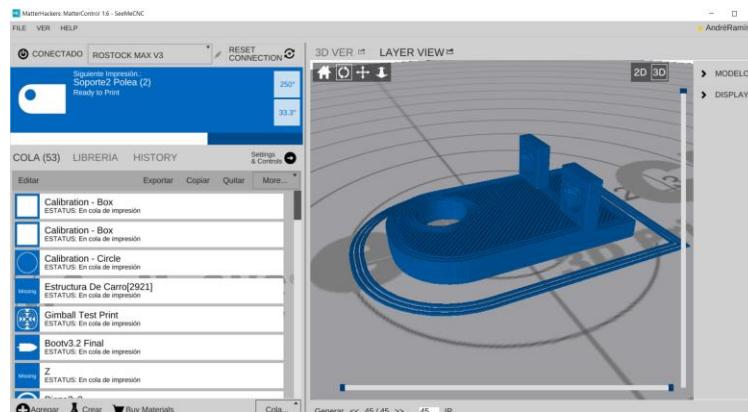


Figura 108 Impresora 3D Rostov

Matter Control es un software generador de código G el cual es utilizado por la impresora 3D Rostov para realizar la impresión de los modelos diseñados, este software lee archivos con extensión .stl por lo que es necesario que en el software CAD que se diseñó las piezas se exporte el archivo con esta extensión y así poder generar el código de impresión. En la Figura 109 a y b se observa la configuración de todos los parámetros para la impresión de las piezas. En el caso que las piezas requieran soportes para la impresión el software genera dichos soportes y el modelo se imprima de la mejor manera. En la Figura 109 c se visualiza las dos piezas impresas y limpias es decir quitado todo el material de aporte que genera el software para poder imprimir el modelo 3D.



a) Polea en Matter control



b) Soporte en Matter Control



c) Piezas impresas

Figura 109 Polea y soporte

2.7.2 Construcción de la estación

Para la construcción de la estructura de la estación de rehabilitación se tomó en cuenta el diseño que se puede ver en la Figura 111. El material que se utiliza para la construcción de la estructura de la estación es tubo cuadrado AISI 1010 de 2.5x 2.5 [cm]. Las uniones de la estructura se realizaron con soldadura SMAW y electrodo E6011, la estación se la realizó en el laboratorio de soldadura de la ESPE extensión Latacunga. La Figura 110 a) muestra a la estructura antes de ser colocar la parte el tablón de madera.



a) estructura



b) Madera enchapada

Figura 110 Construcción Estación de rehabilitación

Para la parte superior de la mesa se utiliza madera enchapada, a la que se realiza una corte en la parte izquierda y al centro, aquí será donde se coloque los dispositivos electrónicos que servirán para el control, ver figura 110 b)

2.7.3 Ensamble total de la estación

Una vez ensamblada el prototipo de órtesis funcional y construida la estructura de la mesa se procede a realizar el ensamble completo (Figura 111) de la estación de rehabilitación. Ya con el

diseño de la tapa que soporta a los motores y cubre a la parte electrónica del prototipo, se procede a realizar el corte en acrílico.

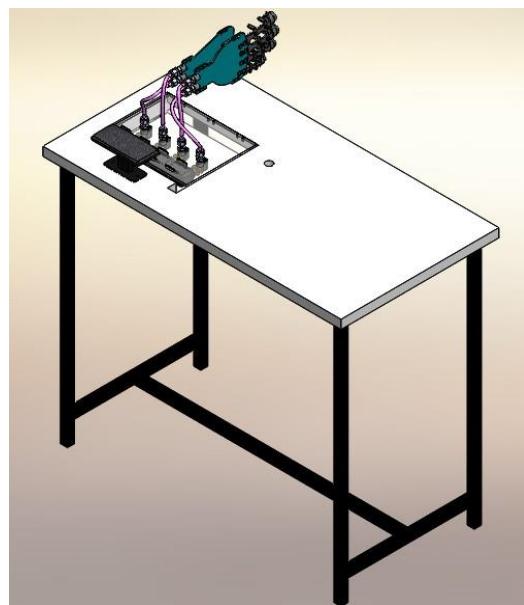


Figura 111 Ensamble del prototipo de estación de rehabilitación

En la Figura 112 se observa cómo trabaja la cortadora laser, la máquina utiliza código G para poder movilizarse en un plano XY y realizar los cortes debidos.

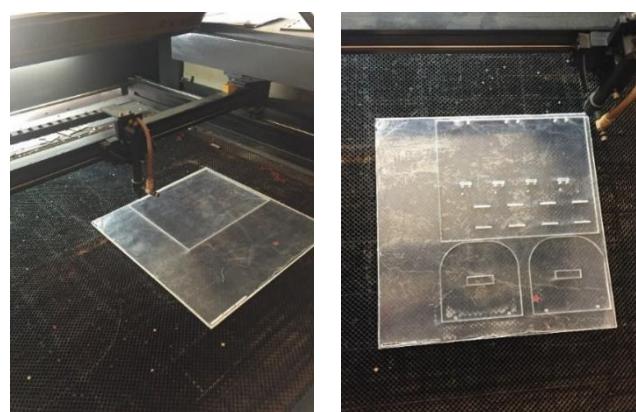


Figura 112 Corte a laser del acrílico

Una vez cortado el acrílico que servirá de soporte a los motores se procede a ensamblar los motores con las poleas impresas (Figura 113) para poder ensamblar a la estación de rehabilitación. En la mesa para la estación de rehabilitación se procede a colocar el arduino y cablear la parte electrónica lo que permite la comunicación del computador con los motores para realizar el control y cablear la parte electrónica como se observa en la Figura 114



Figura 113 Ensamble motores

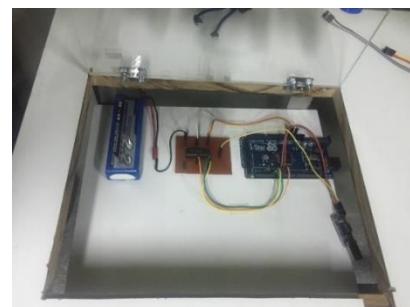


Figura 114 Conexión electrónica

Finalmente se procede a unir la tapa de acrílico con los motores a la mesa a la mesa, él apoya brazo y unir la órtesis mediante los tensores alámbricos a los motores, para proteger los tensores alámbricos se procede a recubrirlos con manguera neumática de 4mm y que le dan una mejor presentación al proyecto.



Figura 115 Ensamble final con el computador para el control asistido.

