

**Prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación motora de los dedos de la mano humana**

**Libro final para optar al título de magíster en Mecatrónica y Control**

**Alexander Rincón Jiménez**

**Directores**

**PhD José Luis Rodríguez Sotelo**

**PhD Oscar Fernando Avilés S.**

**Universidad Autónoma de Manizales**

**Facultad de Ingeniería**

**Maestría en Mecatrónica y Control**

**Manizales**

**2015**

## Tabla de Contenido

1. Introducción.....	14
2. Justificación.....	15
3. Antecedentes.....	17
4. Área Problemática.....	20
5. Problema de Investigación.....	22
6. Objetivo General.....	23
6.1 Objetivos Específicos.....	23
7. Referente Teórico.....	24
7.1 Anatomía de las manos.....	24
7.1.1 Huesos de la mano y de los dedos.....	24
7.1.2 Articulaciones interfalángicas.....	26
7.1.3 Músculos que producen flexión sobre las articulaciones de la mano.....	27
7.1.4 Músculos que producen extensión sobre las articulaciones de la mano.....	28
7.2 Biomecánica de los dedos de las manos.....	31
7.3 Enfermedades y lesiones de la mano.....	35
7.4 Terapias de Rehabilitación.....	37
7.4.1 Rehabilitación del síndrome del túnel carpiano.....	38
7.4.2 Rehabilitación de la artritis.....	39
7.4.3 Rehabilitación de la esclerosis múltiple.....	40
7.4.4 Rehabilitación en lesiones de mano.....	41
7.5 Herramientas matemáticas para manipuladores robóticos.....	41
7.5.1 Cinemática.....	42
7.5.2 Grados de libertad.....	44
7.6 Metodologías de diseño.....	45
7.6.1 Descripción fase 1, diseño conceptual.....	46
7.6.2 Descripción fase 2, realización del diseño.....	47
7.6.3 Descripción fase 3, Diseño detallado.....	47
7.7 Sumario.....	47
8. Metodología de diseño.....	49
8.1 Requerimientos de diseño.....	49
8.1.1 Requerimientos propios.....	49
8.1.2 Requerimientos del proyecto.....	50
8.2 Clarificación de objetos.....	50
8.3 Características de los componentes.....	54
8.4 Generación de alternativas.....	57
8.5 Verificación de los elementos de la generación de conceptos.....	58
8.5.1 Dispositivos para el control del mecanismo.....	58
8.5.2 Selección de los actuadores.....	59
8.5.3 Selección del sistema de control.....	61
8.5.4 Selección del elemento de transmisión.....	68
8.6 Tabla Pugh para la selección de concepto.....	71
8.7 Sumario.....	75
9. Diseño, Fabricación y programación del dispositivo.....	76
9.1 Proceso de Diseño Mecánico.....	76

9.1.1 Primer modelo de diseño. ....	78
9.1.2 Segundo modelo de diseño. ....	81
9.1.3 tercer modelo de diseño. ....	84
9.2 Análisis del diseño utilizando elementos finitos .....	87
9.3 Comportamiento del diseño con análisis de elementos finitos en material PVC .....	90
9.3.1 Análisis de desplazamiento en material PVC.....	92
9.3.1.1 Análisis de esfuerzo en material PVC. ....	92
9.3.1.2 Análisis de deformación en material PVC.....	93
9.3.2 Análisis de elementos finitos en Aluminio.....	93
9.3.2.1 Análisis de desplazamiento en Aluminio. ....	94
9.3.2.2 Análisis de Esfuerzo en Aluminio.....	95
9.3.2.3 Análisis de Deformación en Aluminio. ....	95
9.3.3 Análisis de elementos finitos en duraluminio. ....	96
9.3.3.1 Análisis de desplazamiento en duraluminio.....	96
9.3.3.2 Análisis de Esfuerzo en duraluminio. ....	97
9.3.3.3 Análisis de deformación en duraluminio.....	97
9.4 Análisis de elementos finitos en piezas reformadas .....	98
9.4.1 Análisis de elementos finitos en la pieza reformada con el Aluminio.....	98
9.4.1.1 Análisis de desplazamiento en Aluminio. ....	98
9.4.1.2 Análisis de Esfuerzo en Aluminio .....	99
9.4.1.3 Análisis de deformación en Aluminio.....	100
9.4.2 Análisis de elementos finitos en la pieza reformada con el Duraluminio.....	100
9.4.2.1 Análisis de desplazamiento con Duraluminio.....	101
9.4.2.2 Análisis de Esfuerzo con Duraluminio. ....	101
9.4.2.3 Análisis de deformación con duraluminio.....	102
9.5 Análisis FEM sobre cada uno de los eslabonamientos del exoesqueleto .....	102
9.5.1 Análisis de distribución de fuerzas en los eslabones distales. ....	103
9.5.2 Análisis de distribución de fuerzas en los eslabones proximales.....	106
9.5.3 Análisis de distribución de fuerzas en el eslabón de la palma.....	108
9.5.4 Análisis de elementos finitos sobre cada eslabonamiento designado. ....	110
9.5.4.1 Análisis FEM sobre el eslabón de la palma.....	110
9.5.4.2 Análisis FEM sobre el eslabón proximal. ....	110
9.5.4.3 Análisis FEM sobre el eslabón distal.....	111
9.5.4.4 Análisis FEM sobre el mecanismo de 4 barras proximal.....	112
9.5.4.5 Análisis FEM sobre el mecanismo de 4 barras distal. ....	114
9.5.4.6 Análisis FEM sobre las uniones de las falanges.....	115
9.5.4.7 Análisis FEM sobre el eslabón palma. ....	120
9.6 Análisis cinemático.....	121
9.6.1 Determinación de los grados de libertad del exoesqueleto. ....	121
9.6.2 Especificación de los ejes de rotación.....	122
9.6.3 Parámetros Denavit – Hartenbert.....	124
9.6.4 Rango de movimiento simulado en las articulaciones del mecanismo. ....	127
9.7 Fabricación del exoesqueleto .....	130
9.7.1 Variaciones posteriores a la fabricación. ....	133
9.8 Aplicación electrónica. ....	135
9.8.1 Conexión utilizando mini maestro pololu.....	136

9.8.2 Conexión utilizando arduino.....	138
9.8.3 Programación del prototipo. ....	141
9.8.4 Simulación del programa y aplicación al prototipo. ....	142
9.9 Sumario.....	145
10. Resultados.....	146
10.1 Rango de movimiento en las articulaciones del mecanismo fabricado .....	146
10.2 Programación del exoesqueleto .....	150
10.3 Sumario .....	156
11. Conclusiones.....	157
12. Recomendaciones.....	158
Referencias .....	159
Anexos .....	164
ANEXO 1. PROGRAMACIÓN EN DETALLE DEL EXOESQUELETO .....	165
ANEXO 2. DISEÑO DE LAS TARJETAS ELECTRÓNICAS COMPLEMENTARIA .....	198

## Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1: <i>Huesos de la mano y de los dedos</i>	22
Figura 2: <i>Articulaciones interfalángicas sinovial</i>	23
Figura 3: <i>Articulaciones de la mano</i>	23
Figura 4: <i>Flexor común superficial</i>	24
Figura 5: <i>Flexor común profundo</i>	24
Figura 6: <i>Flexor largo del pulgar</i>	25
Figura 7: <i>Extensor común</i>	25
Figura 8: <i>Extensor propio del índice</i>	26
Figura 9: <i>Extensor propio del meñique</i>	26
Figura 10: <i>Extensor corto del pulgar</i>	27
Figura 11: <i>Extensor largo del pulgar</i>	27
Figura 12: <i>Movimiento de flexión MF del pulgar</i>	28
Figura 13: <i>Flexión IF del pulgar</i>	29
Figura 14: <i>Flexión metacarpo falángica</i>	29
Figura 15: <i>Movimiento Flexión de la interfalángica proximal</i>	30
Figura 16: <i>Movimiento Flexión de la interfalángica distal</i>	30
Figura 17: <i>Movimiento extensión de la interfalángica distal</i>	31
Figura 18: <i>Identificación de dedo</i>	31
Figura 19: <i>Rango de movimiento</i>	32
Figura 20: <i>Técnicas de rehabilitación para síndrome de túnel carpiano</i>	35
Figura 21: <i>Técnicas de rehabilitación para síndrome de túnel carpiano</i>	35
Figura 22: <i>Terapia de relajación muscular</i>	36
Figura 23: <i>Rehabilitación de la artritis en los dedos</i>	37
Figura 24: <i>Ejercicios de rehabilitación esclerosis múltiple</i>	37
Figura 25: <i>Diseño conceptual</i>	43
Figura 26: <i>Funciones secundarias</i>	54
Figura 28: <i>Esquema con la posición de los servomotores</i>	58

Figura 29: <i>Beagle Board</i>	59
Figura 30: <i>Mini maestro 18</i>	60
Figura 31: <i>Identificación de los pines del mini maestro 18</i>	61
Figura 32: <i>Conexión del embebido a los servomotores</i>	62
Figura 33: <i>Arduino mega</i>	62
Figura 34: <i>Arduino-servomotor</i>	63
Figura 35: <i>Correas de transmisión</i>	65
Figura 36: <i>Cadenas de transmisión</i>	66
Figura 37: <i>Nylon monofilamento</i>	67
Figura 38: <i>Nylon multifilamento</i>	67
Figura 39: <i>Sedal</i>	68
Figura 40: <i>Arquitectura general del exoesqueleto</i>	72
Figura 41: <i>Exoesqueleto HEXORR</i>	74
Figura 42: <i>Prototipo Cyber Glove</i>	74
Figura 43: <i>Tendón extensor</i>	75
Figura 44: <i>Tendón flexor</i>	75
Figura 45: <i>Primer diseño de mecanismo</i>	76
Figura 46: <i>Distribución del primer prototipo</i>	76
Figura 47: <i>Modelo físico primer prototipo</i>	77
Figura 48: <i>Canales para transmisión de movimiento</i>	79
Figura 49: <i>Canales y elementos para reducción de fuerza</i>	79
Figura 50: <i>Canales para la ubicación de elástico</i>	80
Figura 51: <i>Base del exoesqueleto</i>	80
Figura 52: <i>Ubicación espacial de los actuadores</i>	80
Figura 53: <i>Prototipo físico experimental segundo modelo</i>	81
Figura 54: <i>Aplicación de mecanismo de 4 barras</i>	82
Figura 55: <i>Canales para movimientos</i>	82
Figura 56: <i>Poleas para el cambio en la transmisión de movimiento</i>	83
Figura 57: <i>Tornillos de ajuste</i>	83
Figura 58: <i>Eslabón donde se aplica la fuerza</i>	88
Figura 59: <i>Propiedades del PVC</i>	88

Figura 60: <i>Desplazamiento de la pieza en PVC</i>	89
Figura 61: <i>Esfuerzo de la pieza en PVC</i>	89
Figura 62: <i>Deformación de la pieza en PVC</i>	90
Figura 63: <i>Propiedades del Aluminio</i>	91
Figura 64: <i>Desplazamiento de la pieza en Aluminio</i>	91
Figura 65: <i>Esfuerzo de la pieza en Aluminio</i>	92
Figura 66: <i>Deformación de la pieza en Aluminio</i>	92
Figura 67: <i>Propiedades del Duraluminio (AW7075)</i>	93
Figura 68: <i>Desplazamiento de la pieza en Duraluminio (AW7075)</i>	93
Figura 69: <i>Esfuerzo de la pieza en Duraluminio (AW7075)</i>	94
Figura 70: <i>Deformación de la pieza en Duraluminio (AW7075)</i>	94
Figura 71: <i>Nueva pieza donde se aplica la fuerza</i>	95
Figura 72: <i>Desplazamiento de la nueva pieza en Aluminio</i>	96
Figura 73: <i>Esfuerzo de la nueva pieza en Aluminio</i>	96
Figura 74: <i>Deformación de la nueva pieza en Aluminio</i>	97
Figura 75: <i>Desplazamiento de la nueva pieza en Duraluminio</i>	98
Figura 76: <i>Esfuerzo de la nueva pieza en duraluminio</i>	98
Figura 77: <i>Deformación de la nueva pieza en Duraluminio</i>	99
Figura 78: <i>Vista lateral e inferior del exoesqueleto</i>	100
Figura 79: <i>Diagrama del cuerpo libre 1</i>	100
Figura 80: <i>Diagrama del cuerpo libre 2</i>	102
Figura 81: <i>Diagrama del cuerpo libre 3</i>	103
Figura 82: <i>Diagrama del cuerpo libre 4</i>	104
Figura 83: <i>Diagrama del cuerpo libre 4</i>	105
Figura 84: <i>Análisis de elementos finitos en eslabón de la palma</i>	107
Figura 85: <i>Análisis de elementos finitos eslabón proximal</i>	108
Figura 86: <i>Análisis de elementos finitos eslabón medio y distal</i>	109
Figura 87: <i>Análisis de elementos finitos sobre el primer conector del falange distal</i>	110
Figura 88: <i>Análisis de elementos finitos sobre el segundo conector del falange distal</i>	111
Figura 89: <i>Análisis de elementos finitos sobre el primer conector del falange distal 1</i>	111
Figura 90: <i>Análisis de elementos finitos sobre el segundo conector del falange distal 1</i>	112

Figura 91: <i>Análisis de elementos finitos sobre el primer pasador del exoesqueleto</i>	113
Figura 92: <i>Análisis de elementos finitos sobre el segundo pasador del exoesqueleto</i>	114
Figura 93: <i>Análisis de elementos finitos sobre el tercero pasador del exoesqueleto</i>	115
Figura 94: <i>Análisis de elementos finitos sobre el cuarto pasador del exoesqueleto</i>	115
Figura 95: <i>Análisis de elementos finitos sobre el quinto pasador del exoesqueleto</i>	116
Figura 96: <i>Análisis de elementos finitos sobre el sexto pasador del exoesqueleto</i>	117
Figura 97: <i>Análisis de elementos finitos sobre la base del exoesqueleto</i>	118
Figura 98: <i>Numeración de los eslabones</i>	119
Figura 99: <i>Identificación de ejes posición inicial</i>	120
Figura 100: <i>Identificación de ejes en el mecanismo posición final</i>	120
Figura 101: <i>Movimiento máximo de flexión</i>	124
Figura 102: <i>Movimiento máximo de extensión</i>	125
Figura 103: <i>Movimiento a 10 grados</i>	125
Figura 104: <i>: Movimiento a 20 grados</i>	126
Figura 105: <i>: Movimiento a 60 grados</i>	126
Figura 106: <i>Maquina CNC</i>	127
Figura 107: <i>Piezas que conforman el mecanismo 4 barras</i>	128
Figura 108: <i>Eslabones de las falanges</i>	128
Figura 109: <i>Eslabones de soporte</i>	129
Figura 110: <i>Acople de piezas 1</i>	129
Figura 111: <i>Acople de piezas 2</i>	130
Figura 112: <i>Soporte cóncavo para el brazo</i>	130
Figura 113: <i>Anillos para el soporte de las falanges</i>	131
Figura 114: <i>Inversión de posición para la base de los servomotores</i>	131
Figura 115: <i>Tensor instalado en base de servomotor</i>	131
Figura 116: <i>Mangueras de direccionamiento</i>	132
Figura 117: <i>Sedal</i>	132
Figura 118: <i>Plataforma maestro control center 1</i>	133
Figura 119: <i>Plataforma maestro control center 2</i>	134
Figura 120: <i>Conexión de prueba tarjeta pololu</i>	134
Figura 121: <i>Pantalla lcd</i>	135

Figura 122: <i>Teclado matricial</i>	136
Figura 123: <i>Conexión general de los dispositivos 1</i>	137
Figura 124: <i>Conexión general de la pantalla lcd</i>	137
Figura 125: <i>Conexión general de los dispositivos 2</i>	138
Figura 126: <i>Inicio de la simulación</i>	139
Figura 127: <i>Proceso de la simulación 1</i>	140
Figura 128: <i>Proceso de la simulación 2</i>	140
Figura 129: <i>Vista posterior del exoesqueleto</i>	141
Figura 130: <i>Vista frontal del exoesqueleto</i>	141
Figura 131: <i>Vista anterior del exoesqueleto</i>	142
Figura 132: <i>Secuencia del funcionamiento inicial</i>	143
Figura 133: <i>Primer desplazamiento de la falange</i>	144
Figura 134: <i>Segundo desplazamiento de la falange</i>	144
Figura 135: <i>Desplazamiento máximo de las falange</i>	145
Figura 136: <i>Mano ubicada en ortesis robótica</i>	145
Figura 137: <i>Mano ubicada en posición inicial</i>	146
Figura 138: <i>Desplazamiento de la mano</i>	146
Figura 139: <i>Pantalla de inicio</i>	147
Figura 140: <i>Pantalla de opción 1</i>	148
Figura 141: <i>Configuración 1</i>	148
Figura 142: <i>Configuración 2</i>	148
Figura 143: <i>Configuración 3</i>	149
Figura 144: <i>Configuración 4</i>	149
Figura 145: <i>Configuración 5</i>	149
Figura 146: <i>Configuración 6</i>	150
Figura 147: <i>Verificación 1</i>	150
Figura 148: <i>Verificación 2</i>	150
Figura 149: <i>Pantalla de opción 2</i>	151
Figura 150: <i>Activación del pulgar</i>	151
Figura 151: <i>Activación del índice</i>	152
Figura 152: <i>Activación del medio</i>	152

Figura 153: <i>Activación del anular</i>	152
Figura 154: <i>Activación del meñique</i>	153

## Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1: <i>Jerarquización de las necesidades</i>	48
Tabla 2: <i>Evaluación de necesidades</i>	50
Tabla 3: <i>Requerimientos de medidas</i>	51
Tabla 4: <i>Matriz de correlación</i>	52
Tabla 5: <i>Casa de la calidad</i>	53
Tabla 6: <i>Diagrama morfológico</i>	55
Tabla 7: <i>Comparación de actuadores</i>	57
Tabla 8: <i>Características del servomotor SM-S4315M</i>	58
Tabla 9: <i>Comparación de la familia maestro</i>	61
Tabla 10: <i>Comparación de la familia arduino</i>	63
Tabla 11: <i>Comparación de fpga</i>	64
Tabla 12: <i>Comparación pugh para selección de controlador</i>	69
Tabla 13: <i>Comparación pugh para selección de actuador</i>	70
Tabla 14: <i>Comparación pugh para selección de transmisión</i>	70
Tabla 15: <i>Promedios de fuerzas en manos hombres y mujeres</i>	85
Tabla 16: <i>Pesos promedios de una mano humana</i>	87
Tabla 17: <i>Fuerzas aplicadas a las dimensiones</i>	101
Tabla 18: <i>Componentes de fuerzas entre falanges</i>	103
Tabla 19: <i>Componentes de fuerzas entre falanges 2</i>	104
Tabla 20: <i>Componentes de fuerzas entre falanges (3)</i>	105
Tabla 21: <i>Componentes de fuerzas entre falanges (4)</i>	106
Tabla 22: <i>Parametros denavit-hartenbert</i>	121
Tabla 23: <i>Rangos de movimiento</i>	127
<i>Identificación de ejes</i>	
<i>Comparación de actuadores</i>	

## Gráficas

	Pág.
Gráfica 1: <i>Promedio de fuerza de la mano dominante</i>	85
Gráfica 2: <i>Promedio de fuerza en manos de hombres</i>	86
Gráfica 3: <i>Promedio de fuerza en manos de mujeres</i>	86

## **Resumen**

### *Palabras Claves*

*Exoesqueletos de rehabilitación, sistemas mecatronicos de rehabilitación, análisis de diseño, metodologías de diseño.*

El presente documento de investigación contiene el diseño y construcción de una prótesis robótica, que ayuda en tratamientos de fisioterapia para las extremidades superiores a nivel de los dedos de la mano. El sistema se puede emplear en terapias pasivas, entendiéndolas, como ejercicios que requieren de la manipulación y movilización de la extremidad con la ayuda de un dispositivo o un profesional.

El exoesqueleto está constituido por subsistemas: electrónicos, mecánicos y computacionales; los cuales permiten el movimiento natural de los dedos.

Para su funcionamiento el dispositivo utiliza como actuadores, cinco servomotores que simulan el movimiento de los dedos de la mano, proporcionando la fuerza esencial para realizar ejercicios de flexión y extensión considerados como los movimientos indispensables en las terapias ocupacionales.

Dentro de este documento se plantea un diseño de exoesqueleto partiendo de un análisis de requisitos, seguido de un estudio de materiales y como estos se comportan ante las fuerzas que sobre el actúan.

Así mismo se puede observar en capítulos posteriores un análisis cinemático que describe las posiciones del exoesqueleto diseñado. La construcción, programación y pruebas del prototipo se pueden encontrar en los capítulos finales del libro.

## 1. Introducción

Una de las aplicaciones de la robótica dentro de la medicina que busca mejorar la calidad de la vida humana, son los exoesqueletos para la rehabilitación, los cuales ayudan a pacientes con limitación de movimientos en sus extremidades.

En el mundo se encuentran diversos ejemplos de cómo el desarrollo de esta herramienta ha ido aumentando, un ejemplo de ello son los exoesqueletos de rehabilitación para los dedos de las manos, como el HEXORR, que es un exoesqueleto para la rehabilitación de manos [B.S. Godfrey *et al*, 2010]. Ó la mano robótica desarrollada por la empresa CyberGrasp [T.T. Worsnopp *et al*, 2007]. Pero en Colombia son pocos los avances de investigación y desarrollo hacia esta área, lo cual genera un interés particular en crear un prototipo que contenga este enfoque, en especial en la rehabilitación de los dedos de la mano.

Para poder entender cómo esta tecnología puede ayudar en la rehabilitación de las manos, primero se deberá comprender que existen diversas patologías que generan daños a nivel motor las cuales varían según la ubicación de la lesión y se pueden presentar en niños, adolescentes y adultos.

Las terapias físicas especializadas, son realizadas en su mayoría de forma manual por un fisioterapeuta, donde se proponen diferentes tipos de movimientos, a distintas velocidades, fuerzas y repeticiones. estos procedimientos son extremadamente fatigantes para el paciente y el terapeuta al momento de la terapia.

La fatiga humana y la falta de autonomía del paciente para realizar movimientos, son unos de los factores que buscan mejorar y garantizar que los tratamientos terapéuticos se realicen de manera adecuada. Por lo tanto el objetivo de este proyecto es modelar, simular y mover automáticamente un prototipo de exoesqueleto para los dedos de la mano, que les permita a los fisioterapeutas contar con una herramienta más para su uso.

## 2. Justificación

La importancia de diseñar y desarrollar tecnología en los países en vía de desarrollo, radica en la necesidad de tener la capacidad de competir comercialmente con los países industrializados y aunque la investigación en las naciones subdesarrolladas se ha ido incrementando poco a poco, al compararlas con su competencia, está todavía las opaca.

Durante los últimos años en Colombia se ha comprendido cuán importante es fomentar la investigación, ya que esto le daría al país la capacidad de estar a la altura de las naciones industrializadas, lastimosamente las políticas de los gobiernos centrales no han permitido que se convierta totalmente en una realidad. Estas deficiencias cada día son más evidentes, pues la falta de una base tecnológica propia es lo que ha permitido que la nación dependa en gran medida de los avances extranjeros. En varias profesiones como la medicina se puede observar que existe un déficit de tecnologías autóctonas que permitan suplir las necesidades de nuestro entorno, en cambio se recurre a adaptar tecnologías que a largo plazo pueden no servir al propósito deseado.

Sin embargo en el país existen instituciones de educación superior donde sobrepasando todas las barreras económicas, logran generar a través de sus grupos de investigación, prototipos tecnológicos, como lo es en el caso de la rehabilitación humana, en esta área del conocimiento ya existen investigaciones como:

- La universidad del valle, con un traje de exoesqueleto para miembro inferior aplicado en pacientes con hemiplejia y paraplejia; a diferencia de otros prototipos, este se diseñó para personas con problemas motrices [**José M. Ramírez et al, 2009**].
- La universidad Autónoma de Bucaramanga, donde se diseñó un exoesqueleto maestro – esclavo, que facilita la rehabilitación de personas con discapacidad parcial en sus piernas [**J.M. Grosso et al, 2008**].

Es por eso que se hace tan importante enriquecer cada vez más la base de conocimientos del país, con proyectos como el planteado, pues estos son esenciales para crear una real independencia tecnológica y científica.

El prototipo sugerido, puede llegar a ser un mecanismo significativo para los especialistas en el área de la rehabilitación y pacientes que sufren las secuelas de un accidente cerebrovascular, ya que un sistema mecatrónico automático le permitirá al rehabilitador realizar otras actividades de recuperación con el paciente, brindándole al afectado la ventaja de recibir un tratamiento exacto y preciso en los dedos de la mano. Para alcanzar este objetivo es primordial utilizar un modelo que se asemeje al mecanismo natural, permitiendo diseñar y crear los elementos que conformaran el exoesqueleto para los dedos del miembro superior.

Aunque el arquetipo se enfoque inicialmente en la rehabilitación de pacientes con traumatismo en los dedos de la mano por accidente cerebrovascular, se espera que su impacto vaya más allá de esta patología, pues en Colombia del 6.4% de discapacitados, el 9.7% sufre de trastornos motrices [**Javier D. Canseco *et al*, 2009**], que se pueden llegar a rehabilitar, en parte, con la ayuda de este dispositivo;

Además, con el futuro conocimiento que se espera adquirir, se pueden generar al interior de la institución nuevas líneas de investigación en mecatrónica, enfocándolas hacia una nueva rama de la ciencia como lo son los exoesqueletos.

### 3. Antecedentes

A menudo los seres humanos viven situaciones en los ámbitos laborales, de ocio, etc., en donde se pueden sufrir accidentes de los cuales es difícil recuperarse. Las dolencias que se ocasionan debido a tales situaciones se pueden mejorar con la ayuda de una rehabilitación.

En los últimos años se han desarrollado cada vez más proyectos tecnológicos orientados a la rehabilitación, entre estos los exoesqueletos; comprendidos como una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano, que sirve de apoyo, asistencia de movimientos o aumento de capacidad humanas [Manuel Alejandro chaves *et al*, 2010].

Aunque la mayor parte de las investigaciones en exoesqueletos se han centrado en solucionar los problemas relacionados con las extremidades inferiores del cuerpo, existen varios desarrollos dirigidos a las extremidades superiores, como los que se citan a continuación:

- Exoesqueleto con cuatro grados de libertad para la rehabilitación del dedo índice. Es un dispositivo que puede generar movimientos bidireccionales (flexión - extensión) para todas las articulaciones del dedo; utiliza sensores de fuerza flexiforce y encoders que permiten medir la posición angular de un motor DC y la finalidad de este, es evaluar y analizar los efectos de la rehabilitación [Wang J *et al*, 2009]. La utilidad de esta referencia en el proyecto es la aplicación dada a la articulación.
- Robot exoesqueleto de rehabilitación HEXORR, el cual realiza un movimiento de extensión y contracción de la mano en dos fases, el dedo pulgar y el resto de los dedos. Sus actuadores son neumáticos, y le proporcionan un control directo a las juntas que mueven los dedos. Con este dispositivo se busca que los rangos de movimientos de la mano afectada se aumenten significativamente [B.S. Godfrey *et al*, 2010]. La revisión de este proyecto hacia la metodología que utiliza con respecto a la rehabilitación, permitirá enfocar la aplicación del prototipo.

- Mechanical Design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation; el cual es un prototipo de un exoesqueleto para un dedo, de cuatro grados de libertad, que busca realizar movimientos de: flexión y extensión metacarpofalangeal, flexión y extensión proximal interfalangeal, flexión y extensión distal interfalangeal, abducción y aducción en la extensión metacarpofalangeal; se encuentra construido por una serie de palancas unidas a un guante ortopédico, cada una está conectada a poleas, cables y engranajes que con la ayuda de un motor permite realizar el movimiento requerido. En cada articulación se encuentran sensores y codificadores ópticos que ayudan a calcular los ángulos de las posiciones; el control se realiza en tiempo real y para esto se utiliza una tarjeta de adquisición de National Instrument [Wege A *et al*, 2005]. La forma como se aborda la problemática del diseño mecánico, la estrategia de control y la ergonomía son aplicables al modelo propuesto.
- Diseño y desarrollo de un exoesqueleto de mano para la rehabilitación después de un apoplejía. El prototipo consiste en un dispositivo asistente de agarre, que puede ser utilizado para la rehabilitación de dedos. Tiene un mecanismo guiado por alambres, que lleva a cabo los movimientos de flexión y extensión de forma repetitiva, se basa en el manejo por señales EMG que le indican al sistema cuando se desea realizar un movimiento [Md akhlaquor *et al*, 2012]. El sistema de transmisión mecánico, puede tener una aplicación para el exoesqueleto que se desea diseñar.
- Diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano. El trabajo se enfoca en la ayuda para la rehabilitación de la mano en pacientes que han sufrido accidentes cerebrovasculares, su característica son los 5 módulos independientes diseñados para cada uno de los dedos, los cuales son una estructura ortopédica conectados por juntas rotacionales y traslacionales; el accionamiento del dispositivo se hace a través de cables de transmisión conectados a una serie de poleas y un motor DC [A. Chiri, F *et al*, 2008]. El diseño de las juntas para el accionamiento de este exoesqueleto según los modelos matemáticos aplicados, darán una idea inicial del cómo empezar a diseñar el prototipo propuesto.

Cada uno de estos referentes apoyará el proceso de investigación, formulando ideas de diseños mecánicos, aplicaciones electrónicas y posibles técnicas de control.

#### 4. Área Problemática

Casi todas las entidades mundiales que ayudan restituir la movilidad humana, como el instituto de rehabilitación de Chicago [**YasinDhafer et al, 2010**] o el centro integral de rehabilitación de Colombia (Cirec) [**Erika M. Gaviria, et al, 2009**], utilizan instrumentos de asistencia y sustitución de miembros superiores e inferiores que se basan en los conceptos de la robótica; siendo un ejemplo de ello el dispositivo ortopédico AKROD el cual rehabilita de forma activa las rodillas [**Weinberg B et al, 2007**].