CAPÍTULO III

PRUEBAS Y RESULTADOS

Para comprobar la funcionalidad del prototipo de la órtesis funcional de mano se presentan pruebas de su funcionamiento, por lo que se toma en cuenta pruebas cuando el guante es usado por un paciente y también pruebas de funcionamiento del guante sin el paciente, con lo que se espera corroborar que los movimientos se están ejecutando correctamente.

3.1 Movimientos de rehabilitación

El prototipo de órtesis funcional de mano tiene la capacidad de generar tres gestos distintos, con tres niveles distintos para cada gesto basándose en una terapia de mano denominada MAPS Therapy que este método está basado en la mecanoterapia con el objetivo de recuperar la funcionalidad de la mano.

3.2 Pruebas de funcionamiento

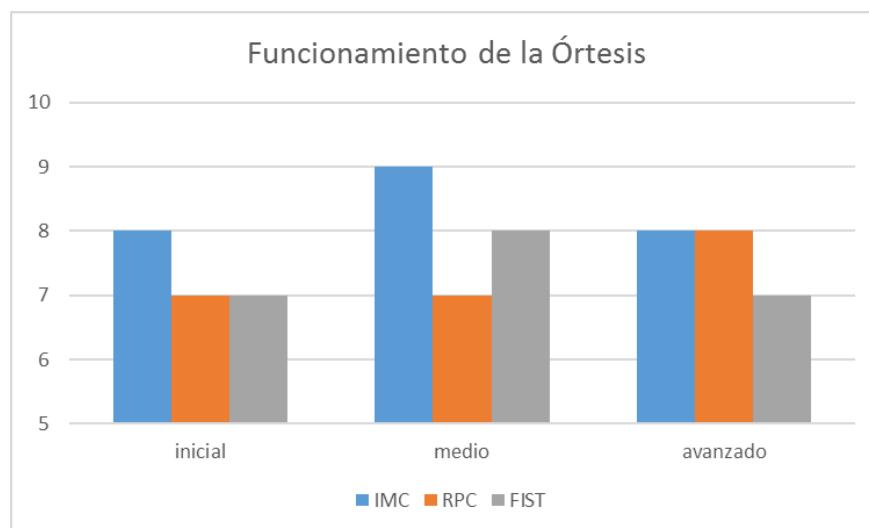
Para evaluar la funcionalidad del prototipo de órtesis funcional se realizará pruebas con una persona que se encuentre en etapa de rehabilitación, para comprobar que la estación facilita los ejercicios de rehabilitación. También se realiza pruebas solo del guante para corroborar que el diseño permite realizar los movimientos correctamente.

3.2.1 Pruebas de funcionamiento de la órtesis sin sujeto de prueba

En esta prueba de funcionamiento se decidió analizar el correcto funcionamiento de la órtesis en todos los niveles y gestos que puede realizar el sistema de control asistido. Para lo cual se estableció la cantidad de diez repeticiones por gesto.

Tabla 26*Funcionamiento de órtesis sin sujeto de prueba*

Nivel	Gesto	Correcto Funcionamiento
Inicial	IMC	8/10
	RPC	7/10
	FIST	7/10
Medio	IMC	9/10
	RPC	7/10
	FIST	8/10
Avanzado	IMC	8/10
	RPC	8/10
	FIST	7/10

**Figura 116** Funcionamiento de órtesis sin sujeto de prueba

La gráfica muestra un desempeño superior al 70% de la órtesis funcional de mano, debido a que la prueba es realizada sin un sujeto de prueba y los tensores se encuentran libres al no tener la estabilidad de la mano de un paciente.

3.2.2 Pruebas de funcionamiento de la órtesis con sujeto de prueba

En la Tabla 27 se presenta el funcionamiento de la órtesis en un sujeto de prueba, se establece 15 sesiones de rehabilitación para tres semanas. Los datos recogidos son de los movimientos bien realizados / total de repeticiones por gesto, que se establecen en diez.

Tabla 27

Funcionamiento de órtesis con sujeto de prueba

	SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6	SESION 7	SESION 8	SESION 9	SESION 10	SESION 11	SESION 12	SESION 13	SESION 14	SESION 15
	1 Semana (Inicial)					2 Semana (Medio)					3 Semana (Avanzado)				
RPC	7	6	8	6	8	6	8	8	8	8	9	8	10	10	10
IMC	8	6	6	8	6	7	7	8	8	9	10	10	10	8	9
FIST	4	5	5	6	5	7	7	8	7	7	9	8	9	9	9

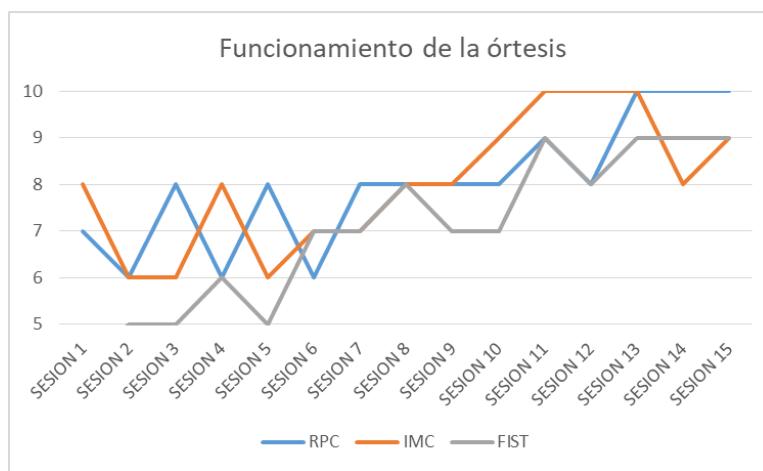


Figura 117 Movimientos bien realizado

Como se visualiza en la Figura 117 desde la sesión diez de rehabilitación el paciente logró obtener un mejor manejo de la órtesis funcional de mano derecha, esto también permitió lograr una cantidad mayor de movimientos bien ejecutados por la órtesis.

3.2.3 Tiempo de rehabilitación por ejercicio

De acuerdo a las pruebas de funcionamiento de la Tabla 27 se toma el tiempo de cada movimiento y se registran en la Tabla 28.

Tabla 28
Tiempo de Rehabilitación por ejercicio

	SESSION 1	SESSION 2	SESSION 3	SESSION 4	SESSION 5	SESSION 6	SESSION 7	SESSION 8	SESSION 9	SESSION 10	SESSION 11	SESSION 12	SESSION 13	SESSION 14	SESSION 15
	1 Semana (Inicial)					2 Semana (Medio)					3 Semana (Avanzado)				
RPC	9,5	8,8	9,2	9,5	8,9	8,1	8,2	8,2	8	8,5	7,5	7,2	7,0	7,5	7,4
IMC	9,6	9,8	10	9,5	9,3	8,5	8,6	8,4	8,7	8,3	7,3	7,5	7,8	7,5	7,5
FIST	13,6	13,5	14,0	13,7	13,5	12,5	12,8	12,7	12,3	12,8	11,3	11,4	11,0	11,1	11,0

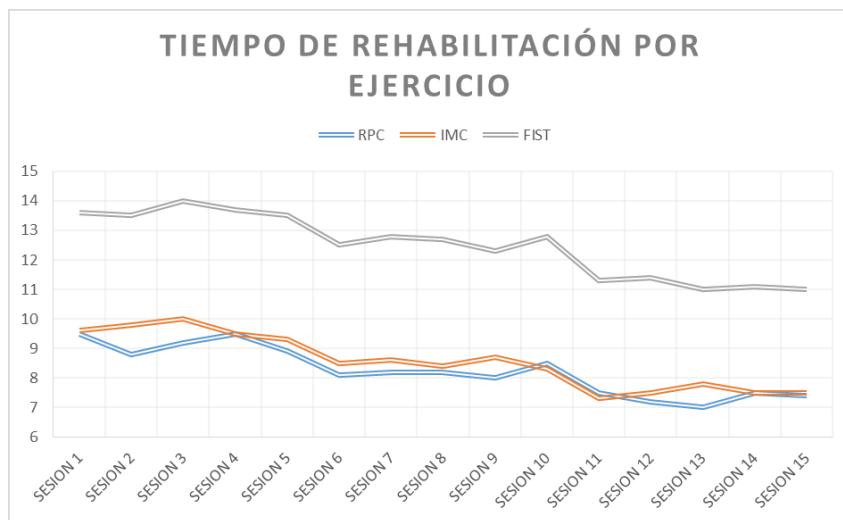


Figura 118 Tiempo de rehabilitación por ejercicio

En la Figura 118 se observa que a medida que el paciente se familiariza con la órtesis puede completar los movimientos en menor tiempo a pesar que los movimientos tienen un mayor recorrido, llegando a realizar los movimientos IMC y RPC en 7,5 y 7,4 segundos respectivamente. Fist al ser un movimiento completo que utiliza los 4 dedos, lleva mayor cantidad de tiempo en realizarlo, pero de la misma manera el paciente logra culminar en menos tiempo, con lo que se puede decir que en función del tiempo se facilita la actividad de rehabilitación a la persona.

3.2.4 Tiempo de rehabilitación por sesión

En la Tabla 29 se muestra los tiempos totales de las sesiones de rehabilitación.

Tabla 29
Tiempo de rehabilitación por sesión

	SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6	SESION 7	SESION 8	SESION 9	SESION 10	SESION 11	SESION 12	SESION 13	SESION 14	SESION 15
Tiempo (segundos)	32,7	32,1	33,2	32,7	31,7	29,1	29,6	29,3	29	29,6	26,1	26,1	25,8	26,1	25,9

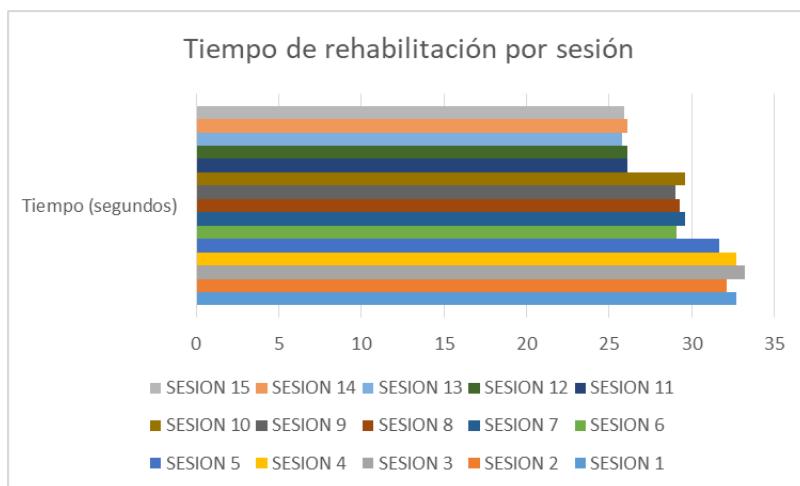


Figura 119 Tiempo de rehabilitación por sesión

La Figura 119 muestra que las últimas sesiones de rehabilitación tienen una menor duración, esto se puede deber a la familiarización del paciente con la órtesis funcional. Es importante acotar que estos tiempos de sesión no son totales, al no ser sumados los tiempos entre repeticiones.

3.3 Validación de la hipótesis

3.3.1 Planteamiento de la hipótesis

La órtesis funcional facilita los movimientos de motricidad fina en procesos de rehabilitación.

3.3.2 Validación de la hipótesis

Para realizar la validación de la hipótesis se usa una de las pruebas no paramétricas más utilizadas, denominada Prueba de Asociación basada en la distribución Chi cuadrado λ^2 , la cual permite evaluar la relación entre dos variables al realizar el cálculo de un estadístico, en base a la diferencia de las frecuencias observadas y las que se esperan. Para realizar la prueba se define la hipótesis alternativa y la hipótesis nula:

- H1: La órtesis funcional facilita los movimientos de motricidad fina en procesos de rehabilitación. (Hipótesis alternativa)
- Ho: La órtesis funcional no facilita los movimientos de motricidad fina en procesos de rehabilitación. (Hipótesis nula)

Con el fin de realizar la validación de la hipótesis planteada, se procede a calcular el valor del chi cuadrado (3.1), que según (San Martín, 2011) se define como:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad (3.1)$$

Donde χ^2 es el Chi cuadrado, O_i es la Frecuencia absoluta observada y E_i es la Frecuencia esperada.

En la Tabla 30 se describe nueve pruebas, conformadas por los resultados de los tres ejercicios de rehabilitación, cada una realizada en los tres niveles de movilidad establecidos. Las pruebas que se muestran son los resultados de la Tabla 27, específicamente se tomaron los valores de las últimas sesiones de rehabilitación.