Los esfuerzos encaminados a mejorar los instrumentos tecnológicos de rehabilitación les permiten a las personas discapacitadas tener una excelente calidad de vida. Entre estas herramientas especializadas están los prototipos para la rehabilitación de la mano como:

- Exoesqueleto con cuatro grados de libertad para la rehabilitación del dedo índice creado por Ju Wang, Jiting Li, Yuru Zhang y Shuang Wang [**Wang J et al, 2009**].
- El exoesqueleto para la rehabilitación de mano desarrollado en la Universidad Técnica de Berlín [**Wege A et al, 2005**].
- Prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación de mano, desarrollado en la Universidad Militar Nueva Granada (Bogotá, Colombia) [**Cesar A. Cáceres et al, 2010**].
- Implementación del dispositivo mecánico para la rehabilitación de la mano con síndrome de túnel carpiano, generado en la Universidad Autónoma de Manizales [**James O. Arias et al, 2009**].

Pero los anteriores ejemplos, tienen una serie de limitantes como: la facilidad de generar adecuadamente los modelos matemáticos desde un punto de vista cinemático y dinámico, para después ser llevado a su simulación y posterior realización [**J.M. Grosso et al, 2008**], los diseño mecánicos, la ergonomía, entre otros.

El diseño del prototipo propuesto se enfocará en la flexión y la extensión de los dedos de la mano; haciéndose necesario evaluar los modelos matemáticos existentes que pueden ser de utilidad para la creación del mecanismo y su diseño, así como, la elección de los servo motores, materiales livianos y de bajo costo con los que se fabricará, el análisis de elementos finitos para los materiales seleccionados y el sistema embebido a aplicar.

## **5. Problema de Investigación**

¿La evaluación de un primer prototipo de dispositivo robótico que realice de manera automática ejercicios flexión y extensión de los dedos de la mano, teniendo en cuenta criterios de costo, ergonomía y seguridad, obtendrá un indicador preclínico acertado que demuestre su utilidad en los procesos de rehabilitación en pacientes con ACV?

## **6. Objetivo General**

Desarrollar un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación de los dedos de la mano, que realice movimientos de flexión y extensión utilizados en los procesos de rehabilitación en pacientes con ACV.

### **6.1 Objetivos Específicos**

- Diseñar un prototipo de estructura mecánica para la rehabilitación de manos con problemas de movilidad, basándose en las metodologías de diseño y a través de herramientas CAD.
- Evaluar el prototipo desarrollado usando análisis de elementos finitos (FEA), para determinar los esfuerzos y desplazamiento en el mecanismo.
- Crear una etapa de accionamiento para la ortesis, usando un sistema electrónico que permita el funcionamiento de los protocolos de rehabilitación preestablecidos.
- Desarrollar pruebas con el prototipo de la órtesis, para verificar su funcionamiento mecánico y electrónico.

## 7. Referente Teórico

En esta sección se aborda la descripción anatómica, biomecánica, patológica y de rehabilitación de la mano, la cual es una literatura esencial para la comprensión y el entendimiento de tal extremidad.

Así mismo se hace una explicación de la herramientas matemáticas que se van aplicar; con la ayuda de estas lecturas es posible determinar una relación entre el sistema natural del cuerpo y un dispositivo robótico.

### 7.1 Anatomía de las manos

Los dedos de la mano son parte de la anatomía humana, razón por la cual se necesita comprender la composición y funcionamiento de huesos y músculos antes de ahondar en el tema de interés.

**7.1.1 Huesos de la mano y de los dedos.** Los huesos de los dedos de la mano se conocen como falanges, los cuales son 14 huesos largos en miniatura, con un extremo superior (Epífisis superior), una zona cilíndrica intermedia (diáfisis) y un extremo inferior (epífisis inferior). La única falange donde se encontraran dos de los tres huesos mencionados es en el pulgar.

Los anteriormente descritos se encuentran unidos a la epífisis inferior de los huesos metacarpianos, que son los que componen la palma de las manos. Allí residen 5 huesos en donde cada uno tiene la siguiente distribución: extremo superior (epífisis superior), una zona cilíndrica intermedia (diáfisis) y un extremo inferior (epífisis inferior); La unión de las epífisis inferiores de los metacarpianos con las epífisis superiores de las falanges forman los nudillos de las manos.

Así mismo, cada epífisis superior de los huesos metacarpianos se articula con la fila inferior de los huesos carpianos, los cuales son 8 huesos que conforman la muñeca; entre ellos existen una serie de canales por donde se deslizan los tendones; encontrándose organizados en dos

hileras, una proximal y otra distal. La forma de organización de cada hueso que compone el carpo es el siguiente:

1. Hilera Proximal:

- Hueso escafoides.
- Hueso semilunar.
- Hueso Piramidal.
- Hueso Pisiforme.

2. Hilera distal:

- Hueso Trapecio.
- Hueso Trapezoide.
- Hueso grande.
- Hueso Ganchoso.

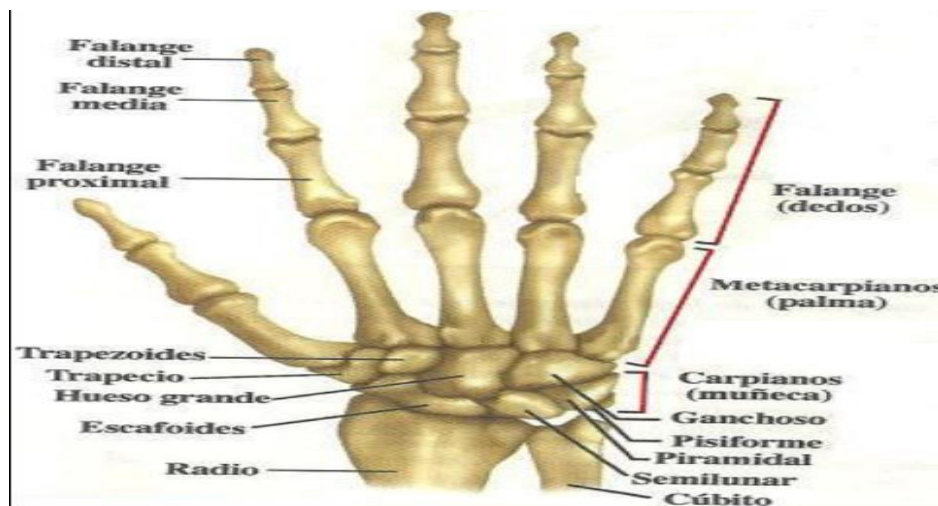


Figura 1: Huesos de la mano y de los dedos

Extraído de: <http://biologiafotosdibujosimagenes.blogspot.com>

**7.1.2 Articulaciones interfalángicas.** Una articulación es una conjunción entre dos huesos formada por una serie de cartílagos, rodeada por una capsula fibrosa con diversos ligamentos y lubricada por un líquido sinovial, la cual es producido por la membrana sinovial que tapiza la cara interna de la capsula. Los movimientos que se permiten son de flexión y extensión en las articulaciones DIF y PIF y de abducción y aducción entre las articulaciones metacarpo falángicas (MCF).

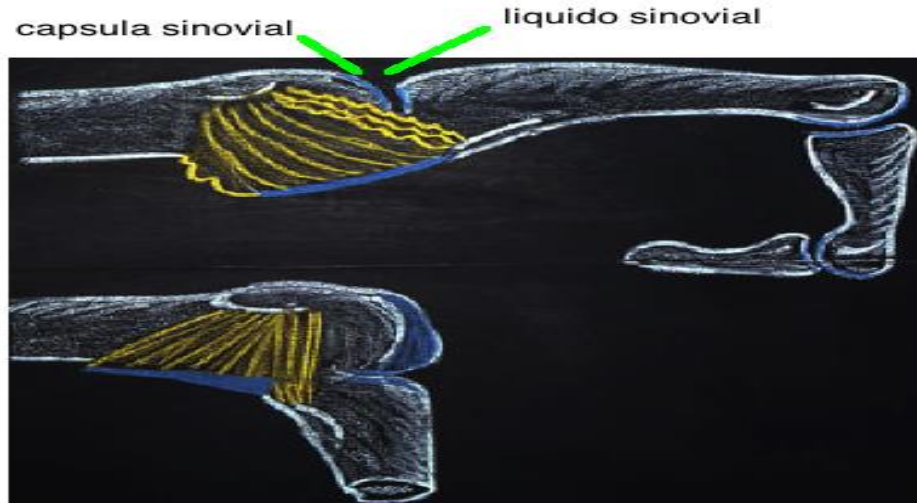


Figura 2: Articulaciones interfalángicas sinovial.

Extraído de:

[http://grupos.unican.es/apoptosis/extremidad\\_superior/Articulaciones\\_y\\_vainas/articulacion\\_delamano.htm](http://grupos.unican.es/apoptosis/extremidad_superior/Articulaciones_y_vainas/articulacion_delamano.htm)

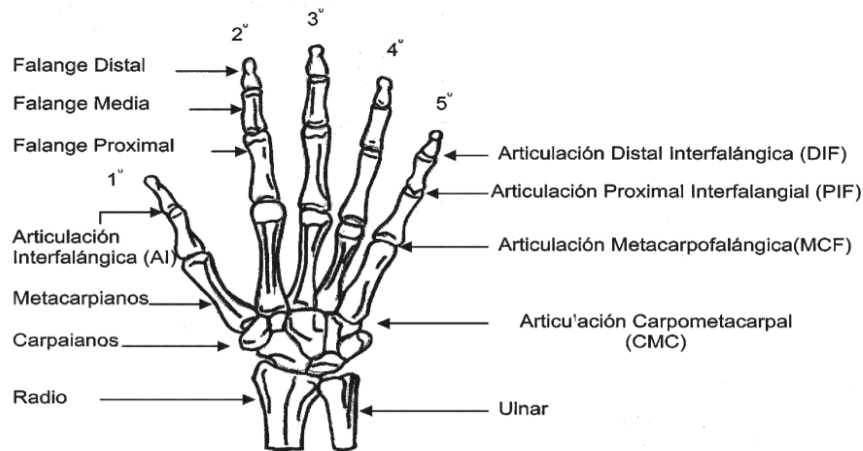
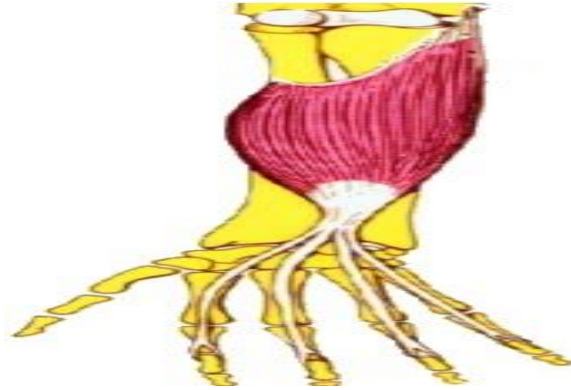


Figura 3: Articulaciones de la mano

Extraído de: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl>

**7.1.3 Músculos que producen flexión sobre las articulaciones de la mano.** Existen diversos músculos que actúan en los movimientos naturales de los dedos de las manos entre estos se encuentran:

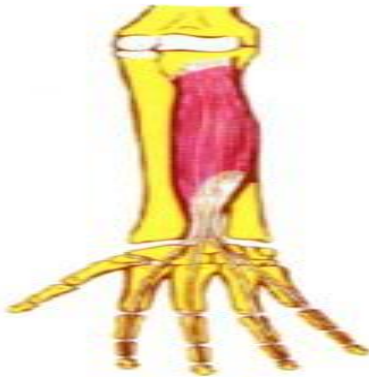
- a. Flexor común superficial. Se encuentra situado entre el palmar mayor y el palmar menor detrás de ambos, en la porción anterior del brazo. Una de sus funciones es servir como flexor de las primeras interfalangiadas.



*Figura 4: Flexor común superficial*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

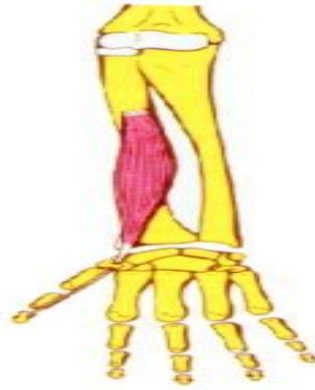
- b. Flexor común profundo. Este se encuentra situado inmediatamente detrás del flexor superficial; su función es flexionar las segundas interfalangiadas y la tercera falange sobre la segunda falange.



*Figura 5: Flexor común profundo*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

- c. Flexor largo del pulgar. El músculo se origina en parte medial anterior del radio, junto al flexor profundo y termina en la cara anterior de la tercera falange del pulgar. Su función principal es flexionar la tercera falange del pulgar.

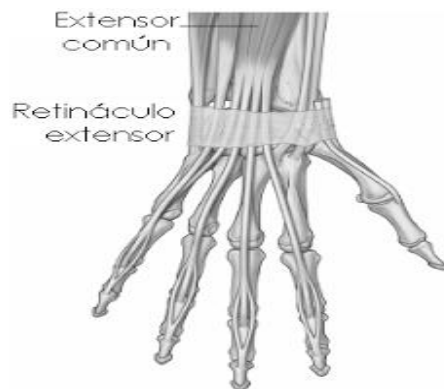


*Figura 6: Flexor largo del pulgar*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

#### **7.1.4 Músculos que producen extensión sobre las articulaciones de la mano.**

- a. Extensor común. Se encuentra en la parte media de la superficie dorsal del antebrazo, se inserta en la tercera falange de los últimos cuatro dedos mediante cuatro tendones. Su función es extender las interfalangiánas proximales.



*Figura 7: Extensor común*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

- b. Extensor propio del índice. Es relativamente profundo y se encuentra delante del extensor común, él se inserta al dedo índice con la ayuda de un tendón. Su función principal es extender el dedo índice pero con cierta tendencia a la abducción.



*Figura 8: Extensor propio del índice*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

- c. Extensor propio del meñique. Es el musculo más superficial, se ubica al lado del extensor común y termina en el tendón del extensor común, por el lado cubital del tendón y en la primera falange del meñique. Su función es extender la primera falange del meñique.



*Figura 9: Extensor propio del meñique*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

- d. Extensor corto del pulgar. Se encuentra situado debajo del extensor común en el dorso del antebrazo, se inserta en la primera falange del pulgar. Este extiende la primera falange del pulgar.



*Figura 10: Extensor corto del pulgar*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

- e. Extensor largo del pulgar. Es un musculo que se encuentra muy profundo y es equivalente al extensor del dedo índice. La función principal es extender la tercera falange.



*Figura 11: Extensor largo del pulgar*

*Extraído de: [www.musculos.org](http://www.musculos.org)*

## 7.2 Biomecánica de los dedos de las manos

La compleja disposición anatómica de los dedos de la mano, su versatilidad y libertad de movimientos para manipular objetos le da una serie de ventajas sobre otras especies. El estudio de sus movimientos y su diseño natural, ayuda a entender como la misma naturaleza, da una solución al problema de crear un mecanismo que pretenda imitar los movimiento de una mano con fines de rehabilitación.

Antes de empezar a comprender como las posibles configuraciones de los dedos pueden realizar diversas acciones, se debe entender que los movimientos de cada dedo se encuentran limitados por sus articulaciones y sus acotaciones se miden en grados de flexión, extensión e hiperextensión.

Los movimiento de la articulación MCF del pulgar, se dividen en: flexión – extensión, lateralidad y rotación axial. Los grados de flexión que permite la articulación, tienen una variación de (75° a 80°) [Velázquez *et al*, 2007].

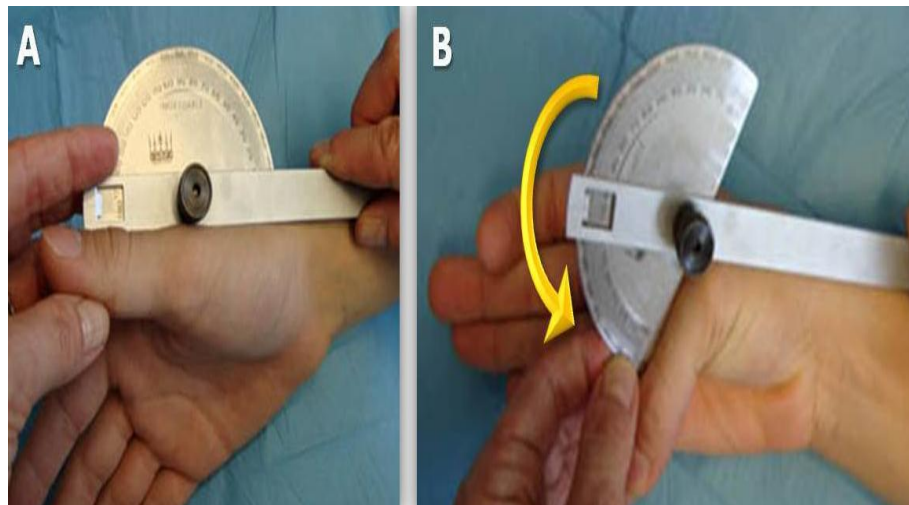
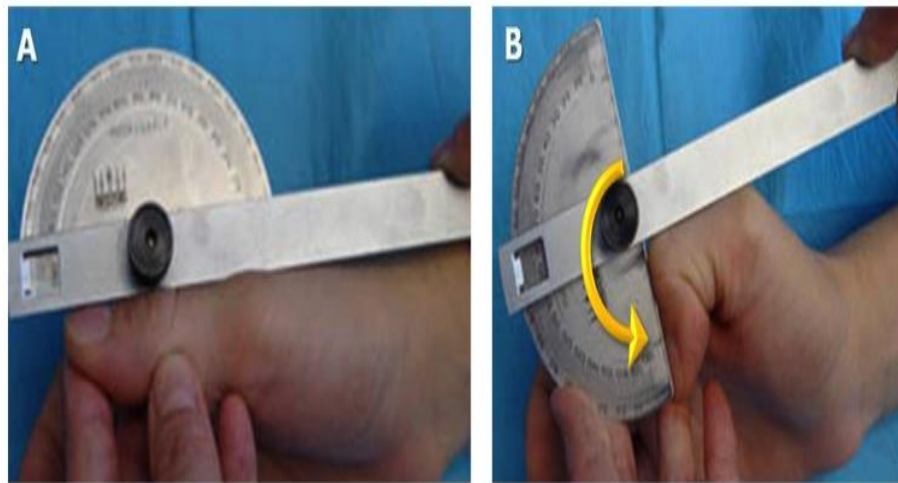


Figura 12: Movimiento de flexión MF del pulgar  
Extraído de [ Angulo *et al*, 2011]

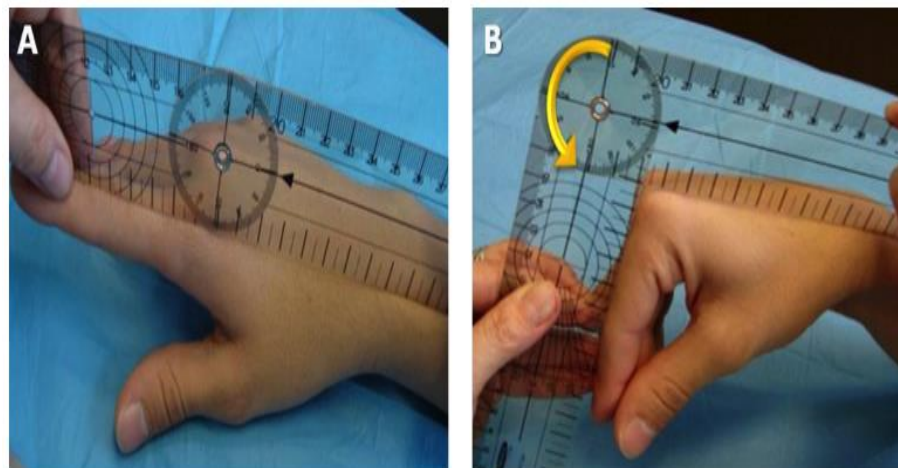
El movimiento de extensión de la articulación metacarpofalangeal del pulgar, tan solo permite 10°, lo cual refleja que su movimiento no es muy amplio.

La Articulación interfalángica del pulgar es de tipo tróclear, con un solo grado de movimiento, flexo-extensión. La flexión máxima en esta articulación es de 90°. El movimiento de extensión no tiene una relevancia clínica.



*Figura 13. Flexión IF del pulgar  
Extraído de [Angulo, et al, 2011]*

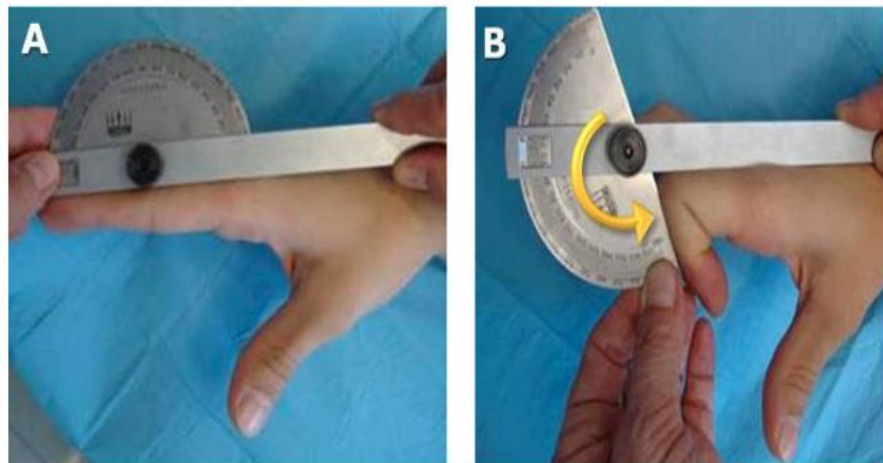
El rango en movimientos de las articulaciones metacarpo falángicas de los últimos 4 dedos, varía de uno a otro, es un poco más amplio el del quinto dedo presentándose a mas de 90°, que el del índice a menos 90°.



*Figura 14. Flexión metacarpo falángica  
Extraído de [Angulo et al, 2011]*

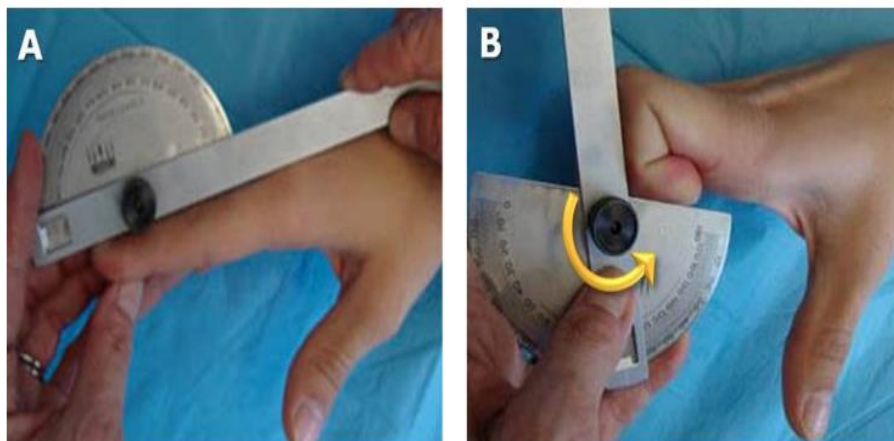
Las articulaciones interfalángicas proximales, solo tienen un grado cinético de movimiento de flexión y extensión. Debido a la forma anatómica especial posee en la cara palmar, el movimiento de extensión en estas articulaciones no existe.

La flexión de las articulaciones interfalángicas proximales de los 4 últimos dedos es de  $120^\circ$ , siendo mayor en el segundo dedo y menor en el quinto dedo.



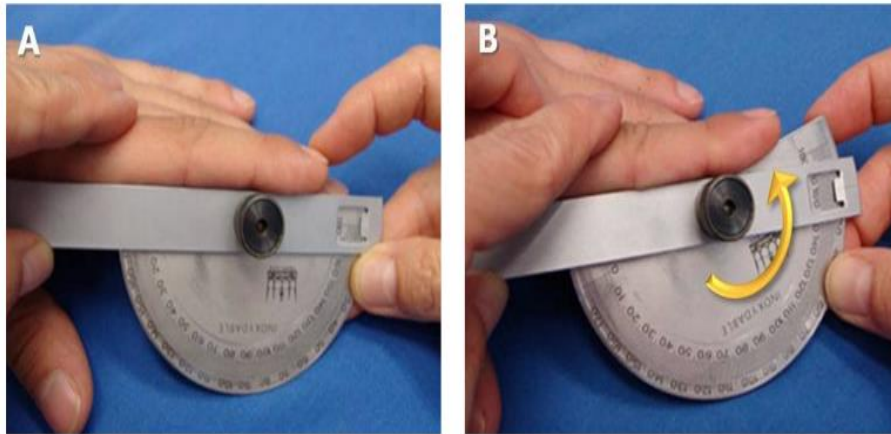
*Figura 15. Movimiento Flexión de la interfalángica proximal*  
*Extraído de [Angulo, et al, 2011]*

La flexión de las interfalángicas distales es de  $80^\circ$ , siendo mayor en la articulación del quinto dedo y menor en el segundo dedo de la mano.



*Figura 16. Movimiento Flexión de la interfalángica distal*  
*Extraído de [Angulo, et al, 2011]*

La extensión de las articulaciones interfalángicas distales de los últimos 4 dedos, es de 10°, siendo mayor en la articulación del segundo dedo y menor en el quinto dedo de la mano.



*Figura 17. Movimiento extensión de la interfalángica distal  
Extraído de [Angulo, et al, 2011]*



*Figura 18: Identificación de dedos  
Extraído de: <http://mecanografia-mecanografia.blogspot.com>*

Lo más destacable en los movimientos es la habilidad prensil para agarrar objetos, que se realiza entre los dedos medio, anular, meñique e índice con la ayuda del pulgar (*figura 19*). El movimiento, junto con su capacidad de flexión y extensión, permiten una adaptación para que todas las unidades de la mano trabajen en concierto con el fin de realizar poderosos agarres.

El rango de movimiento para permitir un fuerte agarre de objetos, debe ser aproximadamente  $30^\circ$  entre el metacarpiano y las falanges de los dedos.



*Figura 19: Rango de movimiento  
Extraído de: <http://www.bvs.sld.cu>*

### **7.3 Enfermedades y lesiones de la mano.**

Existen múltiples afecciones que se pueden presentar a lo largo de la vida de un ser humano que pueden perjudicar el normal funcionamiento de las manos, entre ellas se encuentran: el síndrome del túnel carpiano, la osteoartritis, la tendinitis, los nódulos de Heber den, la artritis, la Tenosinovitis, Esclerosis múltiple, los ACV, las fracturas, las dislocaciones, entre otros.

En el artículo “síndrome de túnel carpiano” [Parra *et al*, 2007], señala que esta es una dolencia provocada por la inflamación y la presión en el interior del túnel, formado por el carpo y el ligamento carpiano transversal en la muñeca. La afección se puede encontrar comúnmente,

entre las personas de 40 a 60 años y puede ocasionar dolor, adormecimiento de los dedos, cosquilleo, debilidad y ardor en dedos y manos.

La afección de la osteoartritis, ataca por lo general a las articulaciones de manos, rodillas, columna, cadera y dedos gordos del pie; reflejándose en dolor, rigidez de la articulación y un funcionamiento reducido de la articulación. Según el colegio Americano de Reumatología [Srikulmontree *et al*, 2012] la OA es la primera causa de discapacidad entre las personas de mayor edad y el objetivo de un tratamiento es reducir el dolor y mejorar el funcionamiento de la extremidad.

Los nódulos de Heber den, Son una afección que se origina como consecuencia de la osteoartritis y se pueden presentar en forma de nódulos asimétricos; cuando de la deformidad en los dedos es demasiado notable, se presenta una perdida de la fuerza en la presión y una dificultad en la realización de movimientos finos para cerrar el puño o extender la mano en una superficie dura [Lavalle *et al*, 2007].

Por otro lado la tendinitis es una inflamación de los tendones, debido a flexo-extensiones repetitivas o a que los tendones se encuentran repetidamente en tensión con superficies duras. Los síntomas son, calor, dolor e inflamación que pueden llegar a impedir el movimiento [Morales *et al*, 2010].

[Soledad y García *et al*, 2004], afirman que la artritis es una enfermedad inflamatoria sistémica crónica, de causa desconocida, que afecta las membranas sinoviales de múltiples articulaciones, presentándose en aproximadamente el 2,5% de la población adulta mundial. Sus síntomas son: dolor articular (intermitente o agravado), disminución en la movilidad de las articulaciones y debilidad, resultado del dolor en la articulación.

Así mismo, la Teno sinovitis se produce cuando el líquido sinovial que produce la vaina del tendón se hace insuficiente y produce una fricción del tendón dentro de su funda, sus consecuencias se observan en el esfuerzo por mover los dedos de las manos [Morales *et al*, 2010].

La fractura de los dedos es la rotura de un hueso en la extremidad, sus causas pueden ser múltiples, como una caída, un accidente, practicando deportes, entre otras. Sus síntomas son: dificultad en la movilidad de los dedos, rigidez, hinchazón o amoratado, raspadura o perforación en la piel, dolor, debilidad, adormecimiento [Aguilar *et al*, 2007].

Igual que las fracturas, los esguinces y luxaciones, se pueden dar por diversas causas y así mismo tendrán una especial trascendencia en el ámbito laboral debido a las secuelas que ocasionan [Gonzales *et al*, 1999]. La luxación, es una lesión de las articulaciones en la que los extremos de los huesos, se salen de sus posiciones normales, deformando e inmovilizando temporalmente la articulación, con síntomas como dolor muy intenso y repentino.