Tabla 30

Pruebas de funcionalidad para análisis del Chi Cuadrado

Nº	Nivel	Gesto	Cumple	No cumple	# de pruebas
1		IMC	6	4	10
2	Inicial	RPC	8	2	10
3		FIST	5	5	10
4		IMC	9	1	10
5	Medio	RPC	8	2	10
6		FIST	7	3	10
7		IMC	9	1	10
8	Avanzado	RPC	10	0	10
9		FIST	9	1	10
		Total	71	19	90

Para el cálculo de la frecuencia esperada (3.2) de la opción del “sí cumple”, se calcula utilizando el número de repeticiones realizadas, la sumatoria de las pruebas superadas y el número total de las pruebas realizadas.

$$Freq. Esperada. SI = \frac{Repeticiones * \sum Cumple}{\sum \#Pruebas} \quad (3.2)$$

$$Freq. Esperada. SI = \frac{10 * 71}{90} = 7,889$$

Para la frecuencia del no cumple se usa (3.3), con la diferencia que es la sumatoria de las pruebas no superadas.

$$Freq. Esperada. NO = \frac{10 * 19}{90} = 2,111$$

Tabla 31
Cálculo para encontrar el Chi Cuadrado

Condición de prueba	O	E	(O-E)	(O-E) ²	(O-E) ² /E
Si-1	6	7,889	-1,889	3,5679	0,4523
Si-2	8	7,889	0,111	0,0123	0,0016
Si-3	5	7,889	-2,889	8,3457	1,0579
Si-4	9	7,889	1,111	1,2346	0,1565
Si-5	8	7,889	0,111	0,0123	0,0016
Si-6	7	7,889	-0,889	0,7901	0,1002
Si-7	9	7,889	1,111	1,2346	0,1565
Si-8	10	7,889	2,111	4,4568	0,5649

Si-9	9	7,889	1,111	1,2346	0,1565
No-1	4	2,111	1,8889	3,56790	1,6901
No-2	2	2,111	-0,1111	0,01235	0,0058
No-3	5	2,111	2,8889	8,34568	3,9532
No-4	1	2,111	-1,1111	1,23457	0,5848
No-5	2	2,111	-0,1111	0,01235	0,0058
No-6	3	2,111	0,8889	0,79012	0,3743
No-7	1	2,111	-1,1111	1,23457	0,5848
No-8	0	2,111	-2,1111	4,45679	2,1111
No-9	1	2,111	-1,1111	1,23457	0,5848
				TOTAL	12,5426

Los grados de libertad (3.3), es un valor utilizado para validar la hipótesis por medio del chi cuadrado.

$$(\# \text{ de pruebas} - 1) * (\# \text{ de opciones} - 1) \quad (3.3)$$

$$(9 - 1) * (2 - 1) = 8$$

Una vez obtenido los grados de libertad se ubica dicho valor en la tabla ubicada en el ANEXO K, Distribución del chi-cuadrado, en la fila 8 y columna de valor “p” de (0,15) la cual es la probabilidad de encontrar un valor superior o igual que el chi- cuadrado tabulado, se obtiene el valor (12,0271), este valor al compararse con el calculado (12,5426), se determina que este último

valor es mayor al obtenido en la tabla de distribución por lo que se acepta la hipótesis H1 como válida con un grado de confiabilidad de 99,85%.

3.4 Análisis Económico del proyecto.

En esta sección se analizan los gastos generados en el desarrollo del proyecto, a continuación se detalla los componentes utilizados y su costo a excepción de los materiales proporcionados por laboratorio de investigación.

Tabla 32
Costos del proyecto

CANTIDAD	DETALLE	VALOR UNITARIO \$	VALOR TOTAL \$
Análisis Materiales			
17	Impresión Probetas de NinjaFlex	7	119
15	Ensayo de probetas NinjaFlex	12,5	187,5
14	Impresión Probetas de Resina Polimérica	15	210
12	Ensayo de probetas Resina Polimérica	12,5	175
7	Impresión probetas SemiFlex	7	49
5	Ensayo probetas SemiFlex	12,5	62,5
Subtotal 1			803
Sistema Eléctrico y de control			
1	Brazalete MYO Armband	250	250
1	Baquelas	1,5	1,5
1	Arduino Mega	20	20
1	PIC	2	2

20	Cables conexión	0,15	3
1	Zócalo de 20 pines	0,5	0,5
2	regleta espadines	1,5	3
1	Fundas Ácido Sulfúrico	0,65	0,65
3	Brocas	0,6	1,80
1	Metros de Estaño	0,6	0,6
1	Pomada para soldar	3	3
1	Batería Lipo Zippy 2200mA 11.1V	25	25
1	impresión placa	0,80	0,80
1	Switch	0,50	0,50
Subtotal 2		312,35	

Sistema Mecánico

12	Impresión dedos	10	120
2	Impresión palma posterior	25	50
2	Impresión palma anterior	25	50
2	Hilos Nylon	3,50	7
4	Metros manguera neumática 4[mm]	1,80	7,2
8	Adaptadores Neumáticos	1,50	12
4	Poleas impresas	1,50	6
4	Soporte de poleas	1	4
1	Par de bisagras	0,15	0,15
1	Mesa madera MDF	15	15

CONTINÚA 

1	Tubo estructural de 6 [m] de 2,5x 2,5 [cm]	6	6
1	Adhesivo	4	4
½	m ² de Acrílico	60	30
	Subtotal 3		311,35
	Herramientas y materiales varios		120
	TOTAL		1546,7

En la Tabla 32 se especifica el valor total gastado durante el desarrollo del presente trabajo en lo que se refiere al diseño, construcción e implementación de la plataforma robótica omnidireccional.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- Al día de hoy en el país existen tres tipos de materiales que se pueden imprimir en 3D y brindan flexibilidad, los mismos que se caracterizaron a través de ensayos de tracción. Los resultados permitieron determinar que el material SemiFlex es el que presta mejores características, con una resistencia a la tracción de 20,33 [MPa], y un módulo de elasticidad de 4,94 [MPa].
- La caracterización de materiales flexibles impresos en 3D, fue necesaria en virtud de que al compararlas con las características que ofrece el filamento antes de ser impreso existen variaciones representativas, debidas a la dirección de deposición del material al momento de imprimirlo y al porcentaje de relleno que se utilice para la impresión, el tiempo y costo de la impresión estarán sujetos a estos dos factores.
- Para el diseño se utilizó medidas antropométricas de la mano para proporcionar la comodidad requerida por el usuario, pero a causa de la diferencia de dimensiones de la mano entre las personas, se implementó en el diseño, el intercambio de uno o todos los dedos a fin de que el uso de la órtesis pueda ser apta para varias personas. De la misma manera en el diseño de los dedos se toma en cuenta que el tensor debe permitir realizar movimientos de flexión y extensión para los ejercicios de rehabilitación.

- En cuanto a la implementación del diseño electrónico, se generó un sistema en lazo cerrado a fin de proporcionar asistencia al paciente, para ejecutar diferentes tipos de movimientos asociados a ejercicios de rehabilitación motriz.
- Para facilitar la usabilidad de la ótesis de mano, se creó una interfaz de usuario que permite al paciente visualizar los movimientos a ejecutar y sus avances de rehabilitación, logrando además interacción y confianza entre paciente y terapeuta
- Los ejercicios de recuperación muscular fueron elegidos en función de una sesión de rehabilitación del Fisioterapeuta Carlos López Cuba (Carlos López Cubas, 2015), además se tomó en cuenta el artículo de MAPS Therapy en el que se habla de 15 sesiones y 3 niveles diferentes para mejorar la motricidad, dichas sesiones fueron utilizadas para comprobar la funcionalidad de la ótesis. Se debe tomar en cuenta que el número de sesiones y repeticiones dependerá de la gravedad de la lesión que posea el paciente y sólo el fisioterapeuta decidirá ese valor.

4.2 RECOMENDACIONES

- Durante el diseño de piezas que sean impresas, es necesario tomar en cuenta que las impresiones se pueden realizar en diferentes direcciones, pero cada una ofrece distintas características y mayor o menor facilidad de impresión, siendo necesario o no, el uso de material de apoyo o a su vez soportes que permitan imprimir correctamente el sólido que se requiere.
- Es preciso el uso de medidas antropométricas en el diseño de prototipo de ótesis funcional para brindar la comodidad y ergonomía necesaria.
- Se debe tomar en cuenta que para la impresión de piezas que van a ser ensambladas se debe colocar cierta tolerancia para que evitar problemas durante el ensamble físico.

- Presentar más información al paciente en la interfaz de usuario, para que sea más entendible el proceso de uso del sistema de rehabilitación.
- En cuanto a la alimentación de los motores y la tarjeta Arduino, es importante verificar el factor de descarga de la batería lipo, para que el dispositivo tenga un mayor tiempo de operación.
- Detallar en la programación las funciones de cada comando, para que sea aprehensible para cualquier persona que necesite entender su funcionamiento.
- Tener en cuenta los tiempos de comunicación para que no exista conflictos en la emisión y recepción de señales del puerto serial.
- Investigar otras formas de control de los motores Dynamixel, que permitan desarrollar una mayor cantidad de instrucciones.
- El sistema de control asistido por computador puede ser reprogramado con una mayor cantidad de movimientos.
- Se puede considerar realizar más análisis de otras formas de impresión de materiales flexibles que sean más precisas y menos costosos.
- Adquirir más experiencia en la impresión de materiales flexibles, en cuanto a los parámetros de cada material como temperatura de fusión y velocidad de deposición del filamento.
- Para trabajos futuros, implementar otros mecanismos que permitan ejecutar movimientos de diferentes terapias de rehabilitación.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 3D Factory. (2015, julio 31). NinjaFlex | Semiflex | Fire. Recuperado el 28 de septiembre de 2017, a partir de <https://3dfactory.mx/producto/ninjaflex-semiflex-fire/>
- Almeida, C. (2010). *Incidencia de patologías músculo esqueléticas, en pacientes adultos que asistieron por primera vez al servicio de medicina física y rehabilitación del Hospital Carlos Andrade Marín, durante el mes de julio del 2009, guía educativa*. Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Quito. Recuperado a partir de <http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/4014/T-PUCE-3273.pdf?sequence=1>
- Amaranto, T. O. (2016). ¿Qué diferencias hay entre Accesibilidad y Diseño Universal? Recuperado a partir de <https://amarantoterapiaocupacional.com/2016/05/30/que-diferencias-hay-entre-accesibilidad-y-diseno-universal/>
- Aquino, S., Biagioli, L., & Martínez, D. (2010, octubre). *MANO TRAUMATICA*. Recuperado a partir de <https://es.slideshare.net/oytkinesio/mano-traumatica>
- Arce, G. (2005). Órtesis de miembros superiores.
- Associazione Nazionale di Pazienti e Famigliari. (2012). Mani ghiacciate e dita viola. Recuperado el 5 de enero de 2018, a partir de <http://sclerosistemica.info/mani-fredde-2/>
- ASTM D638-14. (2014). Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics, 34. <https://doi.org/10.1520/d0638-14>
- Bahr, R., Le, T., Tentzeris, M. M., Moscato, S., Pasian, M., Bozzi, M., & Perregiani, L. (2015). RF characterization of 3D printed flexible materials - NinjaFlex Filaments. En *2015 European Microwave Conference (EuMC)* (pp. 742–745). <https://doi.org/10.1109/EuMC.2015.7345870>
- Benalcazar, M. E., Motoche, C., Zea, J., Jaramillo, A., Anchundia, C., Zambrano, P., ... Pérez María. (2017). Real-time hand gesture recognition using the Myo armband and muscle activity detection. En *ResearchGate*. Ecuador. Recuperado a partir de https://www.researchgate.net/publication/322324630_Real-time_hand_gesture_recognition_using_the_Myo_armband_and_muscle_activity_detection
- Bent Tram. (2015). ASTM D638 - Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics [Informative]. Recuperado el 28 de marzo de 2018, a partir de http://www.benttram.com/Standard_ASTMD638.html?gclid=Cj0KCQjw1-fVBRC3ARIs-AIifYOOVt4KFd0Ybc6nxGTepu8idvqD43J2P__FtfjTB8SsrKd8AZSaoaR0aAoH-JEALw_wcB