Cabe agregar que otra enfermedad que afectan los miembros superiores es la esclerosis múltiple (EM), la cual esta definida como un trastorno inflamatorio de la sustancia blanca del SNC y se caracteriza por la debilidad de las extremidades, perdida de destrezas y fatiga [Balicevic *et al*, 2007].

#### **7.4 Terapias de Rehabilitación**

La rehabilitación es el campo que busca restaurar los aspectos funcionales, físicos, psíquicos, educacionales, profesionales, sociales y ocupacionales de un ser humano, con el objeto de reintegrarla como miembro productivo a la comunidad [OMS *et al*, 2001].

El especialista en medicina física y rehabilitación se centra en diagnosticar, evaluar, prevenir y tratar las diferentes discapacidades existentes, encaminados a facilitar, mantener o devolver el mayor grado de capacidad funcional e independencia posible.

Los profesionales médicos en el área, utilizan una serie de ejercicios, como parte de la rehabilitación para procurar aliviar el dolor, reducir una inflamación, prevenir deformidades, restaurar la función articular y muscular, minimizar la discapacidad, restaurar una función motora o recuperar en parte, las diferentes dolencias que sufre un ser humano.

La rehabilitación, se maneja según la parte del cuerpo a tratar, en los dedos de las manos, existen múltiples técnicas de movimientos que se utilizan según el tipo de enfermedad tratada. Siendo estos:

**7.4.1 Rehabilitación del síndrome del túnel carpiano.** Las personas con el síndrome del túnel carpiano, primero deben confirmar su existencia a partir de una serie de pruebas. El manejo de la dolencia se puede realizar a través de fármacos, el cese de las actividades que incluyan ejercicios repetitivos y la utilización de férulas en una posición funcional de la muñeca; pero también en los casos más leves de la enfermedad, se recomienda la realización de uno de los siguientes ejercicios, por lo menos 10 veces.

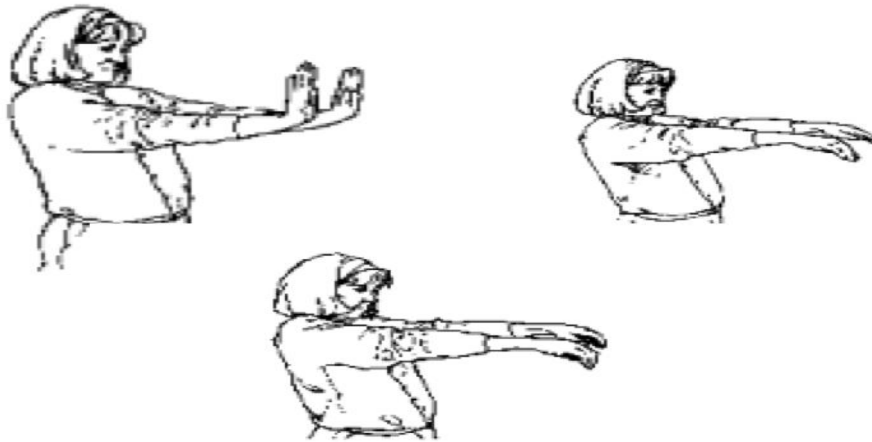


Figura 20. Técnicas de rehabilitación para síndrome de túnel carpiano.

Extraído de: [http://www.ibermutuamur.es/revista\\_bip\\_antigua/46/pdf/08\\_TriMed\\_bip46.pdf](http://www.ibermutuamur.es/revista_bip_antigua/46/pdf/08_TriMed_bip46.pdf)

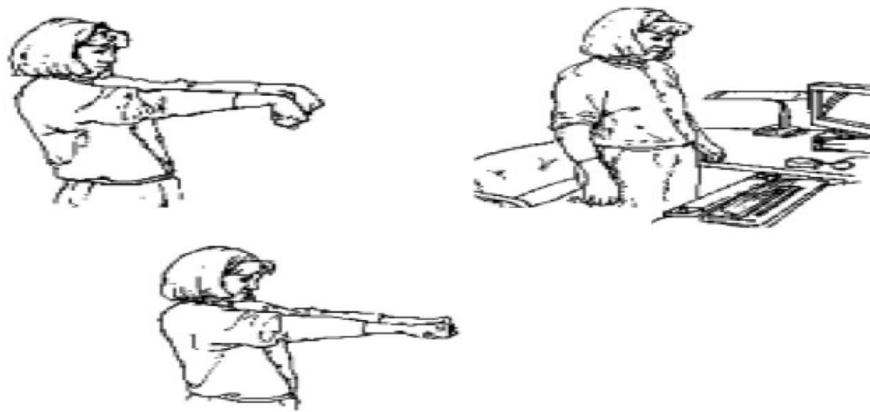
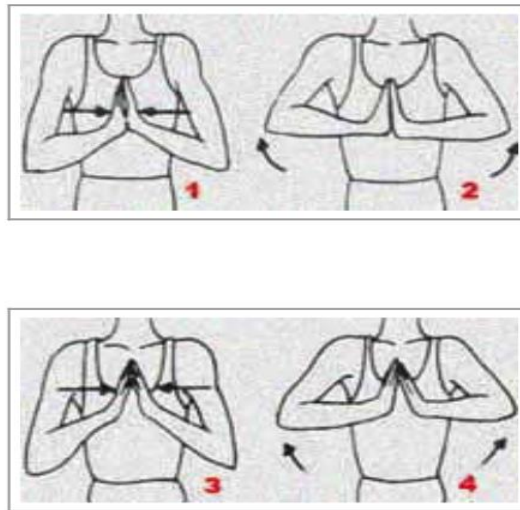


Figura 21. Técnicas de rehabilitación para síndrome de túnel carpiano

Extraído de: [http://www.ibermutuamur.es/revista\\_bip\\_antigua/46/pdf/08\\_TriMed\\_bip46.pdf](http://www.ibermutuamur.es/revista_bip_antigua/46/pdf/08_TriMed_bip46.pdf)

En la figura 20, se muestra un ejercicio basado en la flexión y extensión de la mano, con el objetivo de aliviar el dolor producido por el síndrome de túnel carpiano. Así mismo, se observa claramente en la figura 21, que los ejercicios de rehabilitación consisten en realizar flexión y extensión de los dedos de la mano.

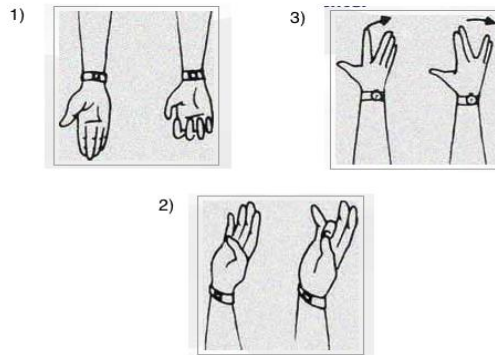
**7.4.2 Rehabilitación de la artritis.** Las técnicas de rehabilitación para la artritis tienen como finalidad el relajar los músculos y aumentar la movilidad de las articulaciones afectadas, los ejercicios deben ser realizados lentamente de 2 a 3 veces por día, durante 15 minutos. La siguiente figura muestra la forma para relajar los músculos afectados por la artritis:



*Figura 22 Terapia de relajación muscular*

*Extraído de: <http://www.siliconpc.com/asapar/manos.htm>*

También existen ejercicios de movilidad articular que varían desde el cierre lento de los puños, hasta la flexión de los dedos para ir tocando con el pulgar cada uno de las otras falanges (*Figura 23*).



- 1) Movimiento de los dedos arrancando, en la posición de puño cerrado y extendiendo los dedos lentamente.  
 2) Movimiento que acerca cada uno de los dedos hacia el pulgar y nuevamente volviéndolos a separar  
 3) Movimiento para ir moviendo los diferentes dedos en contra posición con el pulgar.

Figura 23. Rehabilitación de la artritis en los dedos

Extraído de: <http://www.siliconpc.com/asapar/manos.htm>

**7.4.3 Rehabilitación de la esclerosis múltiple.** La EM produce un complejo patrón de discapacidad, que en la mayoría de pacientes es progresiva. Lo que se busca con la rehabilitación es mejorar los episodios agudos, frenar la progresión de la enfermedad y disminuir los síntomas. Los ejercicios para la mano son:

### Ejercicio 1

**Primero:** Doble los dedos hacia la palma (haga un puño).

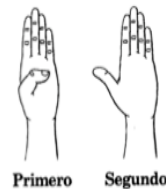
**Segundo:** Estire los dedos.



### Ejercicio 2

**Primero:** Doble todas las articulaciones del pulgar.

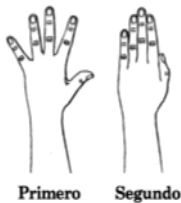
**Segundo:** Descanse el pulgar.



### Ejercicio 3

**Primero:** Separe los dedos extendiéndolos.

**Segundo:** Junte los dedos.



### Ejercicio 4

**Primero:** Con la palma hacia arriba, mueva el pulgar hacia arriba.

**Segundo:** Doble el pulgar.

**Tercero:** Mueva el pulgar hasta que toque el dedo meñique.

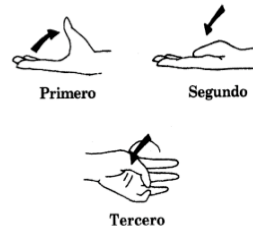


Figura 24: Ejercicios de rehabilitación esclerosis múltiple

**7.4.4 Rehabilitación en lesiones de mano.** Las dislocaciones en manos y dedos requieren ejercicios y movimientos específicos que afecten directamente a la zona dañada y a menudo se precisan de una segunda persona para realizarlos. A continuación se pueden observar algunos de los ejercicios mas comunes para recuperar la movilidad de los dedos de la mano [E.L.J García].



Figura 25: Ejercicios de rehabilitación en lesiones de mano

**7.5 Herramientas matemáticas para manipuladores robóticos.**

Para realizar plenamente un diseño de un manipulador es necesario considerar antes un estudio dinámico y cinemático de un mecanismo; esto se hace teniendo en cuenta que una mano es capaz de sujetar y manipular objetos a placer, lo cual es funcionalmente muy complicado de imitar ya que la mano tiene un total de 20 grados de libertad, además que la arquitectura y los movimientos de esta son muy complejos.

Uno de los problemas para el desarrollo del sistema mecánico es la comprensión de su cinemática, la cual se conoce como el estudio del movimiento según las fuerzas que lo producen. En otros términos es el estudio de la posición, desplazamiento, rotación, velocidad y aceleración del sistema.

Comprendiendo esto, la cinemática de un mecanismo puede describir la relación existente entre el movimiento de sus articulaciones y el movimiento resultante de los cuerpos rígidos que integran a un manipulador. Normalmente el estudio de la cinemática plantea dos problemas a resolver, la cinemática directa y la cinemática inversa.

La cinemática directa, consiste en determinar la posición y orientación del efector final del manipulador, derivada de un cambio en la configuración del sistema de eslabones que conforman la cadena cinemática del manipulador. Mientras que la cinemática inversa se ocupa de definir los valores de las posiciones articulares para que la configuración de un robot resulte en una orientación y posición deseadas del efector final.

**7.5.1 Cinemática.** Para resolver un problema cinemático directo se utiliza algebra lineal y vectorial para desarrollar un método que describa la localización de un sistema referente a un punto fijo. Esto se resume a encontrar una matriz de transformación, la cual puede relacionar un sistema de coordenadas con otro, que servirá como referencia, este sistema puede ser representado por una matriz de rotación que opera sobre un vector de posición en un espacio tridimensional y transforme sus coordenadas móviles OUVW a un sistema de coordenadas de referencia OXYZ.

Un punto P en el espacio, puede ser representado suponiendo que esta en reposo como:

$$P_{uvw} = (P_u, P_v, P_w)^T \quad y \quad P_{xyz} = (P_x, P_y, P_z)^T$$

Donde estas dos P, representan el mismo punto en el espacio, con respecto a diferentes sistemas de coordenadas; para encontrar la matriz de transformación cuando el sistema de referencia se ha girado, se utiliza:

$$Pxyz = RPuvw$$

La forma matricial de esta ecuación es la siguiente

$$\begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_x \cdot i_u & i_x \cdot j_v & i_x \cdot k_w \\ j_y \cdot i_u & j_y \cdot j_v & j_y \cdot k_w \\ k_z \cdot i_u & k_z \cdot j_v & k_z \cdot k_w \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_u \\ P_v \\ P_w \end{bmatrix}$$

Por lo tanto la matriz R, esta dada por:

$$R = \begin{bmatrix} i_x \cdot i_u & i_x \cdot j_v & i_x \cdot k_w \\ j_y \cdot i_u & j_y \cdot j_v & j_y \cdot k_w \\ k_z \cdot i_u & k_z \cdot j_v & k_z \cdot k_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = I^3$$

Ahora para determinar la matriz de rotación de cada eje en un manipulador se realiza lo siguiente.

$$R_{x,\alpha} = \begin{bmatrix} i_x \cdot i_u & i_x \cdot j_v & i_x \cdot k_w \\ j_y \cdot i_u & j_y \cdot j_v & j_y \cdot k_w \\ k_z \cdot i_u & k_z \cdot j_v & k_z \cdot k_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\text{sen}\alpha \\ 0 & \text{sen}\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix}$$

Después de esto se considera la matriz de transformación homogénea, la cual es una matriz de 4x4 y se puede considerar que se integra por 4 sub matrices tal como se observa a continuación.

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 3} \\ f_{1 \times 3} & 1 \times 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Matriz de rotación} & \text{Vector de posición} \\ \text{Transformación de perspectiva} & \text{Escalado} \end{bmatrix}$$

Ahora para describir la relación de rotación y traslación entre los elementos de una cadena cinemática Denavit y Hartenberg, propusieron un método matricial para establecer de forma sistemática un sistema de coordenadas ligado al cuerpo para cada elemento de una cadena articulada, la cual resulta en una matriz de transformación homogénea que representa cada uno de los sistemas que integran el elemento.

La representación de Denavit – Hartenberg, resulta en una matriz de transformación homogénea, que describe la relación entre el sistema de coordenadas de cada eslabón con respecto al sistema de coordenadas previo.

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i \text{sen}\theta_i & \text{sen}\alpha_i \text{sen}\theta_i & a_i \cos\theta_i \\ \text{sen}\theta_i & \cos\alpha_i \cos\theta_i & -\text{sen}\alpha_i \cos\theta_i & a_i \text{sen}\theta_i \\ 0 & \text{sen}\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Al obtener la matriz de transformación homogénea se expresa la orientación y posición del extremo del manipulador en función de sus coordenadas articulares, con lo que se resuelve el problema de cinemática directa. La cinemática inversa se resuelve para obtener los valores que deberán las coordenadas articulares del manipulador para que su extremo se oriente y posicione de acuerdo a una localización determinada.

La cinemática inversa puede ser resuelta por diversos métodos como el algebra de tornillo, matrices duales, métodos geométricos y a partir de la transformación homogénea.

**7.5.2 Grados de libertad.** Otro aspecto para tener en consideración, es el numero de grados de libertad del sistema, el cual puede definirse como cada una de las coordenadas independientes necesarias para describir el estado de un sistema móvil.

Un mecanismo plano de n eslabones, posee 3(n-1) grados de libertad antes de conectar cualquiera de las articulaciones y sin contar con el eslabón fijo. Al conectar una articulación con un grado de libertad, se tiene el efecto de proveer dos restricciones entre los eslabones conectados.

De igual forma el criterio Kutzbach, establece que para un mecanismo plano la movilidad esta dada por la siguiente ecuación.

$$m = 3(n - 1) - 2f_1 - f_2$$

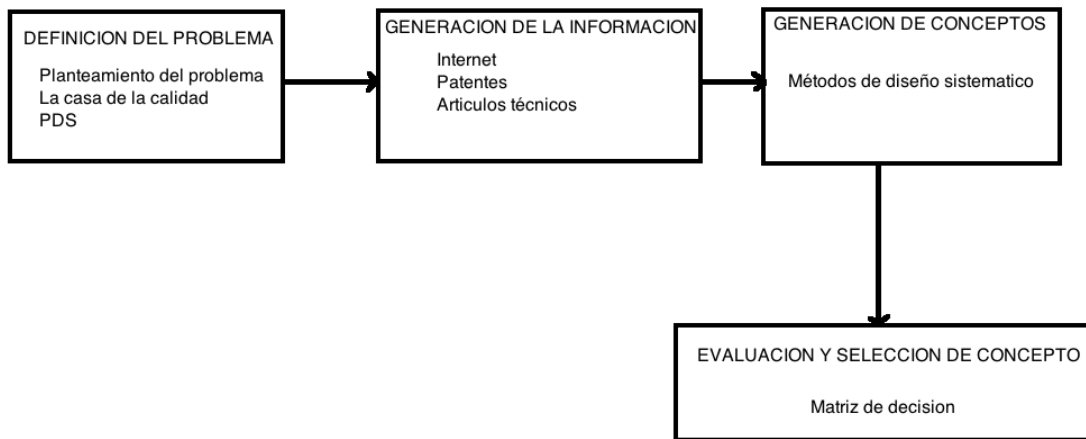
Donde  $n$  es el número de eslabones en el sistema,  $f_1$  es el número de pares cinemáticos que poseen un grado de libertad y  $f_2$  es el número de pares que poseen dos grados de libertad. Este criterio menciona que cuando  $m > 0$ , el mecanismo posee  $m$  grados de libertad, si  $m = 1$  el mecanismo se puede impulsar con un solo movimiento de entrada, si  $m=2$ , se requieren dos movimientos separados al inicio del sistema para producir el movimiento restringido del mecanismo.

## 7.6 Metodologías de diseño

El concepto de diseño, comprende las soluciones para los problemas no resueltos o las nuevas soluciones a los problemas previamente resueltos y la secuencia lógica para realizar el diseño de un producto, se divide en fases:

- **Fase 1.** Diseño conceptual: Esta fase inicia el proceso de diseño y se lleva hasta el punto de crear una serie de posibles soluciones, que permitan seleccionar el mejor concepto. Esta fase requiere de una gran creatividad por parte del diseñador ya que es una etapa de mucha incertidumbre.
- **Fase 2.** Realización del diseño: En esta fase se realiza un diseño preliminar, estructurando el concepto adquirido en la primera fase. Se toman las decisiones sobre los tamaños, materiales, formas, compatibilidad espacial.
- **Fase 3.** Diseño detallado: En esta etapa, el diseño es llevado a la etapa de descripción completa, donde se le añaden al producto cosas como: tolerancias, propiedades de superficie, materiales y procesos de fabricación.

La primera fase a utilizar, se encuentran resumidas en la siguiente figura:



*Figura 25: Diseño conceptual*

### 7.6.1 Descripción fase 1, diseño conceptual.

- **Definición del problema:** El objetivo de este punto es crear una declaración de lo que tiene que llevarse a cabo, para satisfacer las necesidades del cliente, implicando las siguientes sub fases:
  - Análisis de la competencia.
  - Establecimiento de objetivos.
  - Listado de limitaciones.
  - Función de la casa de la calidad (HOQ).
  - Lista detallada de los requisitos del producto.
- **Recopilación de la información:** En esta sub fase, se comienza a buscar de manera ordenada y lógica, toda la información requerida según lo necesitado en la definición del problema.
- **Generación del concepto:** Este punto, implica la generación de ideas utilizando una serie de metodologías; el objetivo es satisfacer las necesidades extraídas de la definición del problema.
- **Selección de conceptos:** Es la evaluación de los conceptos de diseño, modificación y evolución del concepto preferido. Este proceso por lo general requiere de varias iteraciones.

### 7.6.2 Descripción fase 2, realización del diseño.

- **Arquitectura del producto:** Se refiere a la división del diseño global en subsistemas o módulos. En este paso se decidirá como los componentes físicos del diseño deben ser combinados para llevar a cabo los deberes funcionales
- **Configuración del diseño:** Permite determinar las características con las cuales se compone una pieza, como: agujeros, estrías, curvas, espacios, con respecto a otras piezas. En este punto la generación de un prototipo puede ser lo mas adecuado.
- **Diseño paramétrico:** Este tiene como objetivo establecer las dimensiones y las tolerancias exactas y establecer las decisiones sobre los procesos materiales y de fabricación. Un aspecto importante de esta actividad es examinar si las piezas pueden trabajar en el entorno para el cual se es necesario.

**7.6.3 Descripción fase 3, Diseño detallado.** En esta fase el diseño es llevado a la etapa de descripción completa, se añaden al producto las tolerancias, propiedades de la superficie, materiales y procesos de fabricación, acá se presentan una serie de actividades, que permiten llevar la realización de esta fase:

- Se realiza un dibujo detallado del producto para poder fabricarlo, normalmente se tratan de dibujos generados por computador (CAD)
- Se proceden a las pruebas de verificación del prototipo, verificando que cumpla con todos los parámetros críticos.
- Se hacen esquemas de montaje e instrucciones de montaje.
- Se realiza una estimación detallada de los costos de producción.
- Se concluye con una revisión para pasar a la etapa de fabricación.

## 7.7 Sumario

En este capítulo se abordó toda la anatomía de la mano, desde la estructura ósea, articulaciones, ligamentos, tendones, las cuales son parte fundamental de las manos. Así mismo se estudiaron los tipos de lesiones y como es su proceso de rehabilitación.

Tomando en cuenta la descripción anatómica, es posible encontrar una relación entre las posiciones, velocidades y fuerzas aplicando el conocimiento cinemático para determinar un mecanismo que manipule diversos objetos de forma estable.

En el siguiente capítulo se presenta la metodología de diseño, empleada para la implementación de un rehabilitador de mano servo-actuado.

## **8. Metodología de diseño**

En esta sección se plantea metodológicamente el desarrollo de una mano robótica en la rehabilitación pasiva de un paciente con problemas de movilidad, teniendo como alcance el diseño del dispositivo o lo que corresponde a su fase preclínica, con modelos computacionales [Yuxuan Zhang *et al*, 2010].

El enfoque metodológico para diseñar el prototipo propuesto, son las técnicas convencionales del diseño mecatrónico, ya que son de tipo cualitativa y ayudan al desarrollo del exoesqueleto; clarificando los objetivos esenciales y determinando que características son importantes para su desarrollo.

Tal método se seleccionó debido a que recoge las demandas y las expectativas de un proyecto y la traduce en pasos sucesivos como características técnicas y operativas de manera satisfactoria.

A continuación se describe el desarrollo del proyecto iniciando con las etapas que componen la metodología seleccionada:

### **8.1 Requerimientos de diseño**

Como un inicio para el desarrollo de las metodologías de diseño, se debe realizar una lluvia de ideas que identifiquen cuáles son los puntos clave para el proyecto, dividiéndolos en:

#### **8.1.1 Requerimientos propios**

- a) El costo del prototipo no supere los cuatro millones de pesos.
- b) El desarrollo del sistema sea inferior a cinco meses.
- c) El costo de manufactura mecánica no supere los tres millones de pesos.
- d) Requiere poco tiempo de ensamble.
- e) Partes mecánicas que se puedan ensamblar en Colombia.
- f) Costo de manufactura que no supere el millón de pesos.

### **8.1.2 Requerimientos del proyecto**

- a) Movimientos graduales de flexión y extensión.
- b) Poca intervención del usuario.
- c) Fácil operación del dispositivo.
- d) Exoesqueleto liviano y resistente.
- e) Se deben reemplazar fácilmente todas las piezas dañadas.
- f) Poco ruido durante su funcionamiento.
- g) Un sencillo encendido y apagado del sistema.
- h) Fácil instalación de la mano del paciente en el equipo.
- i) Fácil movilidad de todo el exoesqueleto.
- j) La limpieza del dispositivo debe ser sencilla
- k) Operación del mecanismo sin obstrucciones.
- l) Atractivo a la vista.
- m) Ajustable a los diferentes tamaños de las manos.
- n) Sistema de alarma contra malos funcionamientos.
- o) Bajo costo de adquisición para cualquier usuario.
- p) Velocidad ajustable de los movimientos del mecanismo.
- q) Funcionamiento de forma continua durante la terapia de rehabilitación.
- r) Movimiento del mecanismo de forma segura para evitar el daño en las articulaciones de los dedos de la mano.
- s) Bajo costo de operación.
- t) Fácil programación del dispositivo por parte del usuario.
- u) Aplicable a diferentes tipos de tratamientos.
- v) Estructura resistente a diferentes pesos de las manos.

### **8.2 Clarificación de objetos**

Estas necesidades identificadas en el proyecto se deben jerarquizar (*tabla 1*), dividiéndolos por áreas reconocibles y separándolas para darle un orden adecuado:

Tabla 1: Jerarquización de las necesidades

<b>Requerimientos jerarquizadas</b>	
Necesidad	
	<b>BAJO COSTO DE ADQUISICIÓN</b>
1	El costo del prototipo no supere los cuatro millones de pesos
2	Desarrollo del sistema inferior a cinco meses
3	Costo de manufactura mecánica no debe ser superior a tres millones de pesos
4	Requiere poco tiempo de ensamble
5	Partes mecánicas fabricables en Colombia
6	Costos de manufactura electrónica no debe ser superior al millón de pesos
	<b>BAJO COSTO DE OPERACIÓN</b>
10	Requiere poco mantenimiento
17	Opere sin obstrucciones
	<b>FACILIDAD DE OPERACIÓN Y CONFIGURACIÓN</b>
22	Velocidad ajustable
19	Ajustable a diferentes tamaños de manos
13	Fácil encendido y apagado del dispositivo
16	Fácil limpieza del dispositivo después de terminado el tratamiento
26	Fácil programación del dispositivo por parte del usuario
14	Fácil instalación de la mano del paciente en el mecanismo
	<b>CALIDAD DEL PRODUCTO</b>
12	Poco ruido durante el funcionamiento del dispositivo
24	Movimiento del mecanismo de forma segura para evitar el daño en las articulaciones de los dedos de la mano
27	Aplicable a diferentes tipos de tratamiento de rehabilitación
18	Atractivo a la vista
	<b>INTEGRIDAD ESTRUCTURAL / DURACIÓN</b>
9	Estructura liviana
28	Estructura resistente a diferentes pesos

15	Fácil movilidad del mecanismo
	<b>ENSAMBLE PARA MANTENIMIENTO</b>
11	Reemplazar de una manera muy sencilla las piezas dañadas

Con esta jerarquización definida, se realiza un enfoque de valoración, diferenciando las necesidades esenciales de las que no lo son, en el proyecto. Para determinar esta importancia se trabaja una técnica de comparación por parejas.

La tabla 2 que se muestra a continuación, es una matriz de comparación en donde se realiza una evaluación de los puntos esenciales de las necesidades ya jerarquizadas, dentro de ella, se ubican calificaciones de 1 para los requerimientos de mayor importancia y 0 para los de menor importancia de la siguiente manera:

Tabla 2: Evaluación de necesidades

Evaluación de necesidades	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	total	porcentaje	valor numerico	
1) Bajas costo de fabricación	x	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	7	4,09%	1,94391635	
2) Tiempo de desarrollo inferior a 5 meses	0	x	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	7	4,09%	1,94391635	
3) Poca tiempo para su ensamble	0	0	x	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	5	2,92%	1,3878327	
4) Partes mecánicas fabricadas en Colombia	1	0	0	x	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	2	1,16%	0,551330798	
5) Poca necesidad de mantenimiento	0	1	0	1	x	0	1	0	1	1	0	0	1	0	0	0	1	1	0	8	4,67%	2,219581749	
6) Operación del mecanismo binatacarse	1	1	1	1	1	x	1	1	1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	11	6,43%	3,05608365	
7) Velocidad ajustable	1	1	1	1	0	0	x	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	1	0	11	6,43%	3,05608365	
8) Dispositivo ajustable a diferentes tamaños de manos	1	1	1	1	1	0	0	x	0	0	0	0	0	0	1	1	0	1	0	8	4,67%	2,219581749	
9) Se enciende y apaga fácilmente	1	1	1	1	0	0	0	1	x	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5	2,92%	1,3878327	
10) Fácil limpieza de las piezas del mecanismo	1	1	1	1	0	0	1	1	1	x	0	0	1	0	0	1	0	1	1	11	6,43%	3,05608365	
11) Fácil programación para el usuario	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	x	0	1	0	1	1	1	1	0	14	8,18%	3,8878327	
12) Fácil instalación de la mano del paciente en el mecanismo	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1	0	1	1	1	1	1	0	16	9,35%	4,44391635
13) Bajo ruido durante su funcionamiento	1	1	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	x	0	0	0	0	0	0	6	3,50%	1,663498099	
14) Movimiento del mecanismo de forma segura para evitar el daño en las articulaciones de los dedos de la mano	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1	1	1	1	1	18	10,52%	5	
15) Aplicable en diferentes tratamientos	1	0	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	1	0	x	1	0	1	0	8	4,67%	2,219581749	
16) Estructura liviana	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	0	0	1	0	0	x	0	1	0	6	3,50%	1,663498099	
17) Resistente a diferentes pesos de la mano	0	0	0	1	0	1	1	1	1	1	0	0	1	0	1	1	x	1	0	10	5,84%	2,775665399	
18) Fácil movilidad del mecanismo	0	0	1	1	0	1	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	x	0	5	2,92%	1,3878327	
19) Fácil reemplazo de las piezas dañadas o defectuosas	0	0	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	x	13	7,60%	3,6121673	
<b>TOTAL</b>																				171	100%		

### 8.3 Características de los componentes

Los datos introducidos, se trasladan a una serie de términos que puedan ser identificables y calificables para la labor de ingeniería a realizar. El objetivo es desarrollar un conjunto de requerimientos en ingeniería, llamados especificaciones de diseño, buscando una medición que se pueda evaluar con las necesidades del proyecto (*tabla 3*).

*Tabla 3: Requerimientos – medidas*

<b>Número de necesidad</b>	<b>Medida</b>	<b>Unidad</b>	<b>Requerimiento</b>
1,2,3,4,16,18	Costo de manufactura del equipo	\$	1
5	Horas de uso sin necesidad de mantenimiento	h	2
6, 7	Tiempo máximo de una terapia	Min	3
10	Tiempo requerido de ensamble y desensamble	S	4
9	Número de operaciones requeridos para encender y apagar	Lista	5
11, 12, 8, 15,14	Número de operaciones para su correcto funcionamiento	Lista	6
13	Intensidad de ruido producida por operación	db	7
16	Largo total del equipo	mm	8
16	Ancho total del equipo	mm	9

16	Alto total del equipo	mm	10
19	Herramientas requeridas para el mantenimiento	lista	11
14	Cantidad de pasos seguros, antes de su funcionamiento	lista	12
16, 17, 18	Tipo de material	densidad	13

Esta información permite construir una matriz, en donde se representa la relación entre las necesidades y las medidas. Para la siguiente tabla, las filas corresponden a las necesidades del proyecto y las columnas a las medidas.

Tabla 4: Matriz de correlación

	MATRIZ DE CORRELACIÓN												
	costo de manufactura del equipo	Horas de uso sin necesidad de mantenimiento	Tiempo máximo de funcionamiento del equipo en una operación	Tiempo de ensamble/desensamble para la	Numero de operaciones requeridas para el encendido y	Numero de operaciones para su correcto funcionamiento	Intensidad de ruido durante su operación	Largo total del dispositivo	Ancho total del dispositivo	Altura total del dispositivo	Herramientas requeridas para su mantenimiento	Cantidad de pasos seguros, antes de su funcionamiento	Tipo de material
Bajo costo de fabricación	x												
Tiempo de desarrollo inferior a 5 meses	x												
poco tiempo de ensamble	x												
Partes mecanicas fabricadas en Colombia	x												
Poca necesidad de mantenimiento		x											
Operar sin atascamientos			x										
Velocidad Ajustable			x										
Dispositivo ajustable a diferentes tamaños de manos						x							
Se encienda y apague facilmente					x								
Facil limpieza del dispositivo				x									
Facil programación para el usuario						x							
Facil instalacion de la mano del paciente en el mecanismo						x							
Poco ruido durante su funcionamiento							x						
Movimiento del mecanismo de forma segura paraevitar el daño en las articulaciones de los dedos de la mano												x	
Aplicable a diferentes tratamientos						x							
Estructura liviana	x							x	x	x			x
Resistente a diferentes pesos de las manos													x
Facil movilidad del mecanismo	x												x
Facil reemplazo de las piezas dañadas o defectuosas											x		

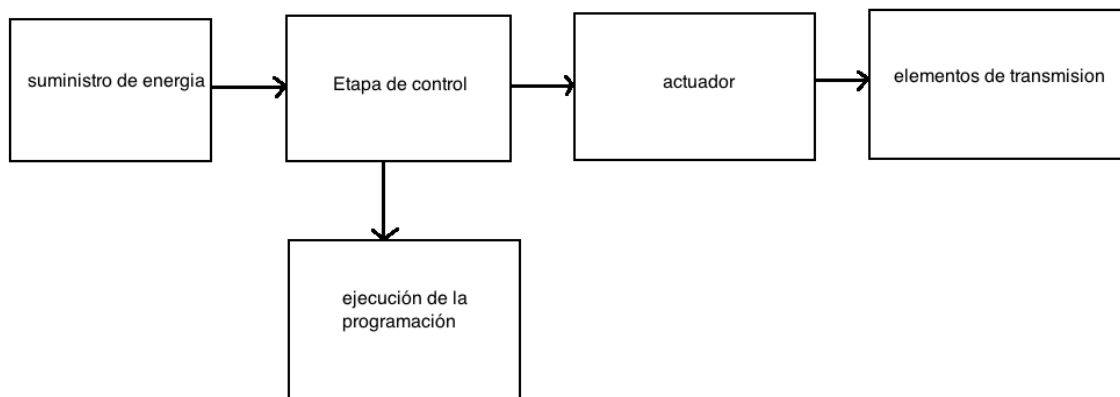


La tabla 5 muestra la importancia que se le debe dar al momento de diseñar a la medida 6, la cual contiene los requerimientos jerarquizados: 11, 12, 8, 15, 14.

#### 8.4 Generación de alternativas

Una vez definido los punto importantes para realizar el proceso de diseño, es conveniente generar algunas alternativas que satisfagan las necesidades propuestas.

La generación de alternativas ayuda a incrementar la gama de soluciones de diseño, así como ampliar la búsqueda para nuevos resultados potenciales. Para realizar esto se elabora una lista con las características o funciones secundarias indispensables para cumplir con los requisitos de diseño.



*Figura 26. Funciones secundarias*

El siguiente procedimiento elabora un diagrama morfológico, en donde se contienen las soluciones secundarias mas importantes. Este espacio esta conformado por el total de combinaciones posibles para las soluciones de las funciones secundarias.

Tabla 6. Diagrama Morfológico

Función secundaria	Medios			
control	Circuitos lógicos y analógicos	Sistemas embebidos	micro controladores	FPGA
Suministro de energía	Eléctrico			
Actuador	Hidráulico	Neumático	Motor CA	Motor CD
Elemento de transmisión	Correas	Engranajes	Cadenas	Cable

El diagrama anterior, arroja un total de 256 combinaciones, que pueden dar una solución al conjunto de necesidades enmarcadas. Aun así, el número de combinaciones es demasiado elevado por lo cual se requieren utilizar filtros que ayuden a descartar opciones que no van de acuerdo al proyecto. Este filtro consiste en la eliminación directa de las alternativas presentadas anteriormente.

## 8.5 Verificación de los elementos de la generación de conceptos

**8.5.1 Dispositivos para el control del mecanismo.** Un factor de importancia que arrojó el análisis de diseño fue el requerimiento jerarquizado 11, el cual hace énfasis en la facilidad para el manejo de la programación por parte del usuario final y la necesidad de controlar varias señales para los sistemas servo actuados.

Para identificar el controlador que mejor se adapte al requerimiento mencionado, se busco entre una gran cantidad de dispositivos electrónicos que pueden controlar fácilmente el exoesqueleto diseñado. Sin embargo, no todos están en capacidad de cumplir las características determinadas para el correcto funcionamiento de la mano.

Para seleccionar el tipo de controlador a utilizar, se debe determinar el actuador que tendrá el mecanismo y esto se realiza determinando la fuerza necesaria para mover la falange de un dedo humano y los movimientos requeridos del mecanismo.

**8.5.2 Selección de los actuadores.** En el punto 9.3, se encuentra que la fuerza necesaria para mover una falange es de 0,30N lo cual no es significativo para diversos tipos de motores como los hidráulicos; que se emplean en sistemas con aplicaciones de potencia.

El problema de estos actuadores es que no se controlan fácilmente y su fuente de alimentación puede llegar a tener una complejidad significativa para este tipo de sistema. Por lo tanto se descarta la aplicación de un motor hidráulico en el exoesqueleto.






Otro tipo de actuador que tendría características similares es el neumático, pero los efectos para el proceso de diseño serían similares al hidráulico.

Lo más común para este tipo de casos es la aplicación de motores DC, ya que se caracterizan por su capacidad de posicionarse de forma sencilla dentro de un intervalo de rangos determinados. Estos actuadores son dispositivos con un eje de rendimiento controlado, que pueden ser llevados a posiciones angulares específicas al enviarle una señal codificada.

Para realizar la selección del motor DC es necesario identificar la forma como este se va a desempeñar. La idea principal es que los motores se introduzcan en la parte superior del exoesqueleto a la altura del antebrazo de la persona y con la ayuda de una serie de acoples se pueda realizar la transmisión de fuerzas hasta la punta del eslabonamiento; para el diseño se requiere que el actuador tenga pocas revoluciones por minuto, debido al tipo de aplicación al cual va dirigido.

Con estas características la selección se reduce a motores reductores y servomotores, ambos en DC con escobillas. Los actuadores que más se aproximan a tales particularidades se observan en la siguiente tabla.

Tabla 7: Comparación de actuadores

Características	Motores				
Modelo	 RB-Dev-40	 GHM-01	 MM-R 995	 HS-55	 SM - S43 15 M
Alimentación	12V	12V	3 - 9 V	4.8 – 6 V	4.8 – 6v
Velocidad	170 RPM	200 RPM	120 RPM	--	--
Peso	--	50gr	10gr	8gr	50gr
Toque máximo	1.5Kg.cm	4.7 Kg.cm	5.4Kg.cm	1.1 Kg.cm	16.66Kg-cm
Corriente máxima	2.5A	1.5A	1.6A	5.5mA	5 mA
Corriente sin carga	150mA	90mA	70mA	180mA	
Dimensiones	--	37mm	24x10x12 mm	23x12x24 mm	42x20x39 mm

Al realizar una revisión de la tabla anterior se determina, que el mejor actuador para el proyecto es el SpringRC SM-S4315M, debido al torque manejado y a su piñonería interna metálica (figura 27). Esto supone una ventaja futura, pues si se alteran algunas condiciones diseño, se puede tener un dispositivo para terapias activas; llevando a que sus actuadores se puedan exigir al máximo.



Figura 27: Servomotor SM-4315M

Extraído de: <http://www.servodatabase.com/servo/springrc/sm-s4315m>

Tabla 8 . Características del servomotor SM-S4315M.

Extraído de: <http://www.springrc.cn/english/product.asp?id=120>

Products specification								Technical parameters						
Size (in)					Weight		Wire	4.8V			6V			Rotation angle
								Speed	Torque		Speed	Torque		
A	B	C	D	E	g	oz	cm	sec/60°	kg·cm	oz·in	sec/60°	kg·cm	oz·in	
1.63	0.81	1.57	1.98	0.39	61	2.16	30.0	0.21	13	180.85	0.17	15.1	210.07	±60°

En el siguiente esquema se muestra como se ubican los servomotores en el mecanismo, siendo cinco en total; debido a que los movimientos de cada falange son independientes.

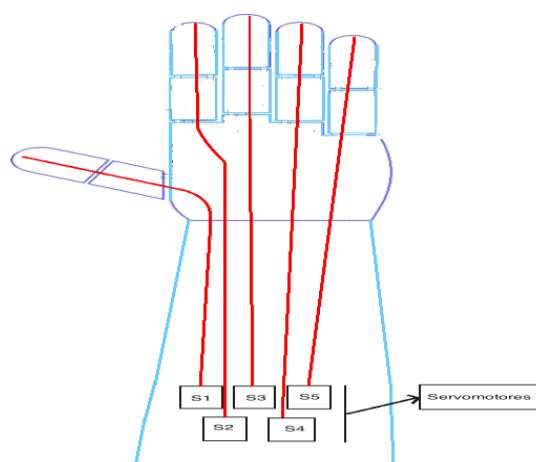


Figura 28: Esquema con la posición de los servomotores

Con la anterior definición de la cantidad de servomotores utilizados, se procede a seleccionar el tipo controlador que permite realizar la interfaz hombre-maquina para el prototipo creado.

**8.5.3 Selección del sistema de control.** Debido a la necesidad jerarquizada 11, los sistemas de control que mas fácil se acoplan al requerimiento, son los micro controladores ó los sistemas embebidos, definiéndolos así:

**El micro controlador**, es un circuito integrado que consta de una unidad central de procesamiento, memorias y puertos de entrada y salida [Aguayo *et al*, 2004]. Actualmente

existe en el mercado una gran variedad de micro controladores para diferentes tipos de aplicaciones.

Al momento de aplicar estos dispositivos se tendrían una serie de ventajas y desventajas; una posible ventaja son sus puertos que manejan señales PWM y la comunicación que puede ser serial ó USB; la mayor desventaja, es la necesidad de diseñar un PCB, lo cual alargaría aún mas el proceso de aplicación del dispositivo.

**Los sistemas embebidos**, son dispositivos de control con una unidad central basada en un microprocesador o un micro controlador, los comandos que allí se manejan se pueden ejecutar en tiempo real, si así se desea. Por lo general los sistemas embebidos se pueden programar directamente en lenguaje ensamblador, C, C++, y BASIC.

La ventaja de estos dispositivos electrónicos, es que suman las características de los micro controladores con un PCB ya diseñado y comprobado.

Al revisar las definiciones, ventajas y desventajas de los controladores se decide seleccionar los sistemas embebidos, como dispositivos mando para el mecanismo diseñado; encontrando una amplia gama de tarjetas, como:

- Las Beagle board (*figura 29*), que integran un procesador ARM con una memoria de 256MB de RAM y 46 pines E/S, que pueden funcionar como salidas PWM. Las desventaja de este dispositivo esta en su plataforma de programación la cual no es fácilmente programable para un usuario final.



*Figura 29: Beagle board*

- **El SSC-32 (controlador de servo serial)**, es un pequeño controlador basado en el micro controlador atmega 168-20PU que tiene la capacidad de controlar hasta 32 servos entre sus entradas. La capacidad para la entrega de corriente es hasta los 3A. El software de programación para este dispositivo requiere de conocimientos previos por parte del usuario.
- **El servo controlador mini maestro 18 de marca POLOLU (figura 30)**, es un dispositivo que maneja 18 canales de PWM que a su vez actúan como E/S digitales y analógicas; uno de los ítems mas importantes para la selección de este dispositivo es la facilidad para programar los servomotor y el seguimiento en tiempo real de las trayectorias de cada servo motor programado.

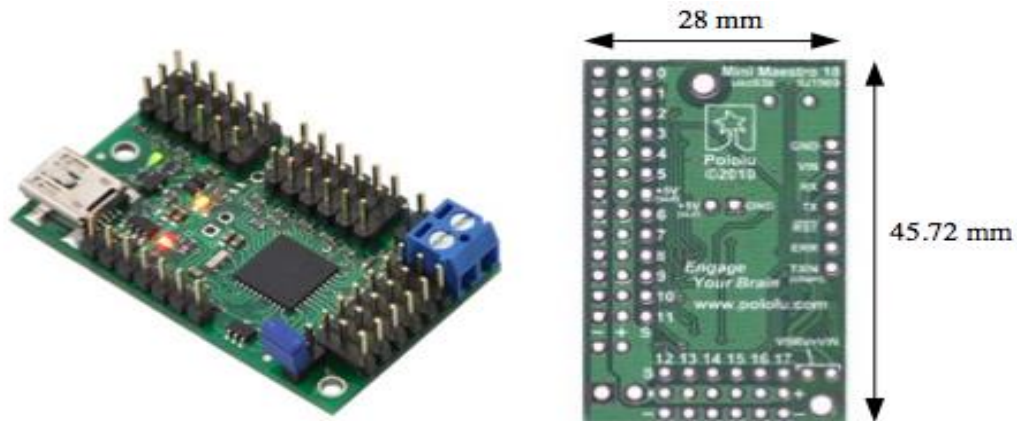


Figura 30: Mini maestro 18.

Extraído de: <http://www.pololu.com/file/0J510/PololuMaestroGuiaDeUsuario.pdf>

La conexión del sistema embebido a los servomotores tan solo consiste en ubicar correctamente los bornes de conexión (figura 32), procurando conectar el cable de la señal a la salida de señal del mini maestro control (figura 31).

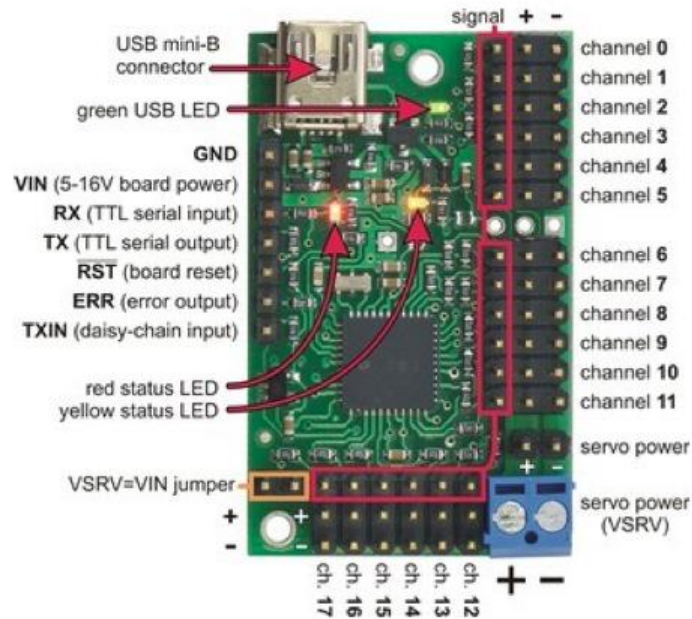






Figura 31: Identificación de los pines del mini maestro 18

Extraído de: <http://www.pololu.com/file/0J510/PololuMaestroGuiaDeUsuario.pdf>

En la siguiente tabla se pueden observar las características mas importantes de la familia de los sistemas embebidos seleccionados.

Tabla 9: Comparación de la familia Maestro

Tabla comparativa de la familia Maestro				
	Micro Maestro	Mini Maestro 12	Mini Maestro 18	Mini Maestro 24
Canales:	6	12	18	24
Entradas analógicas	6	12	12	12
Entradas digitales	0	0	6	12
Ancho:	0.85" (2.16 cm)	1.10" (2.79 cm)	1.10" (2.79 cm)	1.10" (2.79 cm)
Largo:	1.20" (3.05 cm)	1.42" (3.61 cm)	1.80" (4.57 cm)	2.30" (5.84 cm)
Peso <sup>(1)</sup> :	3.0 g	4.2 g	4.9 g	6.0 g
Pulso alto <sup>(2)</sup> :	33–100 Hz	1–333 Hz	1–333 Hz	1–333 Hz
Pulso rango <sup>(2)</sup> :	64–3280 μs	64–4080 μs	64–4080 μs	64–4080 μs
Script tamaño <sup>(3)</sup> :	1 KB	8 KB	8 KB	8 KB

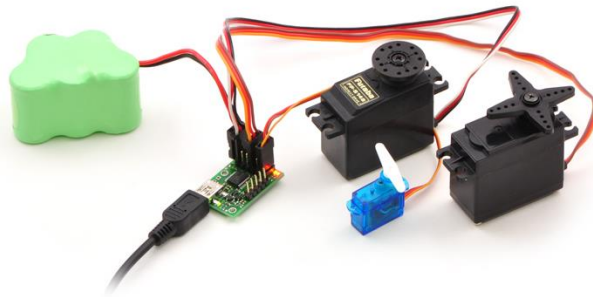


Figura 32: Conexión del embebido a los servomotores

- **Los arduinos** (figura 33), son tarjetas embebidas muy populares que basan su funcionamiento en los micro controladores atmega 328p o en los atmega 2560; dependiendo de su referencia pueden tener desde 14 pines hasta 54 pines de E/S; cada una con capacidad de manejar señales PWM para el control de los servo actuadores.

Tiene una marcada facilidad en programación y se puede adaptar fácilmente a cualquier otro software para hacer seguimiento en tiempo real, esto si así se requiere.



Figura 33: Arduino mega

Para este dispositivo, la conexión entre la placa y los servomotores consiste en conectar la señal de control pwm con uno de los pines del arduino y las alimentaciones, tanto del servomotor como del arduino de forma independiente por cada etapa.

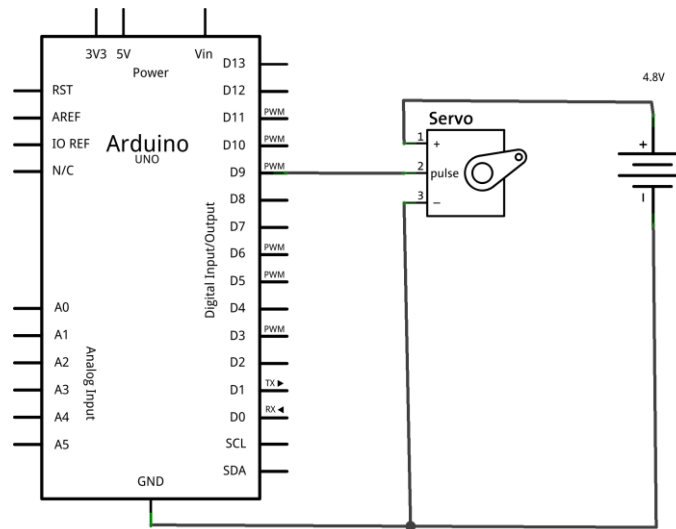


Figura 34: Arduino – servomotor

Las características mas importantes de esta familia de dispositivos se puede observar en la siguiente tabla:

Tabla 10: Comparación de la familia arduino



	Arduino One	Ethernet	Leonardo	Arduino DUE	ADK
<b>Microcontroller</b>	ATmega328	ATmega328	ATmega32U4	Atmel SAM3U4E ARM Cortex M3	ATmega2560
<b>Clock</b>	16 MHz	16 MHz	16 MHz	96 MHz	16 MHz
<b>Flash Memory</b>	32 KB	32 KB	32 KB	256 KB	256 KB
<b>SRAM</b>	2 KB	2 KB	3.3 KB	50 KB	8 KB
<b>Digital I/O Pins</b>	14	14 (10)	14	54	54
<b>Analog Pins</b>	6	6	6	16 (12bit)	16
		Wiznet W5100 Ethernet interface Optional PoE Module <b>Bring your project online!</b>	Onboard USB controller <b>Build your own USB devices!</b>	Onboard dual-channel DAC <b>Bringing 32 bit power to Arduino!</b>	Android ADK Compatible USB Host <b>Develop your own android accessory!</b>

**Los fpga,** son dispositivos semiconductores que tienen bloques de lógica, cuya interconexión y funcionalidad puede ser configurada mediante un lenguaje propio de programación. Al utilizar bloques de lógica permiten que estos puedan configurar fácilmente su hardware, sin tener que utilizar elementos externos.

En la siguiente tabla se pueden observar algunas de las características de una de las familias de los FPGA:

Tabla 11: Comparación de fpga

	Virtex-II 1000	Virtex-II 3000	Spartan-3 1000	Spartan-3 2000	Virtex-5 LX30	Virtex-5 LX50	Virtex-5 LX85	Virtex-5 LX110
Compuertas	1 millón	3 millones	1 millón	2 millones	-----	-----	-----	-----
Flip-Flops	10,240	28,672	15,360	40,960	19,200	28,800	51,840	69,120
LUTs	10,240	28,672	15,360	40,960	19,200	28,800	51,840	69,120
Multiplicadores	40	96	24	40	32	48	48	64
RAM en Bloque (kb)	720	1,728	432	720	1,152	1,728	3,456	4,608

**Circuitos lógicos y analógicos**, estos pueden ser dispositivos integrados no programables combinados de diferentes maneras, por ejemplo utilizando elementos como los 555 para generar anchos de pulso suficiente para controlar servomotores, y decodificadores para visualizar ángulos u otras opciones. El inconveniente de estos arreglos se puede presentar al momento de diseñar y la manipulación por parte del usuario, pues la complejidad de los mismos ante un proyecto como el presentado hace inviable su aplicación.

Realizando un revisión de los controladores que se mostraron anteriormente, se decide seleccionar el arduino Mega adk, por varias razones: Costo, tiempo para el desarrollo y facilidad de programación. Además este dispositivo tiene la flexibilidad de ser adaptado fácil y rápidamente a diferentes software para la adquisición y tratamiento de señales.

**8.5.4 Selección del elemento de transmisión. Correas,** (*figura 35*) se utilizan para transmitir mediante un movimiento de rotación potencia entre arboles normalmente paralelos, la dificultad al momento de utilizarlo es mantener una relación de transmisión exacta y constante; Eso se debe al deslizamiento de las correas sobre las poleas.



*Figura 35 : Correas de transmisión*

**Engranajes,** Son ruedas o cilindros dentados empleados para transmitir un movimiento giratorio o alternativo desde un punto de una maquina a otra, un conjunto de engranajes se denomina tren de engranajes.

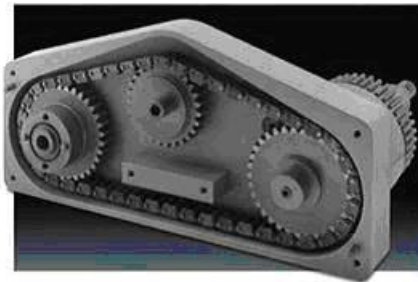
La principal clasificación de engranajes se efectúa según la disposición de sus ejes de rotación y los tipos de dentado, encontrando los siguientes:

- Cilíndricos de dientes rectos.
- Cilíndricos de dientes helicoidales.
- Doble helicoidales.
- Helicoidales Cruzados.
- Cónicos de dientes rectos.
- Cónicos de dientes helicoidales.
- Cónicos hipoides.
- De rueda y tornillo sin fin.
- Planetarios.
- Interiores.

- De cremallera.
- De transmisión triple.
- Transmisión compuesta.
- Piñón cadena.
- Polea dentada.

A pesar de la facilidad que tiene estos mecanismos para transmitir y amplificar un movimiento y fuerza de entrada, el diseño y aplicación en el proyecto hacen que el tiempo de desarrollo se amplíe.

**Las Cadenas**, son la mejor opción para aplicaciones donde se quieran transmitir grandes pares de fuerza y donde los ejes de transmisión se muevan en un rango de velocidades de giro entre medias y bajas.



*Figura 36: Cadenas de transmisión*

Las transmisiones por cadena, son robustas y permiten trabajar en condiciones ambientales adversas y con temperaturas elevadas. Uno de los inconvenientes es la constante lubricación que requieren y los mecanismos adicionales para su funcionamiento.

**Cable**, Estos elementos flexibles se utilizan para la transmisión de potencia, por lo general sustituyen grupos de engranajes, ejes y cojinetes o a dispositivos de transmisión similares por lo tanto simplifican un diseño mecánico, son elásticos, absorben cargas de choque y amortiguan los efectos de las fuerzas vibrantes y reducción de costos.

En la transmisión de fuerza por cable se pueden encontrar elementos de diferentes materiales, donde uno de los mas comunes es el nylon; este tiene una serie de características deseables para el proyecto como lo son: dureza, amortiguamiento de golpes, resistencia al desgaste y al calor, resistencia a la abrasión y antiadherente. Este cable de transmisión se divide en diferentes familias:

- **Nylon monofilamento** (figura 37), es un polímero artificial denominado poliamida, donde el grosor determina la cantidad de resistencia que es capaz de soportar, por ejemplo un monofilamento de 0.35mm resiste 15 libras. El problema de este cable es la baja resistencia ante roses mecánicos.



Figura 37: Nylon monofilamento

- **Nylon Multifilamento**, Es un hilo trenzado por 6, 8 y 10 hebras, dependiendo del tipo de trenzado el hilo puede ser de alta resistencia.



Figura 38: Nylon multifilamento

- **Cáñamo**, es construido a partir de una fibra extraída de las plantas, esta fibra se utiliza para múltiples propósitos textiles. Es un hilo muy resistente y de bajo costo.
- **Sedal**, es un hilo trenzado muy resistente, de baja memoria y poco diámetro. Se encuentran en varias presentaciones: 0.10mm resiste 12 lb, 0.12mm resiste 15.5 lb, 0.66mm resiste 80lb.



Figura 39 : Sedal

## 8.6 Tabla Pugh para la selección de concepto

Con la revisión de cada una de las opciones para la generación de un concepto, dadas desde el diagrama morfológico (*tabla 6*), se procede a evaluar de forma metodológica, cual o cuales son las mejores opciones tecnológicas para ser aplicadas en el proyecto. Al utilizar una tabla pugh, se puede seleccionar el mejor conjunto de opción según criterios de evaluación dadas por la necesidad del diseñador; los criterios se pueden observar en la siguiente lista:

### Criterios de evaluación

- **Costo**
- **Funcionalidad**
- **Tiempo de desarrollo**
- **Facilidad de ensamble**

- **Disponibilidad en el mercado**
- **Peso**
- **Estética**

Las tablas Pugh que se muestran a continuación, parten de la tabla morfológica, y se utilizan para seleccionar la mejor familia de tecnologías que pueden conformar el proyecto.