- BOURNS. (2015). Sensor de posición Rotativo [Productos]. Recuperado a partir de <http://www.directindustry.es/prod/bourns/product-11910-1550025.html>
- Cabrera, R. (2011). *Capítulo 6. caracterización de materiales*. Recuperado a partir de <https://es.slideshare.net/raecabrera/capitulo-6-caracterizacin-de-materiales>
- Carlos López Cubas. (2015). *Ejercicios de rehabilitacion de mano*. Recuperado a partir de <https://www.youtube.com/watch?v=uzrkSPxxHJU>
- Castellanos, S., Augusto, C., Riaños, M., Edison, J., Alvarado, G., Alexander, D., ... Silva Caicedo, O. (2011). Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 30(1), 15–41.
- Center for universal design. (1997). The principles of universal desing, [Los principios del diseño universal]. Recuperado el 23 de enero de 2018, a partir de https://projects.ncsu.edu/ncsu/design/cud/pubs_p/docs/poster.pdf
- Cetin, A. (2004). Applying design methods to medical design with a Case Study on Home Care Devices [Aplicación de métodos de diseño al diseño médico con un estudio de caso sobre dispositivos de Cuidado en el Hogar]. Recuperado el 19 de mayo de 2015, a partir de
- Chiquillo, S. (2009). AX-12 Manual. Recuperado el 19 de abril de 2018, a partir de <https://es.scribd.com/document/70260262/AX-12-Manual-Espanol>
- Clavijo, C. (2015). Materialización 3D. Recuperado a partir de <http://materializacion3d.com/wp-content/uploads/2015/11/Fundamentos-de-la-Impresi%C3%B3n-3D.pdf>
- De Obaldía, C. (2015). *Un Esqueleto Sustituto (Diseño de una Órtesis Infantil)*. Universidad de Palermo, Palermo. Recuperado a partir de http://fido.palermo.edu/servicios_dyc/proyecto-graduacion/archivos/3579.pdf
- Del Pilar, M. (2010). *Incidencia de Tendinitis de muñeca en una florícola de Tabacundo: Determinación de su asociación con el uso repetitivo de herramientas manuales por largos períodos de tiempo*. Universidad San Francisco de Quito, Quito. Recuperado a partir de <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/1038/1/96269.pdf>
- Díaz, A. (2009). *Metodología para el desarrollo de dispositivos médicos basados en el empleo de polímeros activos como sensores y actuadores* (Tesis Doctoral). E.T.S.I. Industriales UPM.
- Eisenberg, M. G. (1995). *Dictionary of Rehabilitation*. Springer Publishing Company.
- Eliza, M. (2012, abril 9). Activos asistidos. Recuperado el 22 de marzo de 2018, a partir de <https://es.scribd.com/doc/88516837/Activos-asistidos>

- Ensigner. (2015). Coeficiente conductividad térmica. Recuperado el 4 de mayo de 2018, a partir de <http://www.ensinger.es/es/informacion-tecnica/propiedades-tecnicas-de-los-plasticos/propiedades-termicas/coeficiente-conductividad-termica/>
- Ezquerro, S., Delegido, I., Bertomeu-Motos, A., Díez, J., Badesa, F., & García-Aracil, N. (2015). Valoración articular del miembro superior empleando el dispositivo robótico PUPArm mediante un algoritmo de reconstrucción cinemática. *Actas de las XXXVI Jornadas de Automática*, 2, 786–793.
- FormLabs. (2016). Functional Prototyping Materials for Engineers | Formlabs. Recuperado el 28 de septiembre de 2017, a partir de <https://formlabs.com/materials/engineering/>
- Garzon, K., & Rubiano, J. (2013). Diseño e implementación de un prototipo de ortesis para prevención y tratamiento del Síndrome del Túnel del Carpo (STC). Presentado en 2013 II International Congress of Engineering Mechatronics and Automation (CIIMA), Bogota. <https://doi.org/10.1109/CIIMA.2013.6682794>
- Gonzales, M. (2013, febrero 17). Impresión 3D: Tecnología de los Plásticos. Recuperado a partir de <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2013/02/impresion-3d.html>
- Gorgues, J. (2006). Tratamiento ortésico del hallus valgus. *Offarm*, 124–127.
- Gorgues, J. (2008). Collarín cervical Philadelphia. *Offarm*, 124–127.
- Gorgues, J. (2009). Ortesis para los dedos de la mano. *Offarm*, 66–71.
- Grumeber. (2015, noviembre 19). Mecanizado CNC ¿Qué es? | Grumeber.com. Recuperado el 26 de marzo de 2018, a partir de <http://www.grumeber.com/mecanizado-que-es/>
- Gude, D., González, P., & Caeiro, J. (2013). Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. *Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, 43–50.
- Guía de plásticos y otros materiales para impresión 3D. (2014, septiembre 2). Recuperado el 26 de septiembre de 2017, a partir de <http://formizable.com/guia-de-plasticos-y-otros-materiales-para-impresion-3d/>
- Harrane, A., Leroy, A., Nouailhas, H., Garric, X., Coudane, J., & Nottelet, B. (2011). PLA-based biodegradable and tunable soft elastomers for biomedical applications. *Biomedical Materials*, 6(6), 065006. <https://doi.org/10.1088/1748-6041/6/6/065006>
- Herr, H. (2009). Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6, 21. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-21>
- Herrera, J. (2016, junio 30). Proceso de Fabricación por Deformación Plástica. Recuperado el 26 de septiembre de 2017, a partir de <http://procesodefabricacion1.blogspot.com/>

- Hibbeler, R. (2011). *Mecánica de Materiales* (Octava, Vol. 1). México: Prentice Hall.
- Hiemenz, J. (2011). La impresión 3D con FDM: Cómo funciona? *Stratasys*. Recuperado a partir de <https://caminstech.upc.edu/sites/default/files/FDM%20I%20-%20Tecnologia.pdf>
- HobbyKing. (2009). HobbyKing. Recuperado a partir de https://hobbyking.com/en_us/zippy-com-pac
- Huaroto, L. (2010). Lesiones Traumaticas. Recuperado el 26 de septiembre de 2017, a partir de http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/medicina/cirugia/tomo_ii/lesiones_t.htm
- HXX. (2014, diciembre 6). Tecnologías de impresión 3D (I): Fotopolimerización | HXX. Recuperado el 14 de mayo de 2018, a partir de <http://hxx.es/2014/12/06/tecnologias-de-impresion-3d-fotopolimerizacion/>
- Infomed. (1999). introduccion_al_tratamiento_ortesico.pdf. Recuperado el 8 de mayo de 2018, a partir de http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/introduccion_al_tratamiento_ortesico.pdf
- infomed, red telemática de salud en cuba. (1999a, febrero 11). medicina de rehabilitacion [home page]. Recuperado el 5 de enero de 2018, a partir de <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/temas.php?idv=615>
- infomed, red telemática de salud en cuba. (1999b, febrero 11). medicina de rehabilitacion [home page]. Recuperado el 22 de marzo de 2018, a partir de <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/temas.php?idv=1029>
- J Delprat; S Ehrler; M Romain. (2004). Rehabilitacion de La Rigidez Postraumática de Dedos. En *Enciclopedia Medica*. Recuperado a partir de <https://es.scribd.com/doc/79016796/Rehabilitacion-de-La-Rigidez-Postraumatica-de-Dedos>
- Jorge Díez; Francisco Badesa. (2014). Diseño de dispositivo auxiliar de rehabilitación de mano, *Volumen I*. <https://doi.org/ISBN-13: 978-84-697-0589-6>
- Josep Moranta. (2014). REHABILITACIÓN BÁSICA EN LESIONES TRAUMÁTICAS DE LA MANO. Recuperado el 5 de enero de 2018, a partir de https://www.mc-mutual.com/export/sites/default/es/webpublica/Publicaciones/memoria_cientifica_2014/06_RHB_mano.pdf
- Juan, K. (2013). Fractura de quinto metacarpiano. Recuperado el 27 de septiembre de 2017, a partir de <http://kejuan.blogs.uv.es/fisioterapia/fractura-de-quinto-metacarpiano/>
- Lacalle, A. (2006, junio). ¿Qué es un prototipo?, Prototipos en el diseño de software. Recuperado el 26 de marzo de 2018, a partir de http://albertolacalle.com/hci_prototipos.htm