*Tabla 12 : Comparación pugh para selección de controlador*

<b>Control</b>				
<b>CRITERIO</b>	<b>CONCEPTO</b>			
	<b>Circuitos lógicos y analógicos</b>	<b>Sistemas embebidos</b>	<b>micro controlador</b>	<b>FPGA</b>
<b>Costo</b>	-	+	<b>DATUM (opción inicialmente lógica)</b>	-
<b>Funcionalidad</b>	-	+		=
<b>Tiempo de desarrollo</b>	-	+		+
<b>Facilidad de ensamble</b>	-	=		-
<b>Disponibilidad en el mercado</b>	+	=		=
<b>Peso</b>	-	-		-
<b>Estética</b>	+	-		-
<b>Cantidad (+)</b>	<b>2</b>	<b>3</b>		
<b>Cantidad (-)</b>	<b>5</b>	<b>2</b>		<b>4</b>
<b>Cantidad (=)</b>	<b>0</b>	<b>2</b>		<b>2</b>

Tabla 13: Comparación pugh para selección de Actuador

<b>Actuador</b>				
<b>CRITERIO</b>	<b>CONCEPTO</b>			
	<b>Motor CA</b>	<b>Motor CD</b>	<b>Neumático</b>	<b>Hidráulico</b>
<b>Costo</b>	-	+	<b>DATUM (opción inicialmente lógica)</b>	-
<b>Funcionalidad</b>	=	=		=
<b>Tiempo de desarrollo</b>	-	+		=
<b>Facilidad de ensamble</b>	-	+		=
<b>Disponibilidad en el mercado</b>	=	=		=
<b>Peso</b>	-	-		-
<b>Estética</b>	-	-		=
<b>Cantidad (+)</b>	<b>0</b>	<b>3</b>		<b>0</b>
<b>Cantidad (-)</b>	<b>5</b>	<b>2</b>		<b>2</b>
<b>Cantidad (=)</b>	<b>2</b>	<b>2</b>		<b>5</b>

Tabla 14: Comparación pugh para selección de transmisión

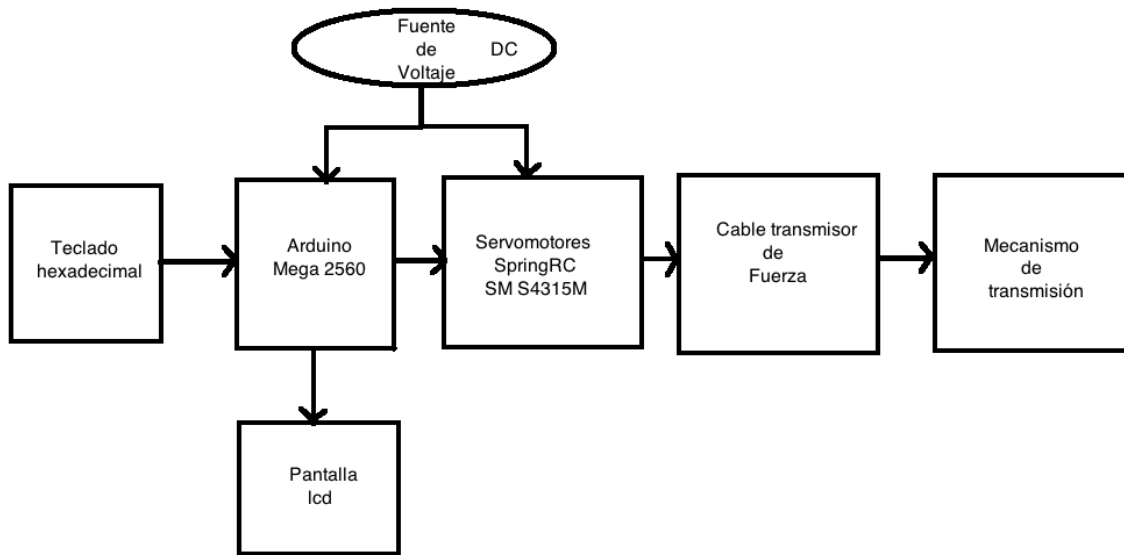
<b>Elemento de transmisión</b>				
<b>CRITERIO</b>	<b>CONCEPTO</b>			
	<b>Correas</b>	<b>Cadenas</b>	<b>Engranajes</b>	<b>Cable</b>
<b>Costo</b>	-	-	<b>DATUM (opción inicialmente lógica)</b>	+
<b>Funcionalidad</b>	=	=		=
<b>Tiempo de desarrollo</b>	-	-		+
<b>Facilidad de ensamble</b>	+	=		+
<b>Disponibilidad</b>	=	=		=
<b>Peso</b>	+	-		+
<b>Estética</b>	=	-		+
<b>Cantidad (+)</b>	<b>2</b>	<b>0</b>		<b>5</b>
<b>Cantidad (-)</b>	<b>2</b>	<b>4</b>		<b>0</b>
<b>Cantidad (=)</b>	<b>3</b>	<b>3</b>		<b>2</b>

Con los resultados de cada una de las tablas anteriores se logró determinar que los conceptos principales que ayudarán a conformar tecnológicamente el exoesqueleto son:

- Un control del prototipo utilizando un sistema embebido; Para ello se seleccionó el arduino mega adk, debido a que la tarjeta tiene una cantidad de puertos lo suficientemente alta, como para soportar todos los periféricos solicitados desde la etapa de requerimientos de diseño, además esta tecnología tiene la suficiente flexibilidad como para cambiar o alterar una programación sin la necesidad de desmontar su micro controlador.
- El actuador para el prototipo son los motores dc, debido a su consumo de potencia, facilidad de instalación y facilidad de instalación, además ayuda a resolver la necesidad *13*. De la posible gama de opciones que se encuentran en el mercado se seleccionó el servomotor Spring RC SM S4315M (*figura 27*), ya que tiene un control de posición mas exacto que los demás actuadores y el torque suficiente para mover un mecanismo de transmisión mecánica; su consumo de corriente máximo de 150mA cuando tienen una carga determinada y 50 mA sin carga
- Como suministro de energía se seleccionaron la fuentes DC, debido a sus dispositivos seleccionados.
- El elemento de transmisión seleccionado es el cable de nylon, debido a su flexibilidad, capacidad antiadherente y resistencia a la abrasión.

Con los componentes seleccionados que conforman el bloque principal para el funcionamiento del prototipo, se eligen los periférico que ayudan a solucionar el requerimiento 11, como: una LCD 16x2 (HD 44780) y un teclado hexadecimal 3x3.

El conjunto de todos los elementos seleccionados y como ellos interactúan se puede observar en la siguiente arquitectura general. Esto facilita el desarrollo de los requerimientos de diseño jerarquizado 5, 10 y 19.



*Figura 40: Arquitectura general del exoesqueleto*

## 8.7 Sumario

En esta sección, se planteó metodológicamente el diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación pasiva y así mismo seleccionar los elementos que componen al mismo. Las herramientas que se aplicaron para clarificar objetivos y determinar cuales son las especificaciones mas importantes del proyecto, ayudaron a desarrollar un diseño de mano que se espera sea idóneo para obtener un sistema optimo.

En el siguiente capitulo se describe el análisis de los resultados obtenidos de los estudios de elementos finitos, análisis cinmáticos, análisis del seguimiento de las trayectorias en las falanges del exoesqueleto.

## 9. Diseño, Fabricación y programación del dispositivo

En este capítulo se establece el proceso de diseño y los análisis correspondientes para obtener el modelo mecánico y electrónico utilizado en el exoesqueleto, se inicia con las necesidades de diseño expuestas en el capítulo 8. Como el requerimiento jerarquizado 14, el cual determina la necesidad de crear un exoesqueleto con un movimiento de rehabilitación que no permita una mayor afectación de las articulaciones del paciente.

De la misma manera se explica como se realizó su construcción, la forma de conexión y funcionamiento de los elementos controladores del dispositivo y como estos interactúan con el usuario final.

### 9.1 Proceso de Diseño Mecánico

Para resolver el requerimiento *jerarquizado 14*, primero se debe definir un sistema de transmisión fiable entre los actuadores y los dedos de una mano. Siendo esta la parte más importante del prototipo ya que garantiza el buen funcionamiento del sistema.

El diseño del mecanismo, se comenzó revisando los antecedentes para este tipo de sistemas, encontrando que existen dos tipos de clasificación en exoesqueletos de miembro superior, los rígidos y los flexibles; Siendo los últimos un sistema más sencillo pero menos confiables que los rígidos, teniendo en cuenta que son complejos en su funcionamiento.

Un ejemplo de un exoesqueleto rígido es el de la universidad católica de América, el HEXORR [B.S. Godfrey *et al*, 2010], (*figura 41*), se trata de un exoesqueleto diseñado para el movimiento de flexión y extensión de los dedos. El sistema tiene un velcro ajustable para adaptar fácilmente los diferentes tipos de tamaños de dedos.



*Figura 41: Exoesqueleto HEXORR*

Los exoesqueletos flexibles, se caracterizan por ser normalmente un guante en donde uno de sus extremos se ubica una guaya o hilo para imitar el funcionamiento de los tendones humanos, siendo el caso del diseño realizado por la empresa Ciber Glove System [Canton *et al*, 2005]. En donde sus aplicaciones son para realidad virtual.

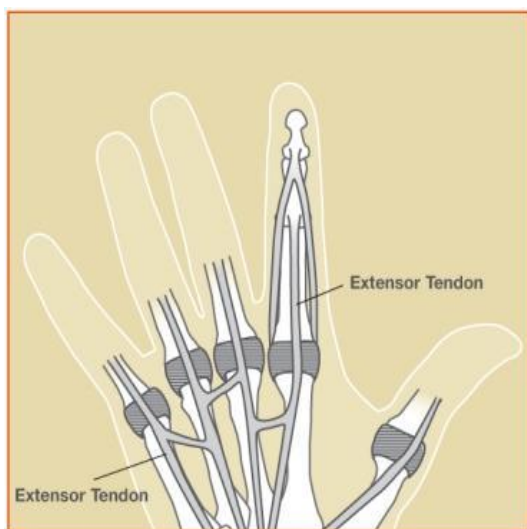


*Figura 42: Prototipo Ciber Glove*

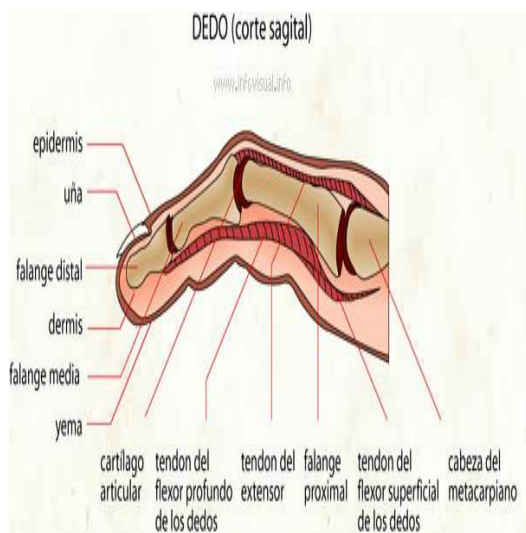
La decisión de diseñar un exoesqueleto rígido, se debe a que este se adapta fácilmente a las manos y dedos de cualquier paciente que lo pueda necesitar, cubriendo perfectamente el requerimiento de diseños 8 y 12; contrario a los exoesqueletos flexibles.

**9.1.1 Primer modelo de diseño.** El primer diseño del prototipo se elaboró, tratando de imitar los movimientos naturales de flexión y extensión de los dedos; para ello fue necesario comprender la fisionomía de las manos y su composición, explicados a continuación:

- Los tendones van insertados a la mano, ya que son los que conectan los músculos que mueven los dedos. Así mismo se comprendió que los tendones de los flexores (*figura 44*) siempre se ubican en la parte inferior de las falanges distales, provocando que los movimientos de las falanges distal y media estén acoplados, básicamente no se puede mover naturalmente una falange sin afectar a la otra; mientras que los tendones que extienden los dedos (*figura 43*) se insertan en el hueso a la altura de las falanges medias.



*Figura 43: Tendón extensor*  
 Extraído de: [centrodemano.blogspot.com](http://centrodemano.blogspot.com)



*Figura 44: Tendón flexor*  
 Extraído de: [www.infovisual.info](http://www.infovisual.info)

Esto dio una aproximación de donde debía ir conectado el sistema de transmisión y como se configura cada uno de los eslabonamientos (*figura 45*). El mecanismo inicial mostrado, se diseñó para realizar en un paciente los movimientos de las falanges distales y media, como si esta fuera un solo eslabón y la articulación proximal como otro eslabón.

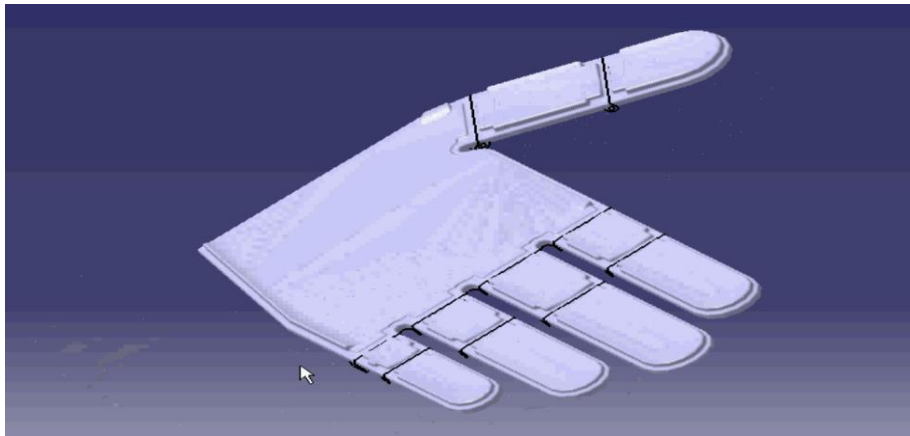


Figura 45: Primer diseño de mecanismo

La mano de la persona tratada, se debía ubicar encima del mecanismo; procurándola situar correctamente sobre sus protuberancias cóncavas (figura 46). Estas últimas tienen la misión de cumplir funciones ergonómicas de comodidad y al mismo tiempo evitar pellizcos sobre la piel de las personas.

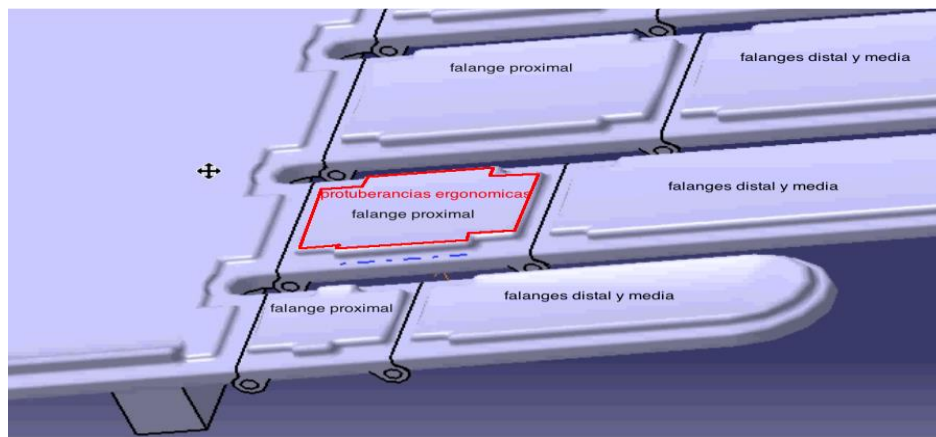


Figura 46: Distribución del primer prototipo

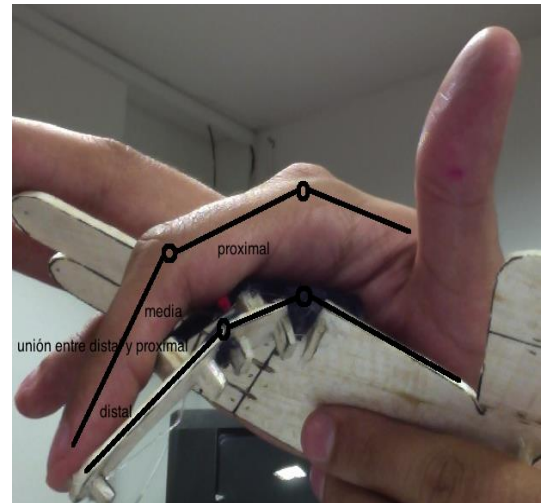
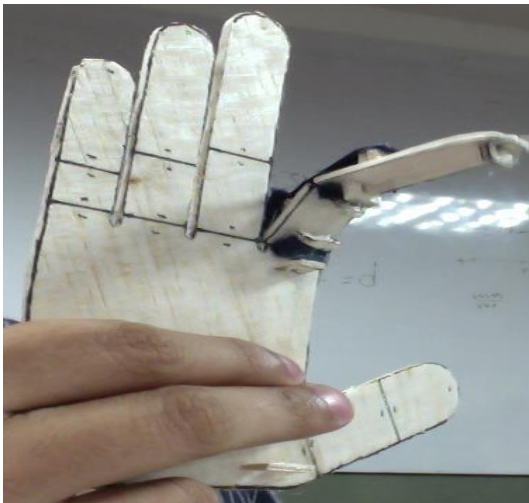
Para corroborar si el movimiento elaborado es el indicado se procedió a realizar una maqueta (figura 47) en balsa que permitiera visualizar los movimientos de flexión y extensión del mecanismo inicialmente diseñado; el sistema de transmisión se simuló con una cuerda de nilón, ubicando uno de sus extremos al eslabón de las falanges distal y media en su parte inferior, con el fin de realizar el movimiento de flexión, el movimiento de extensión se realizó con un resorte ubicado entre la unión de cada eslabón.

Experimentalmente, se comprobó una serie de resultados bajo este modelo, como:

- a) La efectividad en la ubicación de la guaya de transmisión.
- b) La comprobación que el mecanismo realiza los movimientos de flexión y extensión.
- c) La efectividad en el sistema para la extensión del dispositivo.

Igualmente se halló que el mecanismo se comporta como un sistema solidario a la mano, lo que significa que los dedos se mueven unos cuantos centímetros hacia atrás sobre el dispositivo, mientras este realiza su movimiento de flexión.

Así mismo se encontró que el punto de agarre de las guayas debe tener una forma de media luna, para reducir la posible tensión que se presentarían sobre los actuadores, pues hay que tener en cuenta que en el movimiento realizado pueden haber fricciones y otros fenómenos en el mecanismo que alteran su funcionamiento.



*Figura 47: Modelo físico primer prototipo*

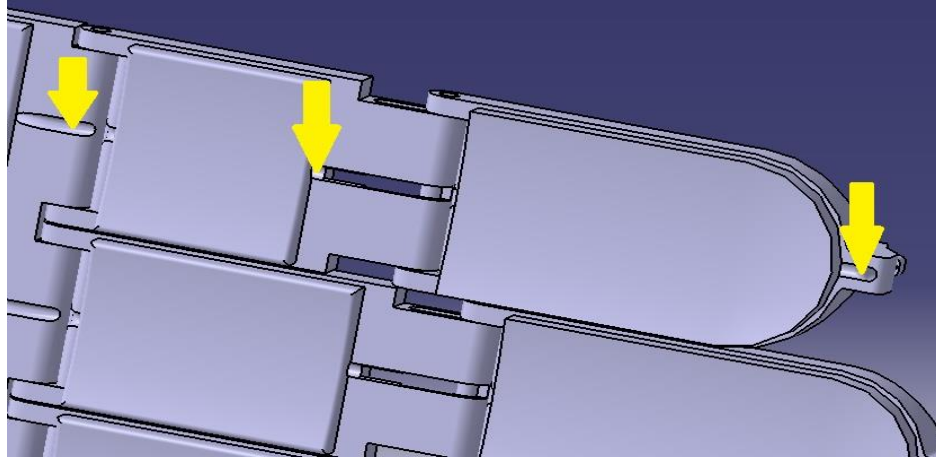
La ubicación de las manos en este modelo generó una serie de dudas, como: la seguridad de la persona si una guaya llegara a reventarse durante un procedimiento, la ubicación espacial de los actuadores, el soporte para el descanso de la persona durante cualquier

tratamiento y como se deben variar los eslabones o sus uniones si estos presentan una falla en su funcionamiento.

**9.1.2 Segundo modelo de diseño.** El segundo prototipo diseñado buscó generar soluciones a las dudas anteriormente mencionadas, de la siguiente manera:

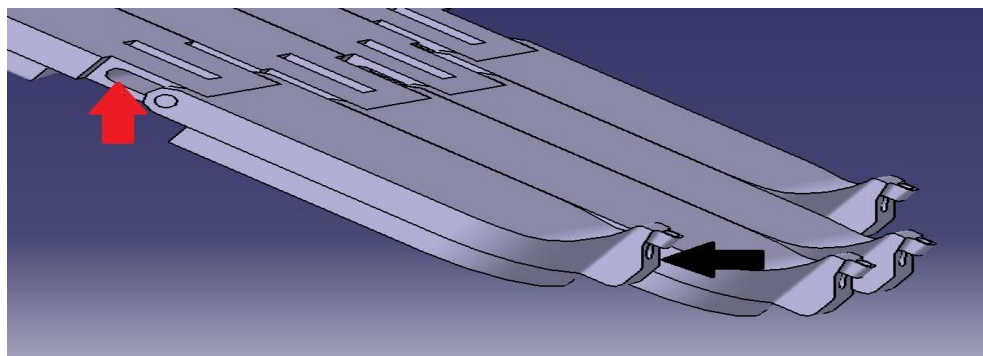
- a) La ubicación de los dedos en el sistema cambio de dirección, situando el exoesqueleto en la parte superior de las falanges.
- b) Se diseño un soporte para el descanso de las personas que hagan uso del mecanismo.
- c) Se vínculo una protección para el sistema de transmisión, con el fin de evitar posibles accidentes durante el funcionamiento.
- d) El soporte para los actuadores se ubica a la altura del antebrazo.
- e) Las uniones entre los eslabones de las falanges más alejadas de las manos, tienen un pasador libre, permitiendo una mayor movilidad de los eslabones y evitando que el sistema entre sus eslabones más alejados se comporte como un sistema solidario.
- f) Las protuberancias cóncavas, para permitir una comodidad ergonómica se situaron según el cambio de los eslabones.

Igualmente, para este sistema se generaron una serie de canales al interior de los eslabones con el fin de evitar cortes o daños en la piel de los usuarios (*figura 48*).



*Figura 48: Canales para transmisión de movimiento*

La vinculación de canales para que los dedos no se desplacen de forma indeseada en la superficie del exoesqueleto, los elementos para reducir la fuerza de aplicación en el servomotor (*figura 49*), unos segundos canales para permitir la ubicación de resortes elásticos que permitan el movimiento de extensión (*figura 50*), el diseño de una base para ubicar fácilmente del miembro superior del paciente (*figura 51*), y la ubicación espacial de los actuadores (*figura 52*), es un resultado parcial que busca solucionar, de igual manera, los requerimientos jerárquicos 11, 12, 8, 15, 14, descritos en el capítulo 8.



*Figura 49: Canales y elementos para reducción de fuerza*

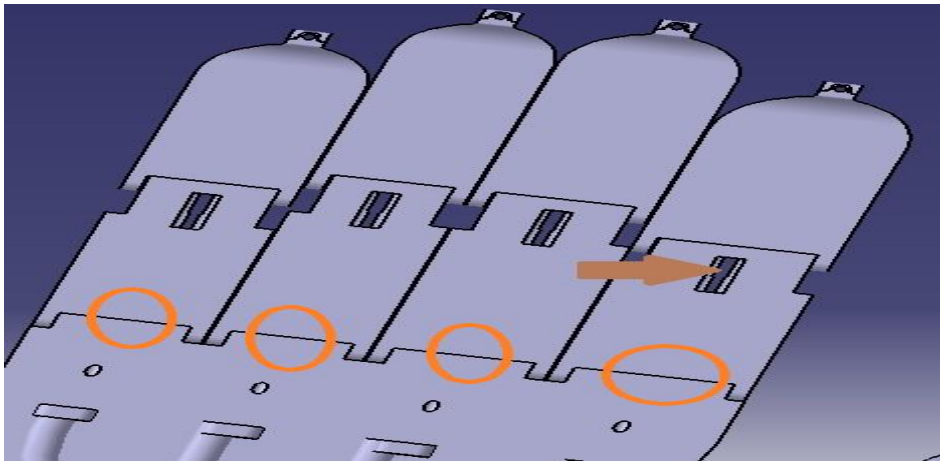


Figura 50: Canales para la ubicación de elástico

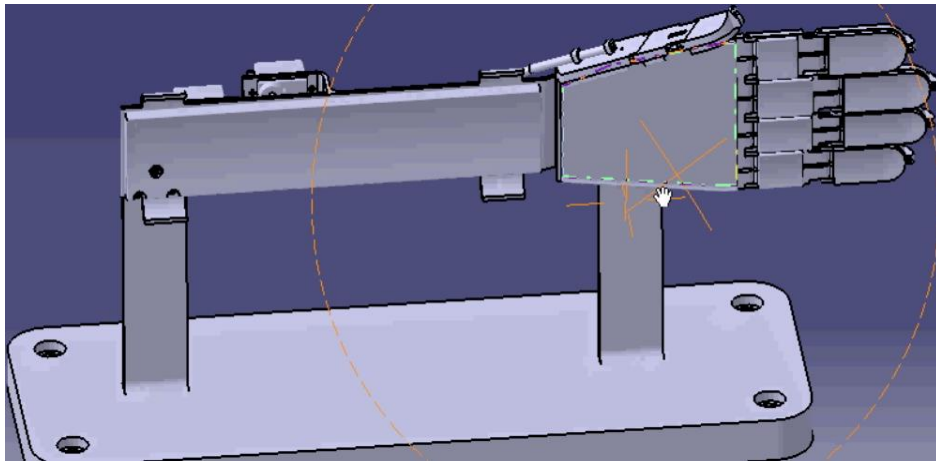


Figura 51: Base del exoesqueleto

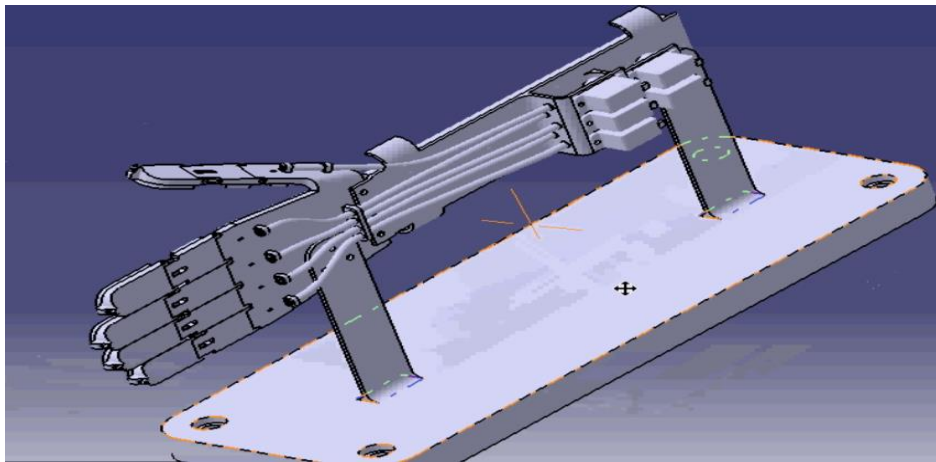
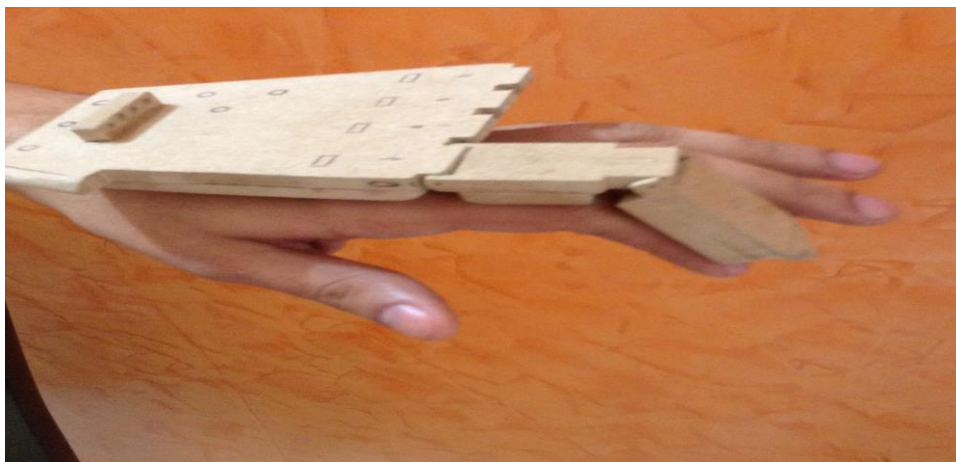


Figura 52: Ubicación espacial de los actuadores

De la misma manera que en el primer prototipo, se realizó un modelo en balsa que permitiera observar físicamente cuales son las falencias y ventajas del diseño propuesto (*figura 53*). Determinando que al introducirse un resorte para producir el movimiento de extensión se podrían presentar atascamientos. Así mismo se observó la necesidad de ubicar canales para evitar que las falanges proximales presentaran deslizamientos en el sistema.



*Figura 53: Prototipo físico experimental segundo modelo*

**9.1.3 tercer modelo de diseño.** Las pruebas anteriores ayudaron a determinar las posibles fallas que tendría el dispositivo y es por eso que se decidió crear un nuevo diseño tratando de subsanar los errores ya determinados.

Una de las correcciones en el exoesqueleto rígido consiste en la aplicación de los mecanismos de cuatro barras (*figura 54*). Aunque estos son de aplicación básica, resultan ser muy útiles al momento de emplear los movimientos de extensión y flexión sobre cada una de las barras móviles. Resolviendo los problemas de movilidad y seguridad presentados, ya que al realizar el movimiento de extensión el mecanismo se asegura de no sobrepasar los límites físicos de una persona.

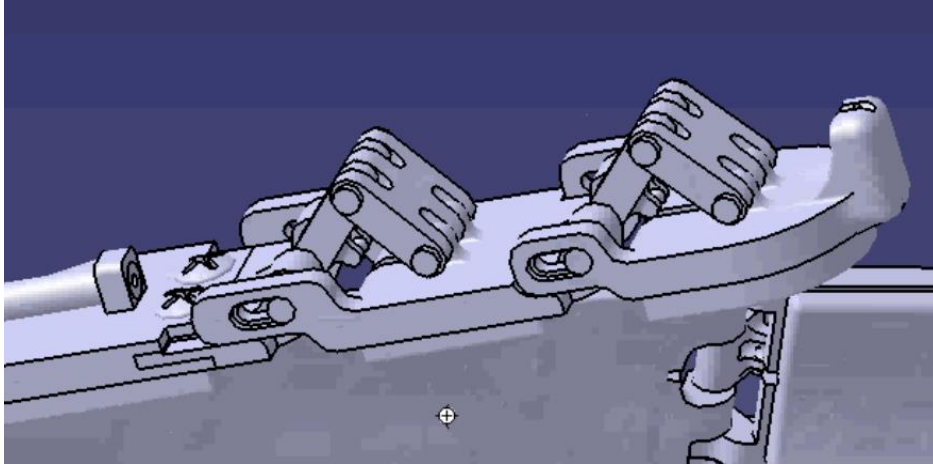


Figura 54: Aplicación de mecanismo de 4 barras

Igualmente se cambio la ubicación de los canales para que el mecanismo se pueda recomodar cuando este en movimiento; evitando posibles daños en las articulaciones de quienes lo usen (figura 55).