- Langer, D., Maeir, A., Michailevich, M., Applebaum, Y., & Luria, S. (2016). Using the international classification of functioning to examine the impact of trigger finger. *Disability and Rehabilitation*, 38(26), 2530–2537. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1137980>
- Lannes, X. (2013, diciembre 19). Cómo controlar los síntomas de Artritis reumatoide con Aceites Esenciales. Recuperado el 5 de enero de 2018, a partir de <http://www.saludesencial.org/blog/como-controlar-los-sintomas-de-artritis-reumatoide-con-aceites-esenciales/>
- León, M. A., Romero, P. A., Quevedo, W. X., Arteaga, O., Benalcazar, M. E., & Andaluz, V. H. (2018). Virtual Rehabilitation System for Fine Motor Skills Using a Functional Hand Orthosis. Presentado en Virtual Reality Salento, Italia.
- M Valdazo. (2015). Rehabilitación de Muñeca. Recuperado el 5 de enero de 2018, a partir de <http://doctoravaldazo.com/rehabilitacion-de-muneca/>
- Maggi, M. (2017). *Diseño de una órtesis dinámica, con biofeedback sensitivo*. Universidad de Palermo, Palermo. Recuperado a partir de http://fido.palermo.edu/servicios_dyc/proyectograduacion/archivos/4392.pdf
- Martens, Y., & Ehrmann, A. (2017). Composites of 3D-Printed Polymers and Textile Fabrics*. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 225(1), 012292. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/225/1/012292>
- Master Magazine. (2010). Normas DIN. Recuperado el 23 de enero de 2018, a partir de <https://www.mastermagazine.info/termino/6107.php>
- Medeiros, M. da S. D., Santana, D. V. G., Souza, G. D. de, & Souza, L. R. Q. (2016). Tenossinovite de Quervain: aspectos diagnósticos. *Revista de Medicina e Saúde de Brasília*, 5(2). Recuperado a partir de <https://bdtd.ucb.br/index.php/rmsbr/article/view/6898>
- Melo, J. (2009). *Ergonomía Práctica*. Buenos Aires: Fundación MAPFRE.
- Merquinsa. (2000, marzo 1). Los TPU buscan un hueco entre el caucho convencional y los termoplásticos rígidos. Recuperado el 6 de junio de 2018, a partir de <http://www.interempresas.net/Plastico/Articulos/5886-Los-TPU-buscan-un-hueco-entre-el-caucho-convencional-y-los-termoplasticos-rigidos.html>
- Mexpolimeros. (2014, diciembre 27). TPU. Recuperado el 4 de mayo de 2018, a partir de <http://www.mexpolimeros.com/tpu.html>
- Mogan, Y., Azwani Sa'aban, N., Ibrahim, M., & Periyasamy, R. (2016). Thermoplastic elastomer infill pattern impact on mechanical properties 3D printed customized orthotic insole (Vol. 11, pp. 6519–6524). Presentado en ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences.
- MSC, M. de S. y C. (2011). *Guía descriptiva de ortoprotesis*. Madrid.

- Muñoz, L., De la Vega, E., Lopez, F., Ortiz, B., & Duarte, K. (2009). Fuerza Máxima de Agarre con Mano Dominante y No Dominante. Presentado en XV Congreso Internaciona de Ergonomía SEMAC, Hermosillo.
- Myo. (2016). Myo Gesture Control Armband. Recuperado el 22 de marzo de 2018, a partir de <https://www.myo.com/>
- Nachón, H. (2009). Anatomía y Fisiología del Sistema Óseo. Recuperado a partir de <http://hnnncbiol.blogspot.com/2008/01/sistemaoseo.html>
- Nate, K., & Tentzeris, M. M. (2016). A novel 3-D printed loop antenna using flexible NinjaFlex material for wearable and IoT applications. En *Electrical Design of Advanced Packaging and Systems (EDAPS), 2016 IEEE* (pp. 171–174). <https://doi.org/10.1109/EDAPS.2016.7874434>
- Oktayoglu, P., Nas, K., Kilinç, F., Tasdemir, N., Bozkurt, M., & Yildiz, I. (2015). Assessment of the Presence of Carpal Tunnel Syndrome in Patients with Diabetes Mellitus, Hypothyroidism and Acromegaly. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, 9(6), OC14-OC18. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/13149.6101>
- Orthodontic arch wire. (1986). Recuperado a partir de <http://www.google.com/patents/US4585414>
- Ortopedia Directa. (2003). Férula de inmovilización de muñeca y pulgar en termoplástico. Recuperado el 10 de enero de 2018, a partir de <https://www.ortopediadirecta.com/ortesis-de-mano/303-ferula-de-inmovilizacion-de-muneca-y-pulgar-en-termoplastico-reftp-6103i-blanco.html>
- Ortopedia Online. (2013). Ortésis de Muñeca y Mano. Recuperado el 12 de enero de 2018, a partir de <http://www.ortopediaonlinetarancon.com/ortesis-de-muneca-y-mano/>
- Pascual, J. (2010). *Rehabilitación de la mano*. La Habana: Ciencias Médicas.
- Paysant, J., Foisneau-Lottin, A., Gable, C., Gavillot-Boulangé, C., Galas, J.-M., Hullar, M., ... André, J.-M. (2007). Ortesis de la mano. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 28(2), 1–15. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(07\)70754-5](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(07)70754-5)
- Peinado, S. (2011, agosto 19). Ejercicios de movilidad para la rehabilitación de la muñeca (I). Recuperado el 14 de marzo de 2018, a partir de <https://www.vitonica.com/lesiones/ejercicios-de-movilidad-para-la-rehabilitacion-de-la-muneca-i>
- QueCartucho.es. (2015, octubre 1). Que es y que se puede hacer con el filamento flexible de impresoras 3D - QuéCartucho. Recuperado el 23 de septiembre de 2017, a partir de <https://quecartucho.es/blog/que-es-y-que-se-puede-hacer-con-el-filamento-flexible-de-impresoras-3d/>