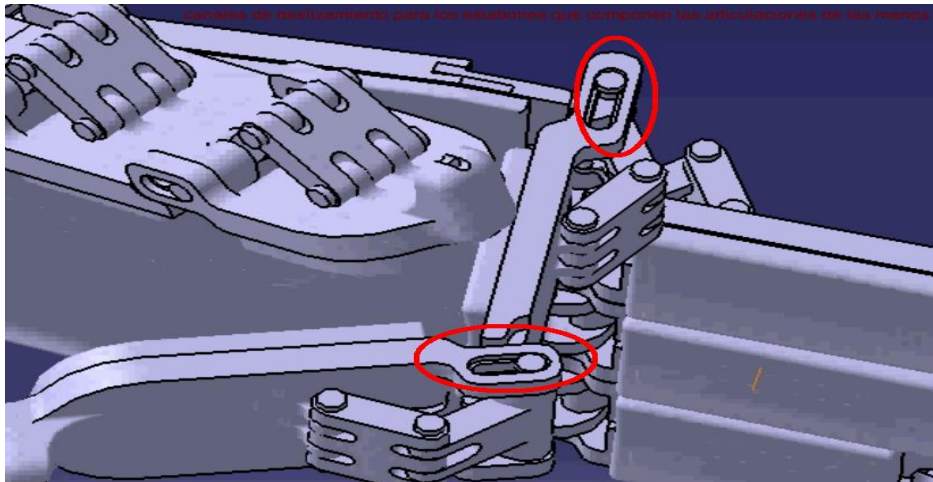


Figura 55: Canales para movimientos

Así mismo, fue necesario introducir una polea sobre cada sistema de cuatro barras (figura 56), asegurando el cambio en la transmisión de movimiento sin afectar la flexión y extensión.

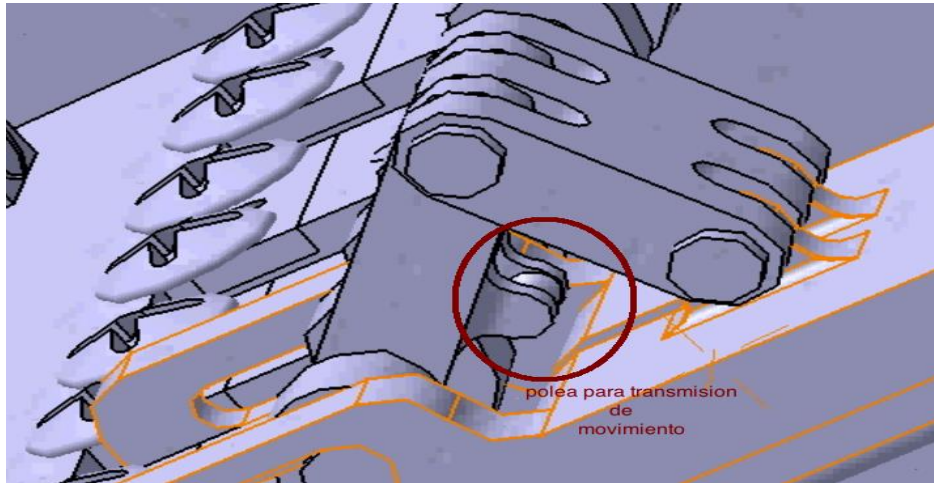


Figura 56: Poleas para el cambio en la transmisión de movimiento

Además para que el proceso de ensamble y mantenimiento del dispositivo sea sencillo, se vinculo en el diseño unos tornillos que permiten la liberación o el agarre de los eslabones móviles (figura 57), cubriendo los requerimientos de diseño 3, 5 y 10. Cabe recalcar que la base que soporta el brazo es la misma que la diseñada en la etapa anterior.

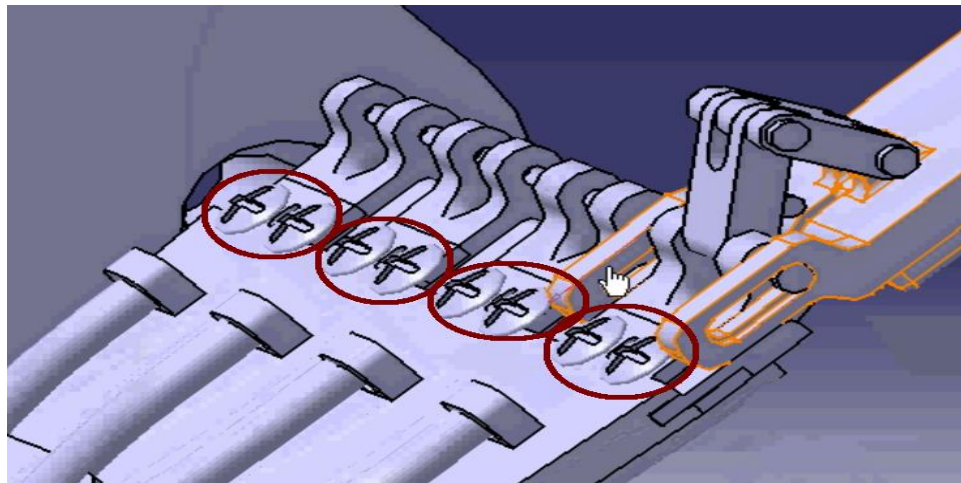


Figura 57: Tornillos de ajuste

Para comprobar si el proceso de diseño corresponde a la simulación de movimientos, se procedió a crear en madera el modelo; dando como resultado que el mecanismo no presenta puntos muertos, lo cual garantiza su funcionamiento sin interrupciones y sin realizar daños en las articulaciones durante el movimiento de extensión, pues las dimensiones del sistema de 4 barras no lo permiten.

## 9.2 Análisis del diseño utilizando elementos finitos

Una vez determinado el mecanismo en CAD, se procede a verificar cual de los materiales existentes en el mercado es el mas apropiado para el proyecto, teniendo en cuenta las especificaciones de diseño como: bajo peso y alta resistencia a los diferentes pesos de una mano; estos se determinaron en la evaluación de necesidades numerales 16 y 17 del capítulo 8.

Para realizar un adecuado análisis de elementos finitos, primero se deben determinar las fuerzas máximas en los dedos de una persona, para nuestro caso se verifican los estudios existentes. Lo mas común para estas investigaciones es utilizar dinamómetros de tipo JAMAR, el cual es reconocido desde 1956 por la asociación medica de california como el mas aceptable para la medición cuantitativa de las fuerzas en las manos [**Bowen Josefina et al, 2001**].

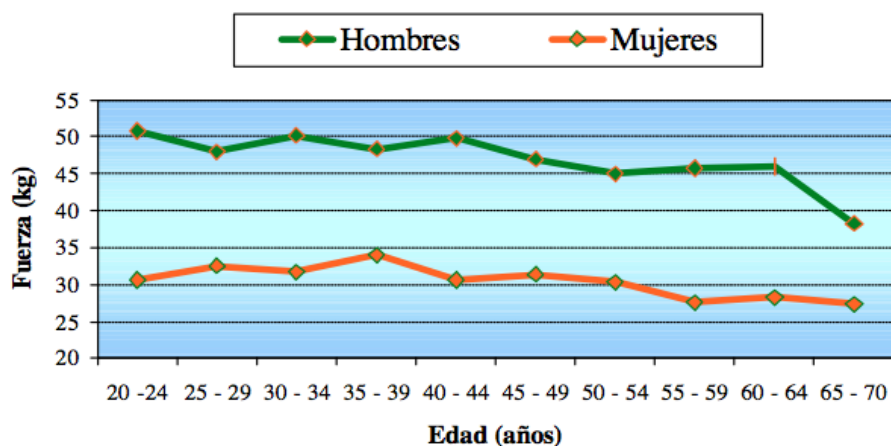
Los estudios se emplean clínicamente para diversas aplicaciones, como son los datos para diseños de seguridad [**Strength data for desing safety et al, 2002**], realizados por la universidad de nottingham en Inglaterra y para crear herramientas ergonómicas que evitan daños en las manos de las personas.

A continuación se relacionan las diferentes muestras de fuerzas en Kg, discriminados en: edades, género, manos dominante y no dominante. En la tabla presentada, el primer dato encontrado tanto para mano dominante como no dominante, es la fuerza medida en Kg y el segundo dato es su desviación estándar

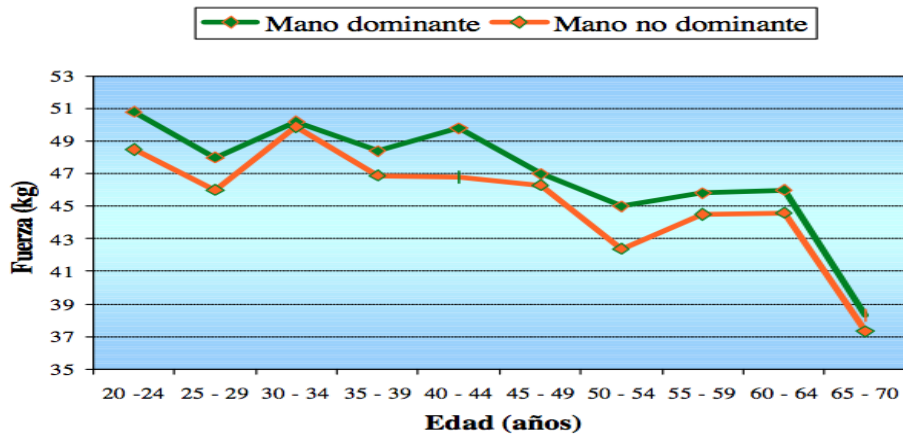
Tabla 15: Promedios de fuerza en manos, hombres y mujeres

Edad (Años)	Fuerza Hombres		Fuerza Mujeres	
	Mano dominante	Mano no dominante	Mano dominante	Mano no dominante
20 – 24	51 ± 2,7	48,3 ± 2,65	30,8 ± 4,8	29 ± 4,55
25 – 29	47,8 ± 2,75	46,2 ± 3	32,7 ± 3,45	30,5 ± 3,6
30 – 34	50,6 ± 2,6	49,5 ± 2,7	31,7 ± 3,8	30,5 ± 3,6
35 – 39	48,6 ± 3,1	46,7 ± 3	34 ± 3,35	32,2 ± 2,95
40 – 44	49,9 ± 2,85	47,8 ± 2,65	30,5 ± 4,15	29,3 ± 3,6
45 – 49	47,4 ± 2,75	45,9 ± 2,6	31,4 ± 3,6	29,4 ± 3,7
50 – 54	45,2 ± 2,1	43,2 ± 2,25	30,3 ± 3,4	29,2 ± 3,65
55 – 59	46 ± 2,85	44,3 ± 2,6	27,5 ± 3,2	26 ± 3,1
60 – 64	46,1 ± 1,7	44,4 ± 1,95	28,5 ± 2,55	26,3 ± 2,5
65 – 70	38,3 ± 2,5	37,3 ± 2,25	26,7 ± 3,8	25,3 ± 4,5

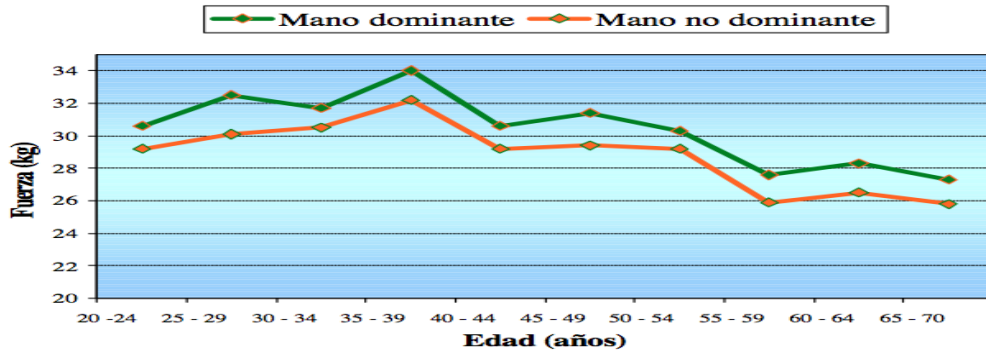
Las siguientes gráficas discriminan la tabla anterior en las fuerza realizadas por género y edades:



Gráfica 1: Promedio de fuerza de la mano dominante.



Gráfica 2: Promedio de fuerza en manos de hombres



Gráfica 3: Promedio de fuerza en manos de mujeres

De la información anterior, se extrae que el mayor promedio de las fuerzas que puede realizar el género masculino, esta entre las edades de los 20 a los 59 años edad, arrojando resultados de 48.3Kgf con un error ( $\pm 2.7$ Kgf), al utilizar la mano dominante. Redondeando estos datos se puede decir que la fuerza aplicable en la extremidad es de 51Kgf; lo datos tomados se hacen en referencia en donde mas se presenta presión.

Para realizar los análisis por elementos finitos se deben convertir los datos adquiridos en unidades de Newton. Teniendo un resultado de 499.8N; con la aproximación de valores se tienen 500N.

Otro dato importante para poder realizar un FEA, son los pesos de cada dedo. Los cuales se pueden observar en la siguiente tabla:

Tabla 16: pesos promedios de una mano humana

Diagrama	Número	Peso en gramos
	1	275.17
	2	26.84
	3	26.84
	4	16.78
	5	26.84
	6	30.20
	7	16.78
	8	26.84
	9	16.78
	10	23.49
	11	13.42

Al verificar estos datos, se observa que el peso de la falange que tiene mayor valor es de 30g; con lo cual la fuerza en Newton que aplicaría esta falange es aproximadamente de 0.30N.

Los análisis que se realizan a continuación determinan si el diseño, en sus puntos mas críticos, tiene la capacidad de soportar las distintas fuerzas al utilizar los materiales más comunes para su fabricación. Se debe tener en cuenta que el exoesqueleto es de tipo pasivo y las fuerzas que se aplican en el FEA son la imitación de las fuerzas que desarrollaría un ser humano sin ningún tipo de dispositivo externo.

### 9.3 Comportamiento del diseño con análisis de elementos finitos en material PVC

El primer análisis se realiza sobre el eslabón mostrado (*figura 58*), suponiendo que su fabricación, se realiza con un material de PVC, ya que este material es el mas económico y fácil de conseguir en el mercado Colombiano. Sus propiedades físicas se presentan en la (*figura 59*).

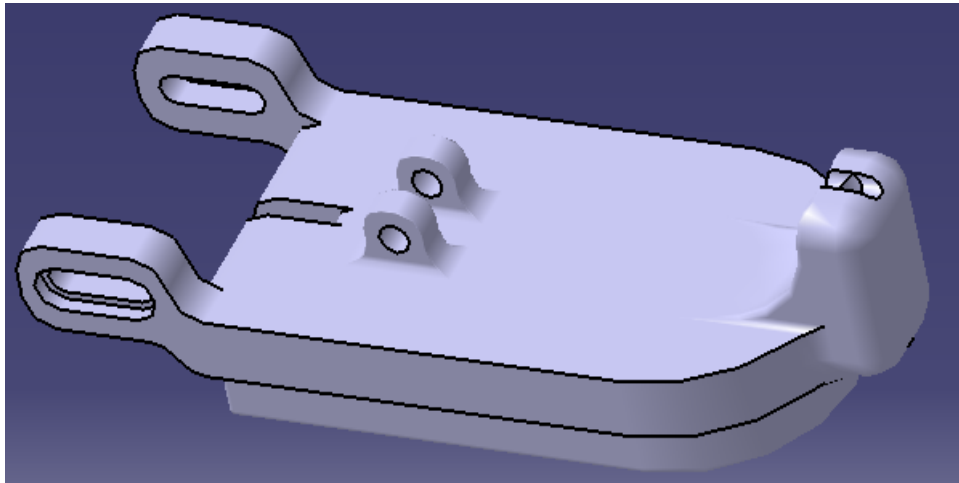


Figura 58: Eslabón donde se aplica la fuerza

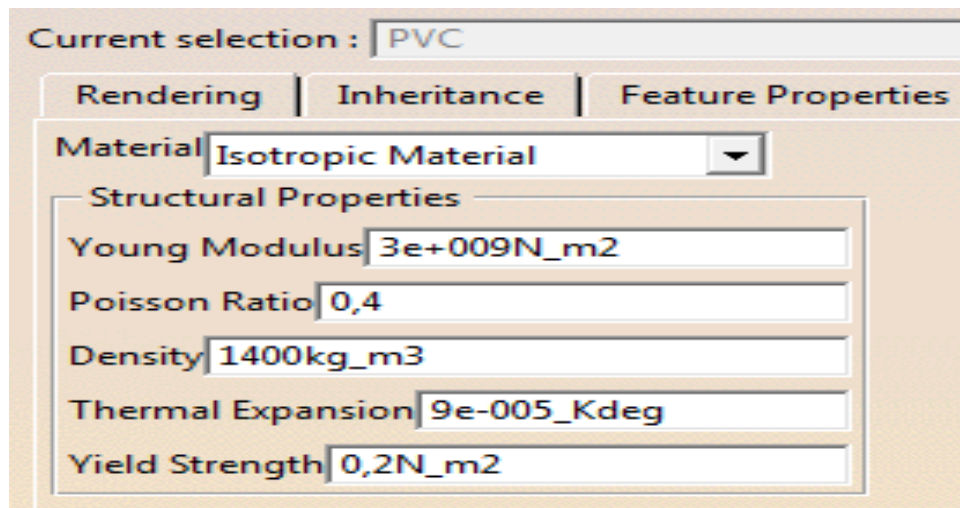


Figura 59: Propiedades del PVC

Adicional a los datos anteriores, se toma el esfuerzo de fluencia del material y el desplazamiento de rotura, los cuales para el material, son 55Mpa y 20% respectivamente. Con el complemento de todos los datos se realiza el análisis por elementos finitos, arrojando los siguientes resultados:

### 9.3.1 Análisis de desplazamiento en material PVC.

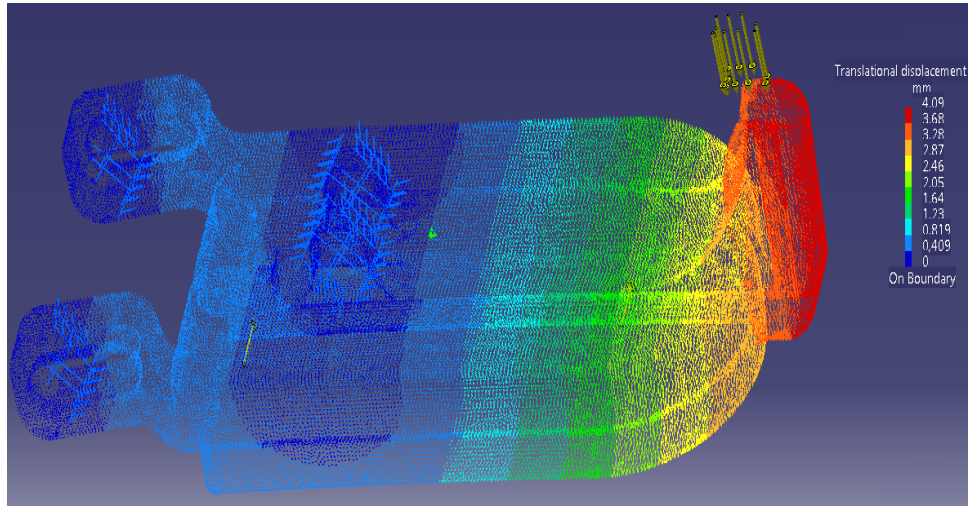


Figura 60: Desplazamiento de la pieza en PVC

En la figura anterior se puede observar que la pieza, la cual tiene una longitud de 4 mm, solo debería tener un desplazamiento máximo permitido de 0.8 mm, para el material seleccionado. Pero el análisis arroja que esta tiene un desplazamiento de 4.09 mm, rompiéndose en los puntos rojos.

#### 9.3.1.1 Análisis de esfuerzo en material PVC.

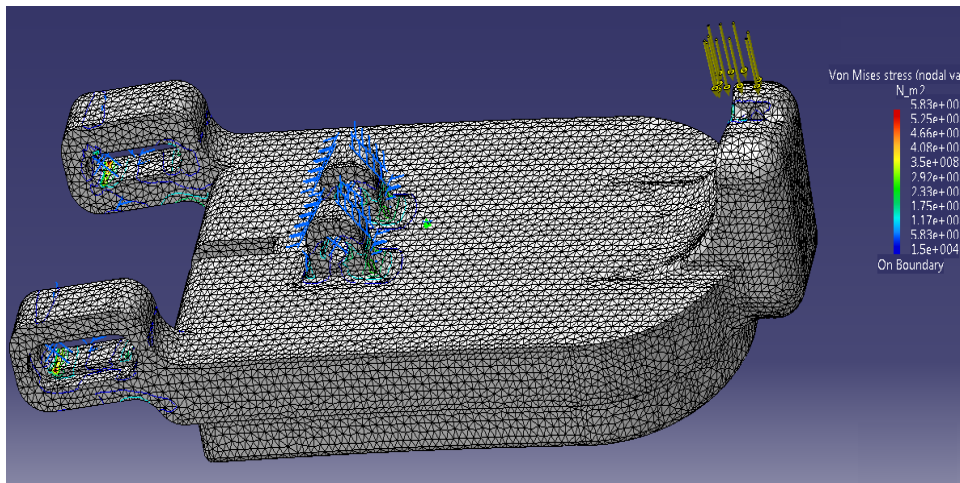


Figura 61: Esfuerzo de la pieza en PVC

En el análisis de la gráfica anterior, se puede observar que existen puntos donde se tienen valores máximos de  $5.83 \times 10^8$  Pa, ó 583 MPa; siendo este un valor mayor al punto de influencia determinado para el material.

Estos datos concluyen que si la pieza estuviera construida con un material de PVC y debiera soportar los esfuerzos determinados, entonces su capacidad de resistencia durante el funcionamiento sería mínimo; por lo tanto el resto de eslabones no se pueden construir con dicho material.

### 9.3.1.2 Análisis de deformación en material PVC.

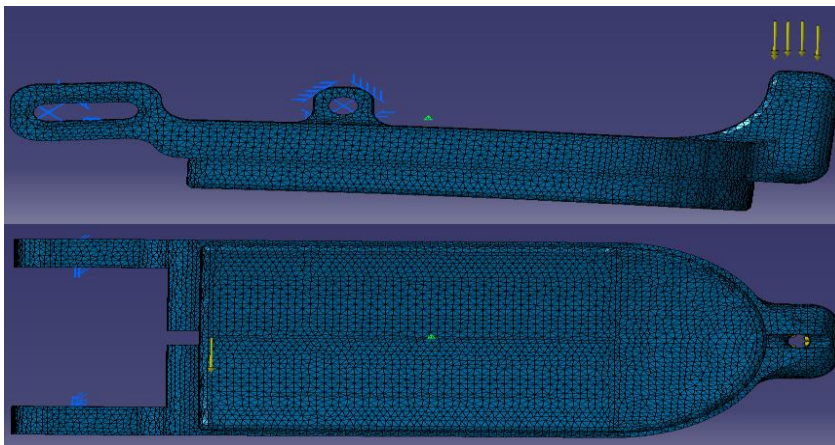


Figura 62: Deformación de la pieza en PVC

Como una ultima etapa del análisis de elementos finitos para la construcción del prototipo en material de PVC, se muestra en la figura anterior que tanto se puede deformar la pieza con forme se aplican las fuerzas inicialmente designadas, observándose una deformación critica sobre el eslabón.

**9.3.2 Análisis de elementos finitos en Aluminio.** El segundo análisis al igual que el anterior, se realiza sobre el mismo eslabón, simulando su fabricación con aluminio, debido a que este es otro tipo de material de bajo costo, fácil adquisición y buen nivel de resistencia. Encontrando que las propiedades del material son las siguientes:

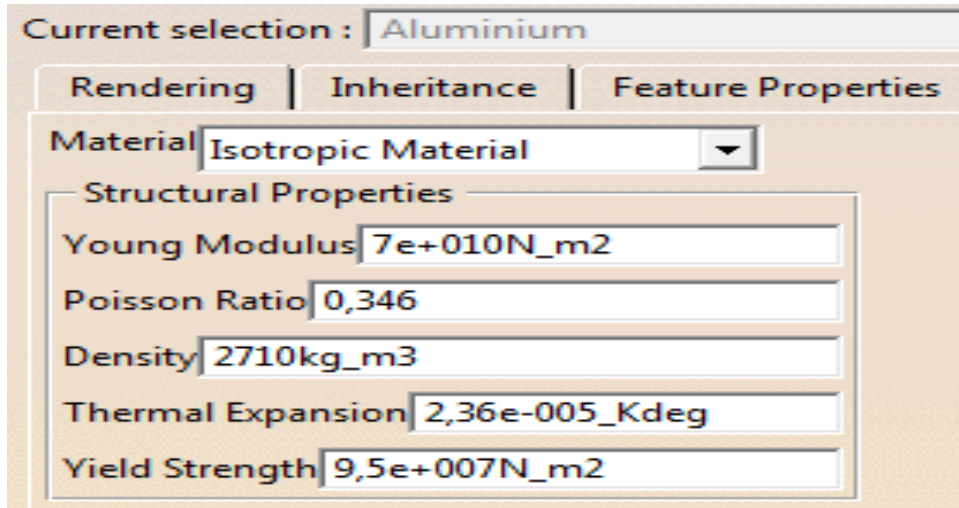


Figura 63: Propiedades del Aluminio

Así mismo se determina que el esfuerzo de fluencia del material comercial es de 125 MPa y su desplazamiento a la rotura es del 25%. Al llevar estos datos al análisis fem se obtienen los siguientes resultados:

### 9.3.2.1 Análisis de desplazamiento en Aluminio.

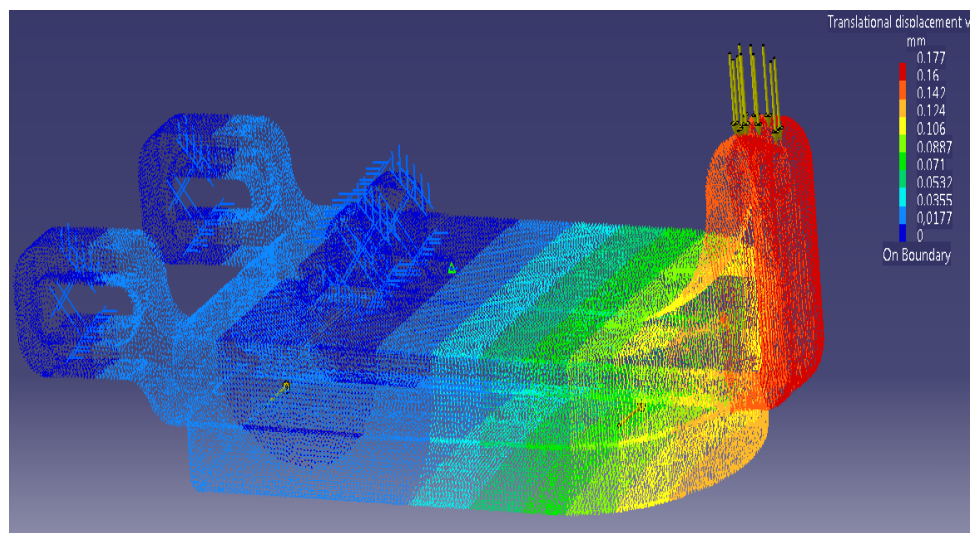


Figura 64: Desplazamiento de la pieza en Aluminio

La pieza mostrada en la figura anterior, tiene una longitud de 4 mm con un desplazamiento máximo permitido de 1 mm. El análisis muestra un desplazamiento de 0.177 mm, demostrando que el material soporta su desplazamiento.

### 9.3.2.2 Análisis de Esfuerzo en Aluminio.

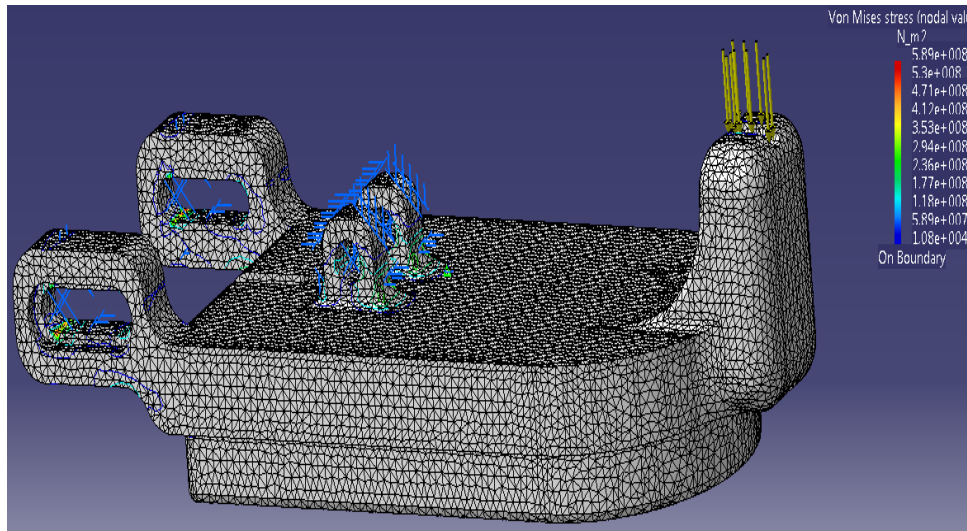


Figura 65: Esfuerzo de la pieza en Aluminio

Para este análisis se puede observar que hay puntos con valores máximos de  $5.89 \times 10^8$  Pa ó 589 MPa, el cual es un valor mayor a su punto de fluencia, por lo tanto la pieza no podrá resistir los esfuerzos aplicados con este material.

### 9.3.2.3 Análisis de Deformación en Aluminio.

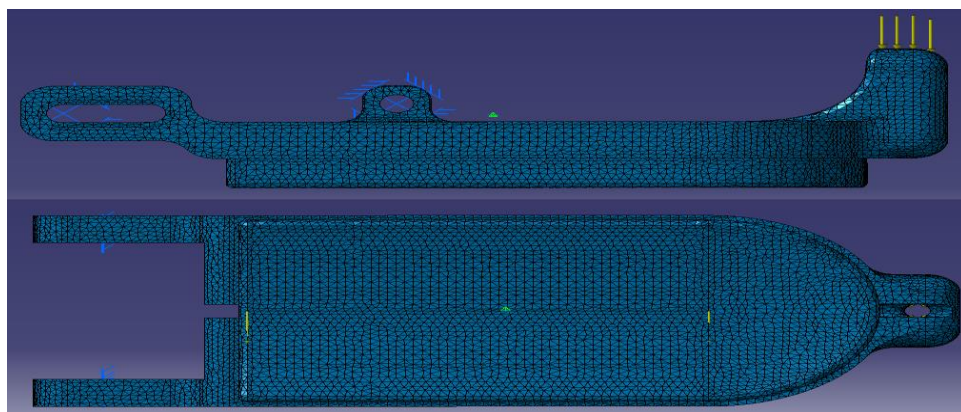


Figura 66. Deformación de la pieza en Aluminio

El análisis de deformación, muestra que este material posee mayor resistencia que el PVC y la deformación en el material no será crítica.

**9.3.3 Análisis de elementos finitos en duraluminio.** A continuación se procede a realizar el mismo análisis con Duraluminio (AW7075) al mismo eslabón ya mostrado. Teniendo en la siguiente figura las propiedades del material:

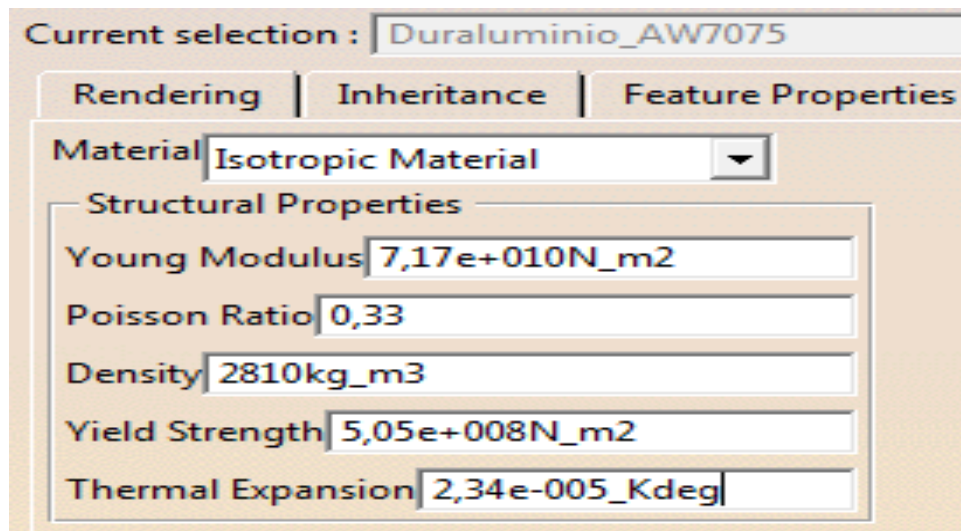


Figura 67: Propiedades del Duraluminio (AW7075)

El esfuerzo de fluencia para el material es de 480 MPa y con un desplazamiento a la rotura del 7%. Al realizar el análisis fem, se obtienen los siguientes resultados:

#### 9.3.3.1 Análisis de desplazamiento en duraluminio.

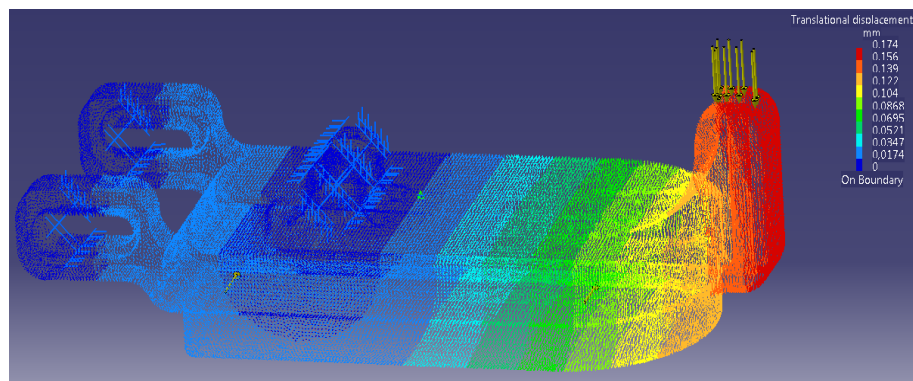


Figura 68: Desplazamiento de la pieza en Duraluminio (AW7075)

Se puede observar en la pieza que tiene una longitud de 4 mm y desplazamiento máximo permitido de 0.28 mm, que el análisis arroja un resultado de desplazamiento de 0.174 mm por lo tanto la pieza soporta el desplazamiento con este material.

### 9.3.3.2 Análisis de Esfuerzo en duraluminio.

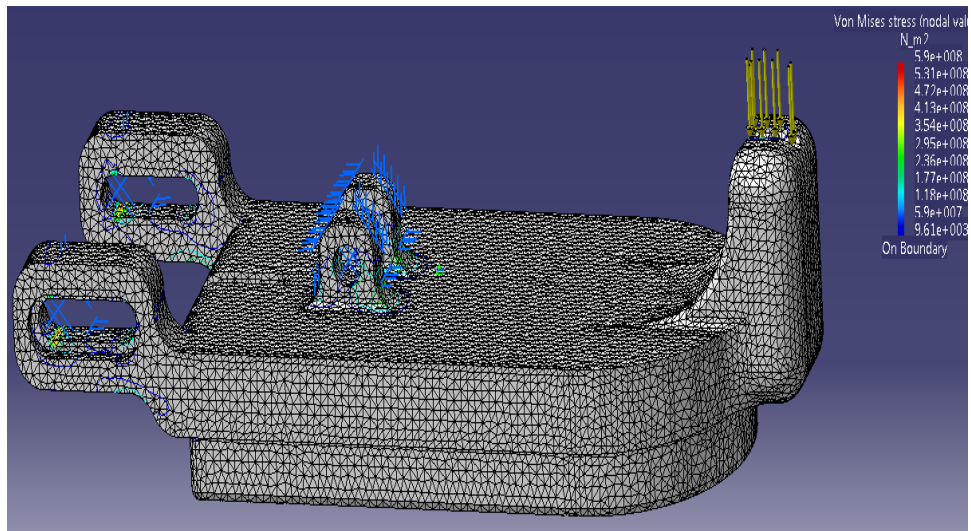


Figura 69: Esfuerzo de la pieza en Duraluminio (AW7075)

En este análisis, hay puntos con un valor máximo de  $5.9 \times 10^8$  Pa ó 590 MPa el cual es un valor mayor a su punto de fluencia, por lo tanto la pieza no resistiría con este material.

### 9.3.3.3 Análisis de deformación en duraluminio.

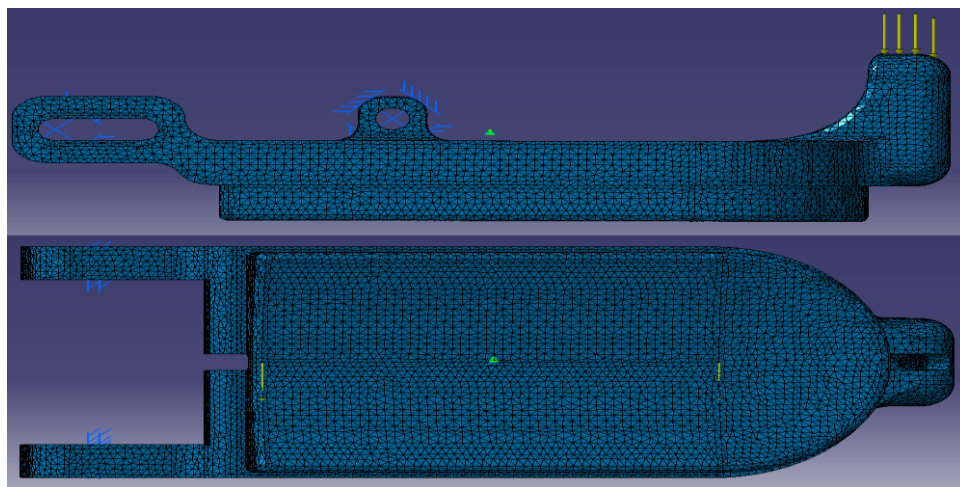


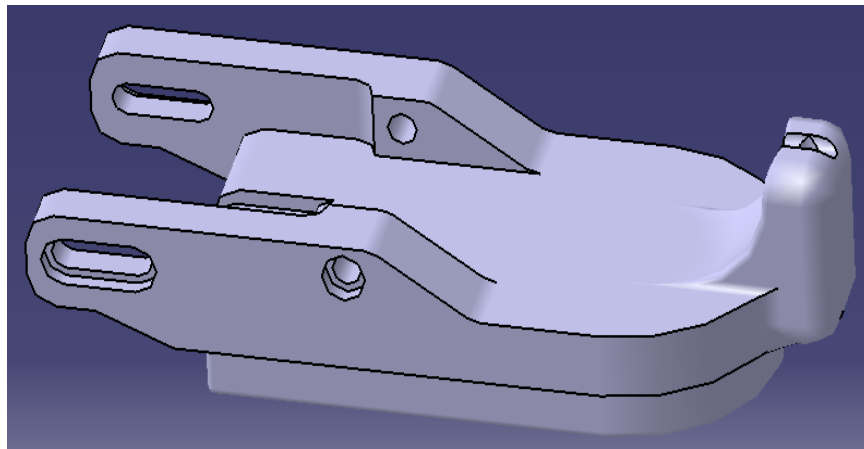
Figura 70: Deformación de la pieza en Dura-Aluminio (AW7075)

El nivel de deformación para la pieza analizada ante las presiones presentadas no es crítico, por lo tanto el material tiene un mayor nivel de resistencia.

#### **9.4 Análisis de elementos finitos en piezas reformadas**

Teniendo en cuenta los análisis realizados, se decide ajustar el diseño para mejorar el punto de ruptura; el cambio consiste en engrosar la región de ruptura para mejorar la distribución de esfuerzos.

Con el nuevo diseño de la pieza (*figura 71*), se procede a realizar el análisis de elementos finitos con aluminio y duraluminio, ya que se observó como estos soportan los desplazamientos debidos a la carga.



*Figura 71: Nueva pieza donde se aplica la fuerza*

#### **9.4.1 Análisis de elementos finitos en la pieza reformada con el Aluminio.**

##### *9.4.1.1 Análisis de desplazamiento en Aluminio.*

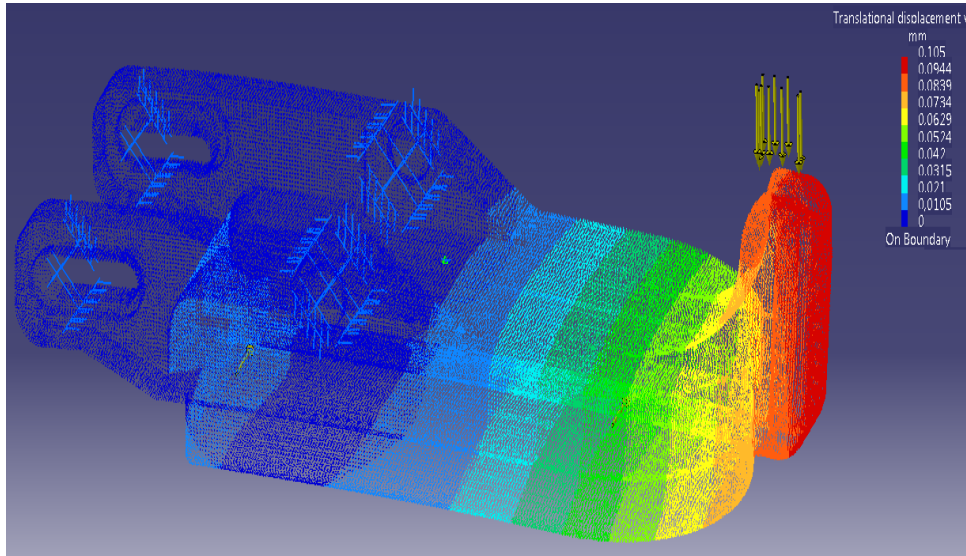


Figura 72: Desplazamiento de la nueva pieza en Aluminio

Se observa que la pieza con una longitud de 4 mm y desplazamiento máximo permitido de 0.28 mm, arroja en el análisis un desplazamiento de 0.105 mm por lo tanto el nuevo eslabón soporta mejor el desplazamiento con este material.

#### 9.4.1.2 Análisis de Esfuerzo en Aluminio

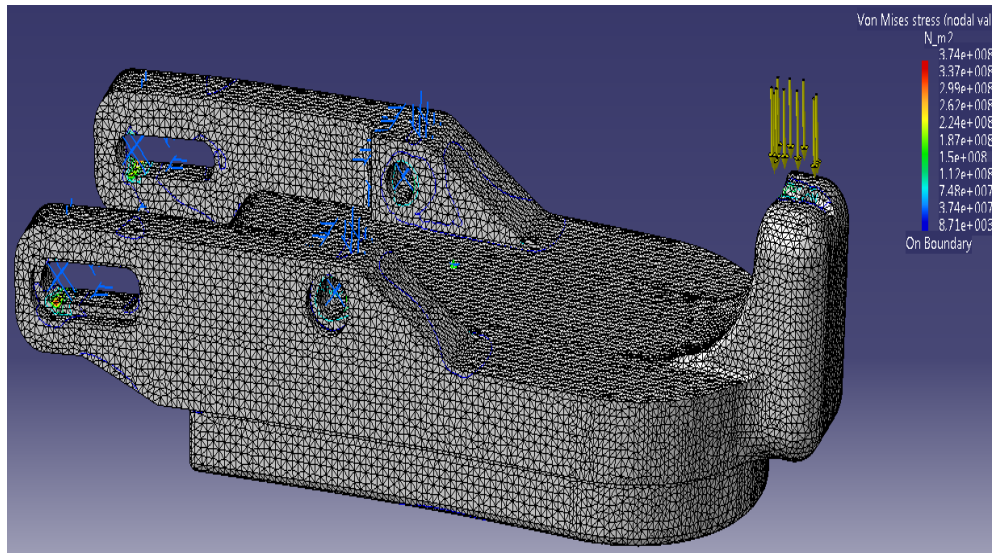


Figura 73: Esfuerzo de la nueva pieza en Aluminio

En este último análisis se encuentran puntos con un valor máximo de  $3.74 \times 10^8$  Pa, lo que es 374 MPa, el cual es un valor mayor a su punto de fluencia y aunque se realizó mejoras para reducir el esfuerzo, como se muestra en el análisis, la nueva pieza no resistirá con este material.

#### 9.4.1.3 Análisis de deformación en Aluminio.

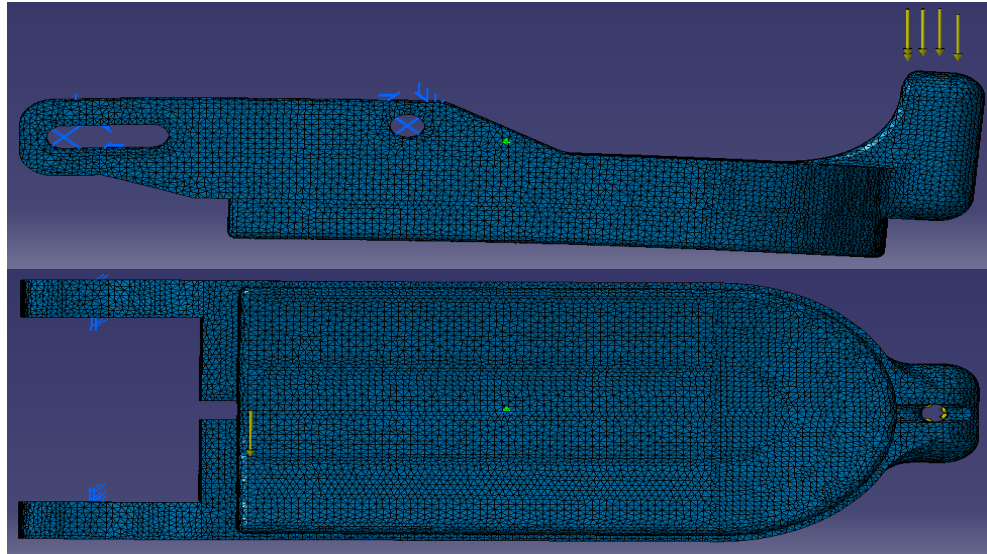


Figura 74: Deformación de la nueva pieza en Aluminio

Aún así la deformación presentada ante las presiones no resulta ser crítica, demostrando la resistencia del material frente a los otros elementos.

**9.4.2 Análisis de elementos finitos en la pieza reformada con el Duraluminio.** A continuación se realiza el mismo análisis de elemento finitos, con el material de duraluminio.

#### 9.4.2.1 Análisis de desplazamiento con Duraluminio.

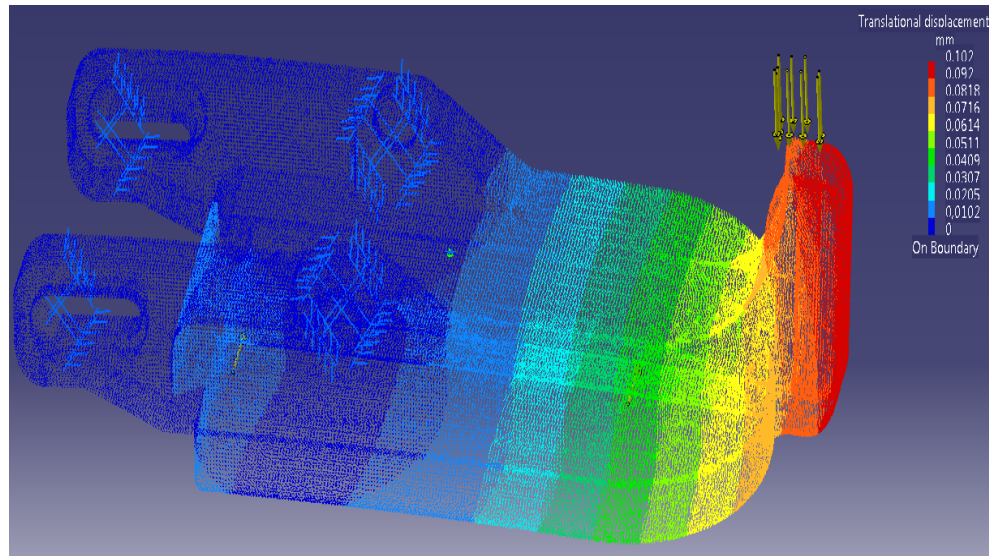


Figura 75: Desplazamiento de la nueva pieza en Duraluminio

La pieza que tiene una longitud de 4 mm y desplazamiento máximo permitido de 0.28 mm, arroja en el análisis un desplazamiento de 0.102 mm, concluyendo que la pieza soportaría el desplazamiento con este material.

#### 9.4.2.2 Análisis de Esfuerzo con Duraluminio.

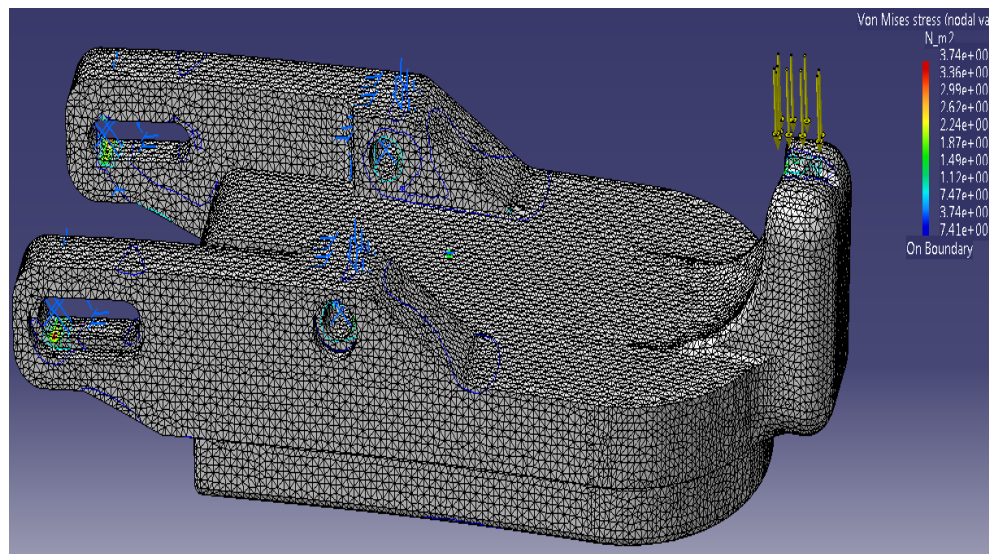


Figura 76: Esfuerzo de la nueva pieza en Duraluminio

Se puede observar que hay puntos de un valor máximo de  $3.74 \times 10^8 \text{Pa}$  ó 374 MPa el cual es un valor menor a su punto de fluencia, por lo tanto la nueva pieza resistirá con este material. Agregando que tendrá un factor de seguridad de 1.28.

#### 9.4.2.3 Análisis de deformación con duraluminio.

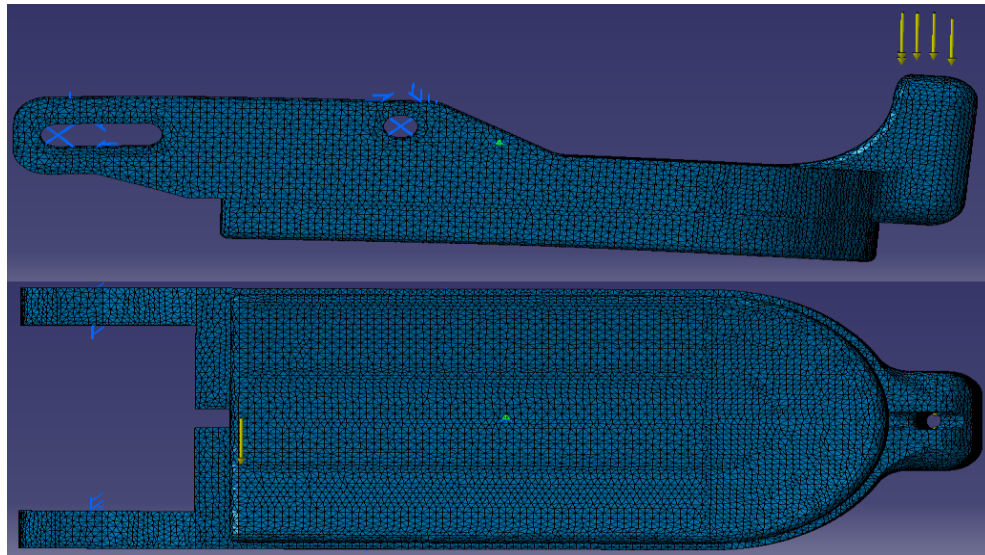


Figura 77: Deformación de la nueva pieza en Duraluminio

En conclusión se escoge el Duraluminio para su fabricación, debido a que sus propiedades física permiten soportar una mano durante el funcionamiento del dispositivo.

### 9.5 Análisis FEM sobre cada uno de los eslabonamientos del exoesqueleto

Los análisis que se presentaron en el apartado anterior, tan solo ayudan a realizar una selección del material con el cual se debe construir el prototipo diseñado. Estos se complementan con un estudio, aplicando la misma técnica FEM; los cuales muestran la influencia de todas las fuerzas aplicadas sobre el exoesqueleto y si cada uno de los eslabones creados en un material de duraluminio tiene la capacidad de sopórtalos.

Para realizar correctamente los análisis FEM en cada eslabón, primero se debe hacer un estudio de cómo las fuerzas influyen sobre cada pieza, aplicándose sobre una sola falange del exoesqueleto (*figura 78*), ya que los análisis para las otras 4 falanges son similares.

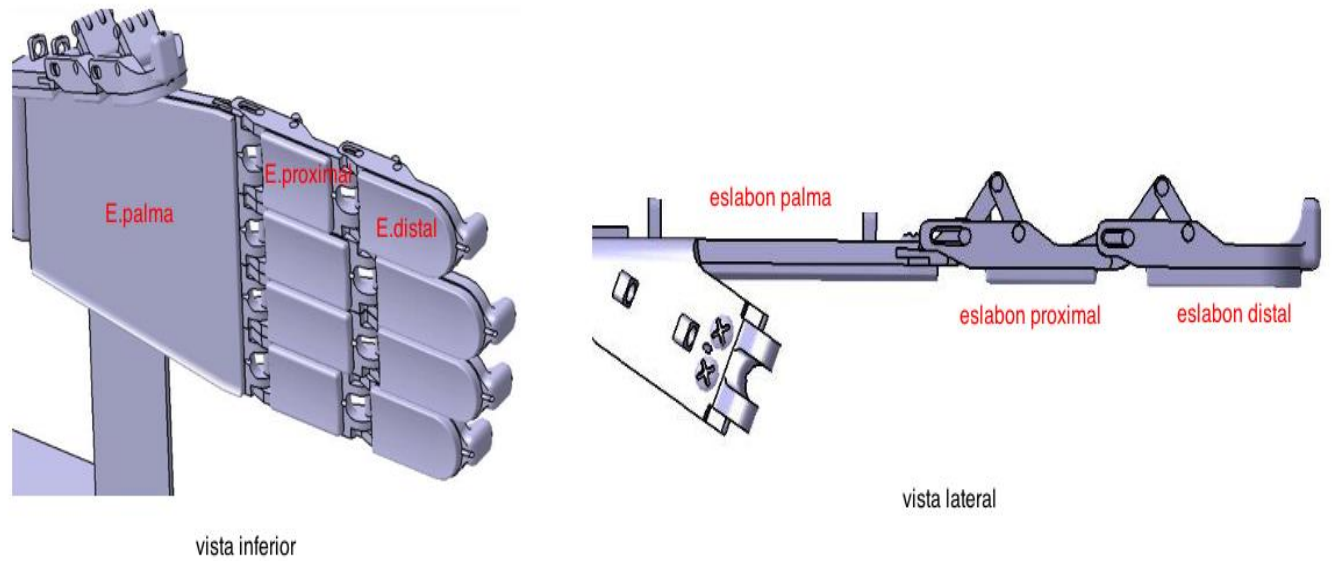


Figura 78. Vista lateral e inferior del exoesqueleto

**9.5.1 Análisis de distribución de fuerzas en los eslabones distales.** El siguiente análisis en el eslabón distal se realiza teniendo en cuenta que la pieza es simétrica y el efecto del peso del dedo en el elemento es pequeño con respecto a la fuerza aplicada, o sea se puede ignorar. La siguiente figura muestra un diagrama de cuerpo libre, sobre el cual se puede realizar el estudio requerido.

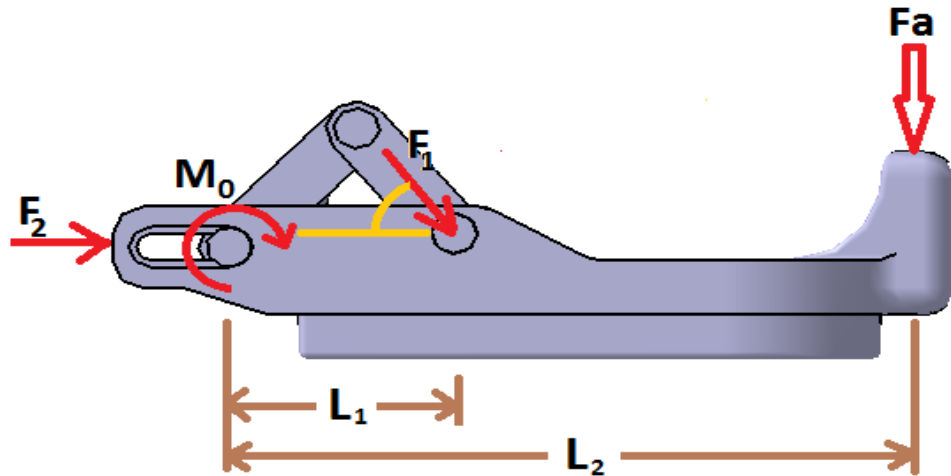


Figura 79: Diagrama de cuerpo libre 1

Acá se puede observar que  $F_a$ , representa la fuerza necesaria para mover la falange y el eslabón;  $F_1$ ,  $F_2$  y  $M_0$  son las reacciones que aparecen en los elementos al aplicar las fuerzas  $F_a$ , siendo de un valor desconocido. Determinando la ecuación del diagrama de cuerpo libre, tenemos que:

- Para determinar las fuerzas de reacción  $F_1$  y  $F_2$ , se utilizan las sumatorias de fuerzas entre el eje X e Y.

$$\begin{aligned} \sum F_x &= 0 \\ 2F_2 + 2F_1 \cos \theta &= 0 \quad \Rightarrow F_2 = -F_1 \cos \theta \\ \sum F_y &= 0 \\ -2F_1 \sin \theta - Fa &= 0 \quad \Rightarrow \quad 2F_1 \sin \theta = -Fa \quad \Rightarrow F_1 = \frac{-Fa}{2 \sin \theta} \end{aligned}$$

- Y que para hallar la sumatoria de momentos  $M_0$ , este se deben encontrar en la misma dirección del momento.

$$\begin{aligned} \sum M_0 &= \frac{M_0}{2} \\ L_1 * 2F_1 \sin \theta + L_2 * Fa &= \frac{M_0}{2} \Rightarrow M_0 = 4L_1F_1 \sin \theta + 2L_2Fa \\ \Rightarrow M_0 &= 2Fa(L_2 - L_1) \end{aligned}$$

Las ecuaciones anteriormente determinadas, se aplican en la siguiente tabla a todos los eslabones de las falanges del exoesqueleto diseñado, debido a que cada pieza tiene una dimensión diferente, las fuerzas y los momentos en estas cambian.