- Quiñonez, P. (2005). *Cirugía de la Mano*. Maracay: Fondo Documental Electrónico de FUNDACITE Aragua.
- Ramírez, C. E., Ramírez, C. E., Ramirez, M. A., & Ramírez, N. M. (2008). Trauma de mano: diagnóstico y manejo inicial. *Revista de la Universidad Industrial de Santander. Salud*, 40(1). Recuperado a partir de <http://www.redalyc.org/resumen.oa?id=343835679006>
- Reacciones Químicas. (2010). pcp-9652.pdf [PDF]. Recuperado el 14 de mayo de 2018, a partir de <http://www.reacciones.com/pdf/productos/resinas/pcp/pcp-9652.pdf>
- Rocha, E., Lara, J., & Gómez, P. (2012). *Estética de manos y pies* (Mc Graw Hill). Madrid.
- Rodrigues, D. (2010). *Enfermedades del colágeno*. Salud y medicina. Recuperado a partir de <https://es.slideshare.net/Doraimacarolina/enfermedades-del-colageno>
- Rouviére, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía Humana: Descriptiva, Topografía y Funcional* (Masson S.A.). Barcelona.
- San Martín, P. (2011). Aplicación de la estadística no paramétrica en el área de rehabilitación. Recuperado el 12 de junio de 2018, a partir de <https://www.rehabilitacionintegral.cl/aplicacion-de-la-estadistica-no-parametrica-en-el-area-de-rehabilitacion/>
- Sánchez, A. (2016). Propiedades de los Materiales. Recuperado el 5 de enero de 2018, a partir de <http://www.ieslaaldea.com/jefatura-estudios>
- Sanchez, A., & Jose, A. (2010). BASES CIENTÍFICAS PARA EL DISEÑO DE UN PROGRAMA DE EJERCICIOS PARA LA MANO DEL PACIENTE CON ARTRITIS REUMATOIDE. Recuperado a partir de <http://www.sermef-ejercicios.org/webprescriptor/bases/basesCientificasArtritisReumatoide.pdf>
- Sandoval, E., López, M., Gómez, E., & Cortes, U. (2017). Diseño asistido por computadora de una ótesis mecánica manufacturada en CPVC. *Revista de Ingeniería Mecánica*, 1(3), 22–30.
- Serna, A., Ros, A., & Rico, J. C. (2010). *GUÍA PRÁCTICA DE SENSORES*. España: Creaciones Copyright SL.
- Sevilla Cadavid, G. (2011). *La naturaleza relacional entre la discapacidad y el diseño: modelo sistémico de análisis persona en situación de discapacidad – entorno construido*. (Maestría e discapacidad e inclusión social). Facultad de Medicina, Bogota.
- Systems Links. (2007). Una Vista General de las Organización de Códigos y Estándares Sobre ASTM International. Recuperado a partir de <https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0ahUKEwj81Ymj2tDYAhWR61MKHaR2B8oQFgh7MBE&url=http%3A%2F%2Fformacionbiblioteca.udea.e>

du.co%2Fmoodle%2Fmod%2Fresource%2Fview.php%3Fid%3D16246&usg=AO-vVaw2a2pPjiTWyDBPIfK4B7rxZ

Temponik. (2015). TempoCast. Recuperado el 26 de marzo de 2018, a partir de <http://www.temponik.com/Default.aspx?ID=1100>

Thai, C. N. (2017). Hardware Characteristics. En *Exploring Robotics with ROBOTIS Systems* (pp. 23–62). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-59831-4_3

Trilles, V. (2015). *Diseño de una máquina impresora 3D de bajo coste para uso en el hogar o pequeños laboratorios*. Escuela Superior de Tecnología I Ciencias Experimentales, Castellón.

Trimaker. (2017, marzo 14). Consejos para imprimir en 3D: Orientación de la pieza. Recuperado el 28 de marzo de 2018, a partir de <https://trimaker.com/consejos-imprimir-3d-orientacion/>

Tucker, M. R., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lamberg, O., ... Gassert, R. (2015). Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12, 1. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-12-1>

Ulrich, K., & Eppinger, S. (2012). *Diseño y Desarrollo de productos* (5ta ed., Vol. 1). México: McGraw Hill.

Ultimaker. (2017, mayo 16). TDS TPU 95A v3.010-spa-ES.pdf. Recuperado a partir de <https://ultimaker.com/download/67794/TDS%20TPU%2095A%20v3.010-spa-ES.pdf>

Vargas Negrín, F. (2017). Indicaciones de las ortesis en atención primaria. *FMC - Formación Médica Continuada en Atención Primaria*, 24(8), 465–478. <https://doi.org/10.1016/j.fmc.2017.02.010>

Varón, D. J., Bou, S. F., & Gimeno, R. B. (2015). *Análisis del estado del arte de elastómeros termoplásticos y mejora del confort térmico para el sector de ortopedia del pie y puericultura ligera*. 3Ciencias.

Vázquez, A. (2013). Amputación Plástica de índice y meñique. Anatomofisiología, fisiopatología y técnica [Blog].

Venteo, L. (2000). Propiedades de los materiales. Recuperado el 5 de enero de 2018, a partir de <http://roble.pntic.mec.es/~lventeo/Temas/Propiedades/Propiedades.html>

Vicent Fombuena, Octavio Fenollar, & Néstor Montañés. (2016). *Caracterización de Materiales Poliméricos* (Vol. Vol I). Universitat Politècnica de València. Recuperado a partir de https://gdocu.upv.es/alfresco/service/api/node/content/workspace/SpacesStore/9907cf9-fd09-44e8-ade0-0c63f6f0dd78/TOC_0298_92_01.pdf?guest=true

- Villafañe, J., Cleland, J., & Fernández-de-las-Peñas, C. (2013). The Effectiveness of a Manual Therapy and Exercise Protocol in Patients With Thumb Carpometacarpal Osteoarthritis: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(4), 204–213. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4524>
- Voegeli, A. V. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer Science & Business Media.
- Wolff, G., León, J., Lopera, J. F., Castrillón, D., & Molina, L. (1997). Lesiones traumáticas de la mano. *Guías de prácticas clínicas basadas en la evidencia*, 18.

ANEXOS



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue realizado por los señores: **MANUEL ALEJANDRO LEÓN CÁRDENAS** y **PAUL ALEJANDRO ROMERO ANDRADE**.

En la ciudad de Latacunga, a los 19 días del mes de junio del 2018.

Aprobado por,

Ing. Víctor Andaluz
DIRECTOR DEL PROYECTO

Ing. Vicente Halló
DIRECTOR DE CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca
SECRETARIO ACADÉMICO