Tabla 17: Fuerzas aplicadas a las dimensiones

1ª Falange	L1(mm)	L2(mm)	θ(grados)	F1(N)	F2(N)	M0(N mm)
<b>Índice</b>	14.534	44.208	50.930	322.009	202.952	29674
<b>Medio</b>	14.562	48.662	51.254	320.542	200.618	34100
<b>Anular</b>	14.534	46.000	50.930	322.009	202.952	31466
<b>Meñique</b>	15.532	42.062	46.891	342.440	234.020	26530
<b>Pulgar</b>	15.033	28.782	48.934	331.586	217.828	13749

Igualmente, se debe realizar un análisis de fuerzas en el mecanismo de 4 barras, ubicado en el eslabón distal (figura 78). El diagrama de cuerpo libre se muestra en la figura 80.

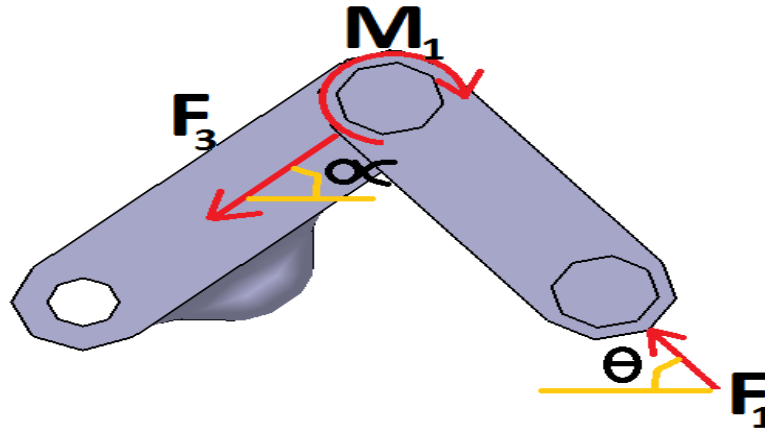


Figura 80: Diagrama de cuerpo libre 2

Analizando el elemento, en el diagrama de cuerpo libre tenemos las siguientes ecuaciones:

- Con la sumatoria de fuerzas en el eje X:

$$\sum F_x = 0$$

$$-F_3 \cos \alpha - F_1 \cos \theta = 0 \quad \Rightarrow F_3 = -F_1 \frac{\cos \theta}{\cos \alpha}$$

- Con la sumatoria de momentos en la misma dirección del momento:

$$\sum M_0 = M_1 = 0$$

En la siguiente tabla se aplican los mismos cálculos a los mecanismos de 4 barras de las otras falanges, exceptuando el momento ya que este arroja en su análisis un valor de cero para todos los casos:

Tabla 18: Componentes de fuerzas entre falanges

Componente entre Falanges	$\theta$ (grados)	$\alpha$ (grados)	$F_3$ (N)
Índice	50.930	46.913	297.101
Medio	51.254	46.397	290.894
Anular	50.930	46.913	297.101
Meñique	46.891	43.766	324.050
Pulgar	48.934	45.367	310.047

**9.5.2 Análisis de distribución de fuerzas en los eslabones proximales.** A continuación se realiza un análisis sobre el eslabón proximal, teniendo en cuenta que los valores de  $F_3$ ,  $F_2$  y  $M_0$ , provienen de los puntos anteriores; las fuerzas y los momentos restantes son el producto de la reacción de las primeras fuerzas. La siguiente figura muestra el diagrama de cuerpo libre sobre el eslabón.

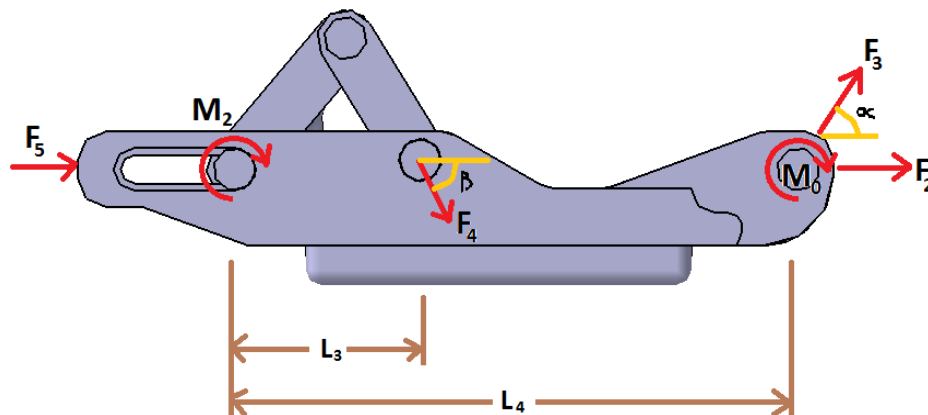


Figura 81: Diagrama de cuerpo libre 3

Realizando un análisis del diagrama anterior, tenemos que:

- Las sumatorias de las fuerzas en el eje X e Y son.

$$\sum F_y = 0$$

$$-2F_4 \sin \beta + 2F_3 \sin \alpha = 0 \Rightarrow F_4 = \frac{F_3 \sin \alpha}{\sin \beta}$$

$$\sum F_x = 0$$

$$2F_5 + 2F_4 \cos \beta + 2F_2 + F_3 \cos \alpha = 0 \Rightarrow F_5 = -F_4 \cos \beta - F_2 - \frac{F_3 \cos \alpha}{2}$$

- Hallamos la sumatoria de momentos en la misma dirección del momento.

$$\sum M_0 = \frac{M_0 + M_2}{2}$$

$$L_3 * 2F_4 \sin \beta + L_4 * 2F_3 \sin \alpha = \frac{M_0 + M_2}{2} \Rightarrow M_2 = 4L_3F_4 \sin \beta + 4L_4F_3 \sin \alpha - M_0$$

Estas ecuaciones al igual que en el apartado anterior, se aplican a todos los eslabones proximales de las cinco falanges del exoesqueleto, teniendo como resultado los siguientes:

Tabla 19: Componentes de fuerzas entre falanges (2)

2ª Falange	L <sub>3</sub> (mm)	L <sub>4</sub> (mm)	β(grados)	F <sub>4</sub> (N)	F <sub>5</sub> (N)	M <sub>2</sub> (N mm)
<b>Índice</b>	13.016	39.5	58.365	254.850	438.097	15905.3
<b>Medio</b>	13.016	45.5	58.365	247.411	430.695	15204.9
<b>Anular</b>	13.016	45.5	58.365	254.850	438.097	19320.8
<b>Meñique</b>	13.016	40.5	58.365	263.270	489.116	21452.5
<b>Pulgar</b>	14.514	32.0	52.420	278.405	496.532	27301.7

Ahora se analiza con un diagrama de cuerpo libre el mecanismo de 4 barras que afecta la falange proximal del exoesqueleto.

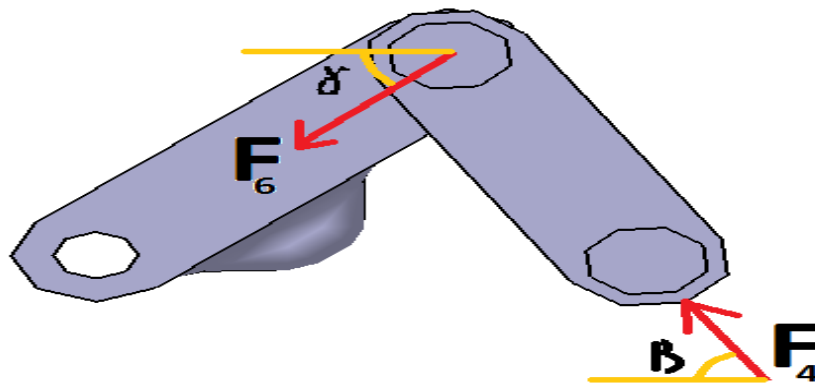


Figura 82:diagrama de cuerpo libre 4

El resultado del análisis del diagrama de cuerpo libre arroja:

- La Sumatorias de fuerzas en el eje X.

$$\sum F_x = 0$$

$$-F_4 \cos \beta - F_6 \cos \gamma = 0 \quad \Rightarrow F_6 = -F_4 \frac{\cos \beta}{\cos \gamma}$$

La aplicación de la anterior ecuación sobre todos los mecanismos de 4 barras de las falanges proximales, entregan los siguientes datos:

Tabla 20: Componentes de fuerzas entre falanges (3)

Componente entre Falange y conector	$\gamma$ (grados)	$F_6$ (N)
Índice	49.741	206.840
Medio	49.741	200.804
Anular	49.741	206.840
Meñique	49.741	213.676
Pulgar	45.564	242.519

**9.5.3 Análisis de distribución de fuerzas en el eslabón de la palma.** Para culminar el proceso de análisis de distribución de fuerzas, se realiza un diagrama de cuerpo libre sobre el eslabón conector de la palma, teniendo en cuenta que  $F_5$ ,  $F_6$ , Y  $M_2$  son los resultado determinados para los eslabones proximales y  $R_{Ax}$ ,  $R_{Ay}$ , y  $M_3$  son las reacciones que actúan sobre la palma de la exoesqueleto.

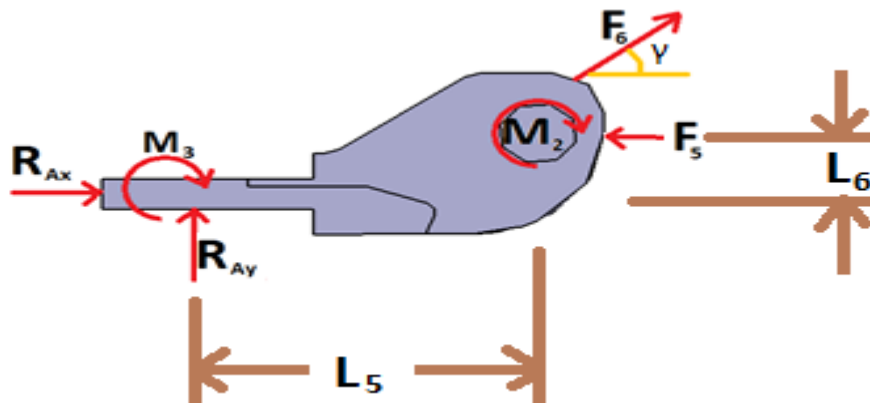


Figura 83: Diagrama de cuerpo libre 5

Las ecuaciones determinadas en el diagrama de cuerpo libre son:

- La Sumatorias de fuerzas en el eje X e Y  $\gamma$

$$\sum F_y = 0$$

$$R_{Ay} + F_6 \sin \gamma = 0 \Rightarrow R_{Ay} = -F_6 \sin \gamma$$

$$\sum F_x = 0$$

$$-F_5 + R_{Ax} + F_6 \cos \gamma = 0 \Rightarrow R_{Ax} = -F_6 \cos \gamma + F_5$$

- La sumatoria de momentos en la misma dirección del momento.

$$\sum M_0 = M_3 + \frac{M_2}{2}$$

$$L_5 * 2F_6 \sin \gamma + L_6 * 2F_6 \cos \gamma - L_6 * 2F_5 = M_3 + \frac{M_2}{2} \Rightarrow$$

$$M_3 = 2L_5F_6 \sin \gamma + 2L_6F_6 \cos \gamma - 2L_6F_5 - \frac{M_2}{2}$$

Ahora se aplican las ecuaciones determinadas, en los cinco eslabones de la palma del exoesqueleto.

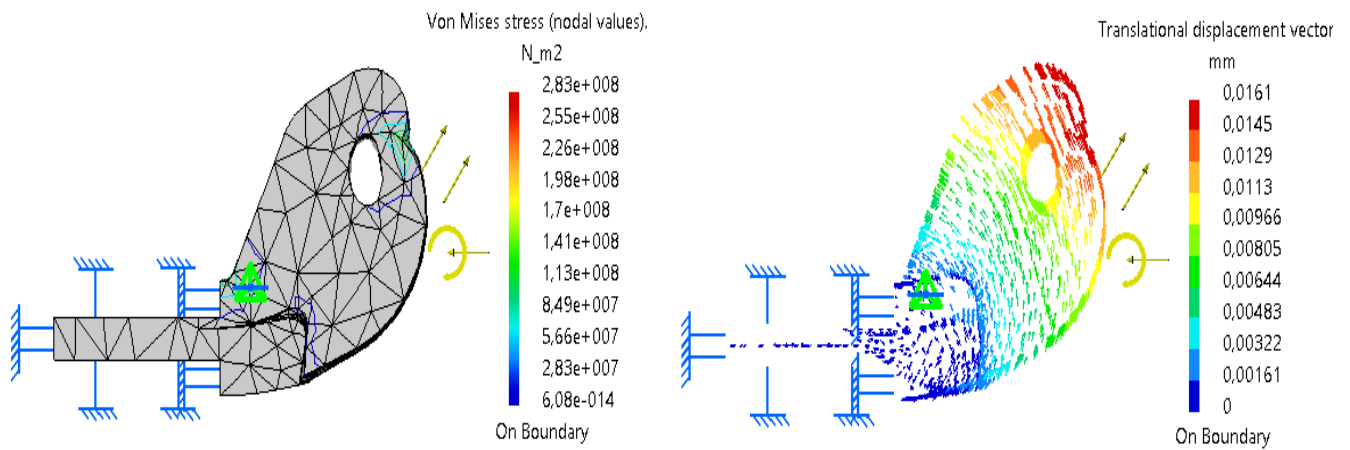
Tabla 21: Componentes de fuerzas entre falanges (4)

Conector	L <sub>5</sub> (mm)	L <sub>6</sub> (mm)	R <sub>Ax</sub> (N)	R <sub>Ay</sub> (N)	M <sub>3</sub> (N mm)
Índice	6.56	2.36	304.43	157.85	-7319.23
Medio	6.56	2.36	300.93	153.24	-7012.91
Anular	6.56	2.36	304.43	157.85	-9026.96
Meñique	6.56	2.36	351.03	163.06	-10244.42
Pulgar	3.02	1.21	326.74	173.17	-13398.69

Se puede observar en las tablas, que el conjunto que presenta mayores fuerzas de trabajo esta en el pulgar, por lo tanto se realiza un análisis de elementos finitos a esta falange, teniendo en cuenta que el esfuerzo de fluencia en el duraluminio es de 480 MPa y el desplazamiento máximo permitido es de 0.280mm. Igualmente se puede ver un signo negativo en el momento, indicando que este va en sentido contrario al elegido.

**9.5.4 Análisis de elementos finitos sobre cada eslabonamiento designado.** Los siguientes análisis mostrados son el resultado de los estudios realizados en los anteriores apartados.

**9.5.4.1 Análisis FEM sobre el eslabón de la palma.**



*Figura 84: Análisis de elementos finitos en el eslabón de la palma*

En este análisis se observa que para ambos casos el esfuerzo máximo es de 283 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.0161 mm, siendo estos menores a los valores de restricción del material.

**9.5.4.2 Análisis FEM sobre el eslabón proximal.** Para el eslabón proximal de la falange, el análisis fem se realiza de la siguiente forma:

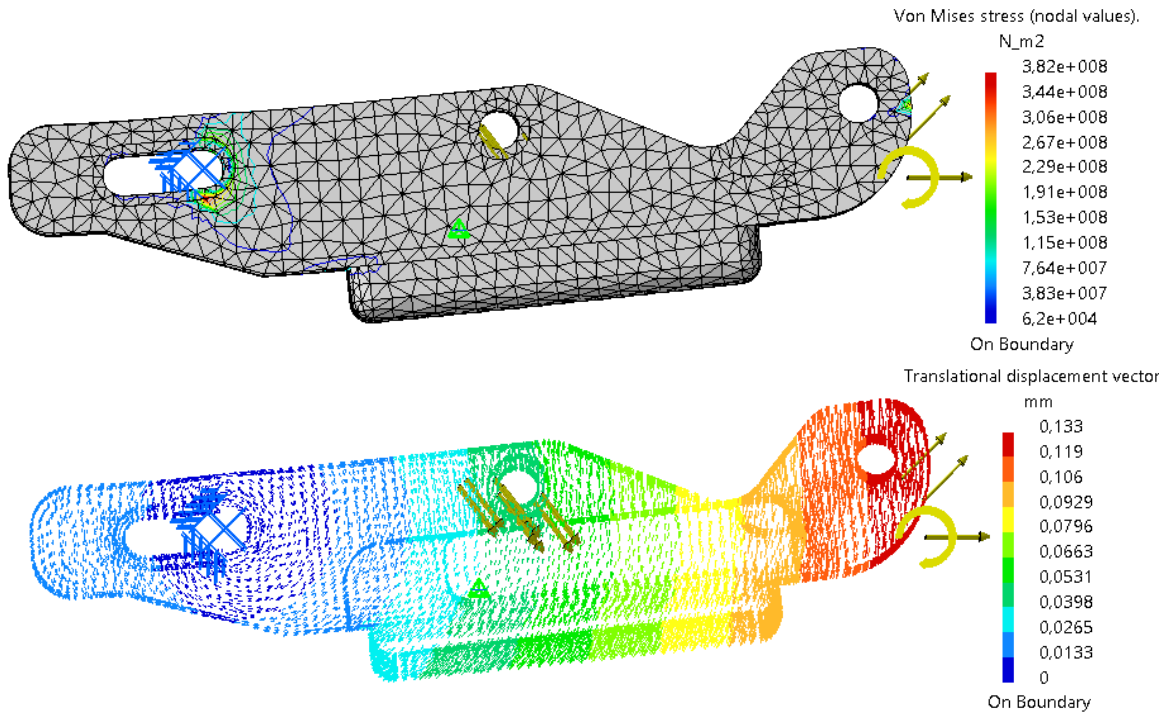
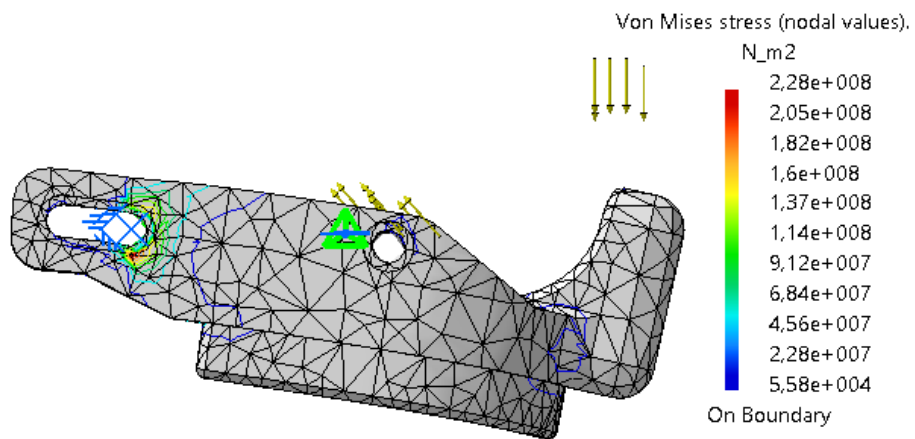


Figura 85: Análisis de elementos finitos eslabón proximal. Fuente autor

Teniendo como resultado un esfuerzo máximo es de 382 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.133 mm, los cuales son menores que los valores del material.

9.5.4.3 Análisis FEM sobre el eslabón distal. El eslabón correspondiente a la falange media y distal, en el análisis de elementos finitos dio el siguiente resultado:



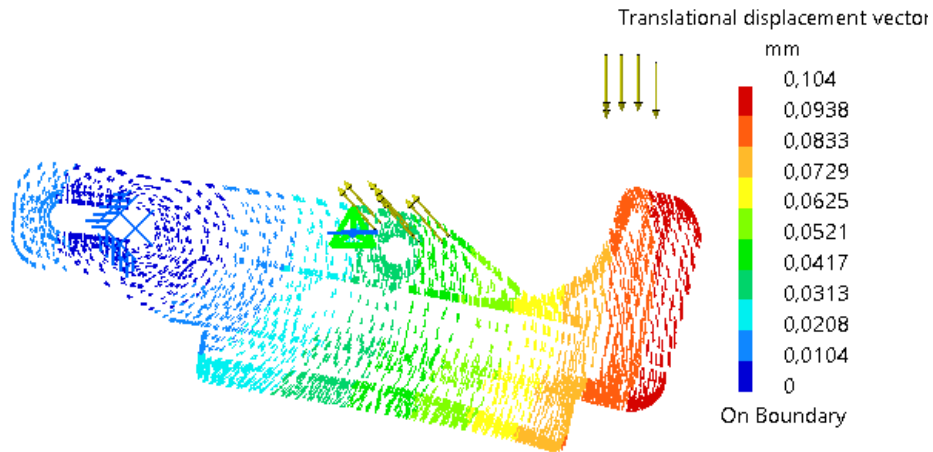
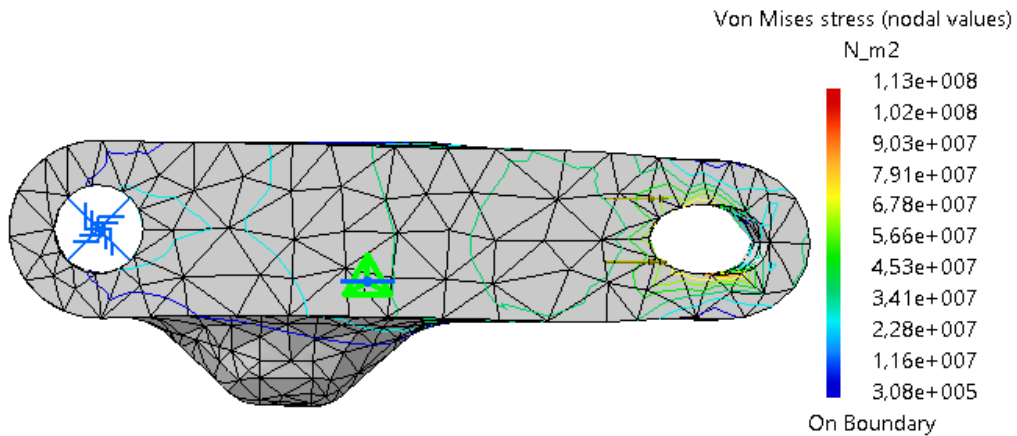


Figura 86: Análisis de elementos finitos eslabón medio y distal.

El esfuerzo máximo en este eslabón es de 228 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.104 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

9.5.4.4 Análisis FEM sobre el mecanismo de 4 barras proximal. En este análisis se revisa el comportamiento del primer eslabón del mecanismo 4 barras, como una identificación, este es el elemento que tiene una polea fija.



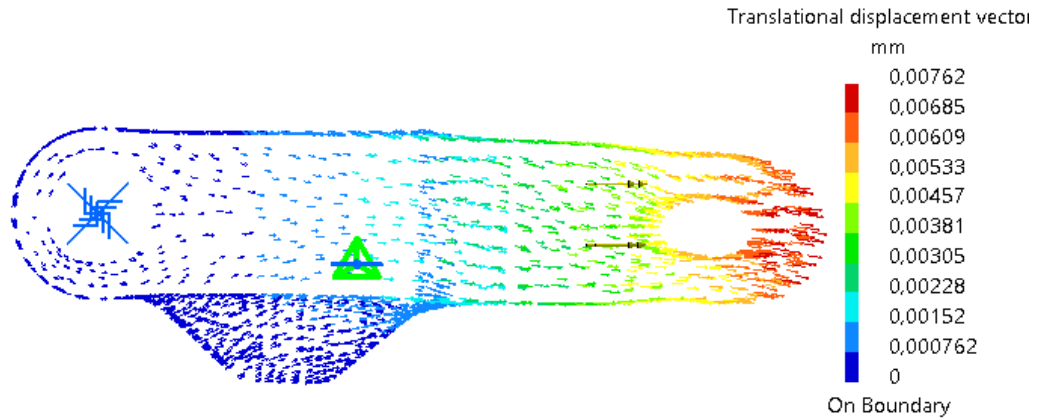
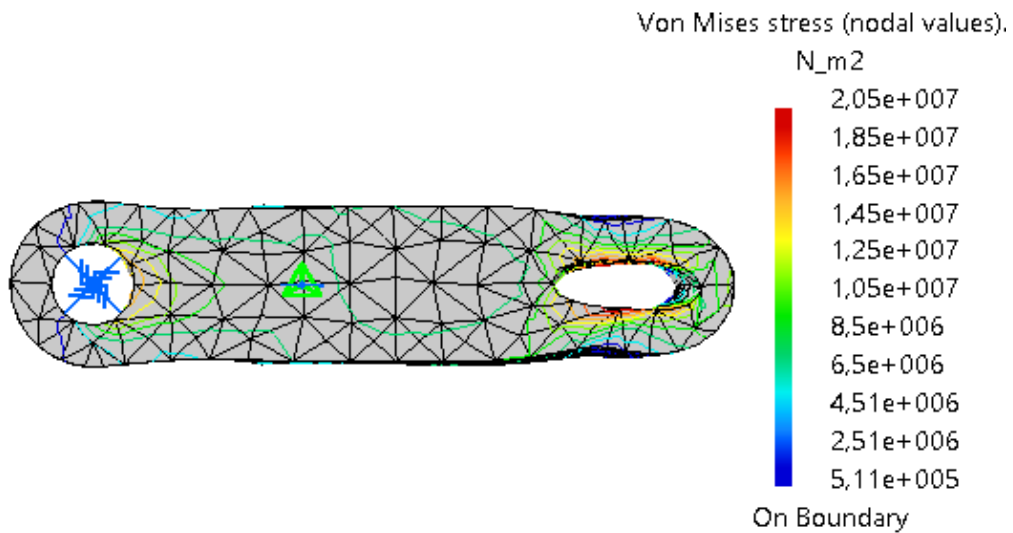


Figura 87: Análisis de elementos finitos sobre el primer conector del falange distal

El resultado del análisis de elementos finitos para el eslabón, arrojo un esfuerzo máximo de 113 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.00762 mm, los cuales son menores que los valores de restricción del material.

Ahora se realiza el mismo análisis sobre el segundo conector del mecanismo de 4 barras.



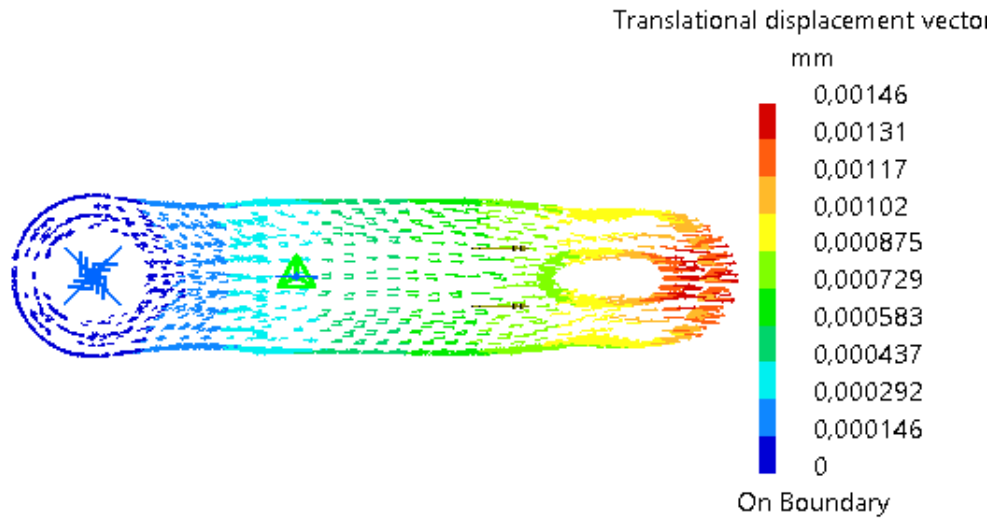


Figura 88: Análisis de elementos finitos sobre el segundo conector del falange distal

El esfuerzo máximo es de 20.5 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.00146 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

9.5.4.5 Análisis FEM sobre el mecanismo de 4 barras distal. A continuación se analiza el comportamiento del primer eslabón del mecanismo de 4 barras del componente distal.

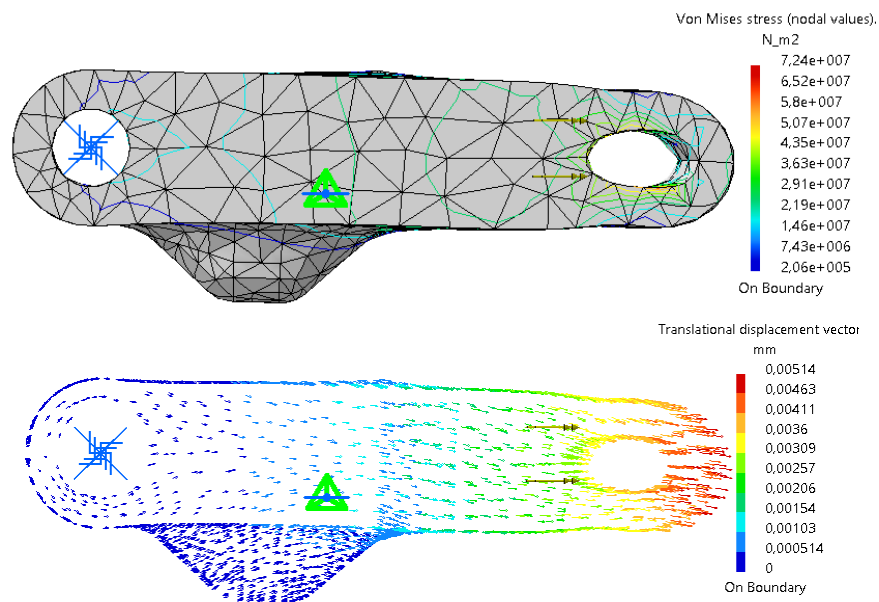


Figura 89: Análisis de elementos finitos sobre el primer conector del falange distal I

El esfuerzo máximo en esta pieza es de 72.4 MPa y el desplazamiento máximo es de 0.00514 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

Ahora se realiza el mismo análisis sobre el segundo conector del mecanismo de 4 barras del eslabón distal.

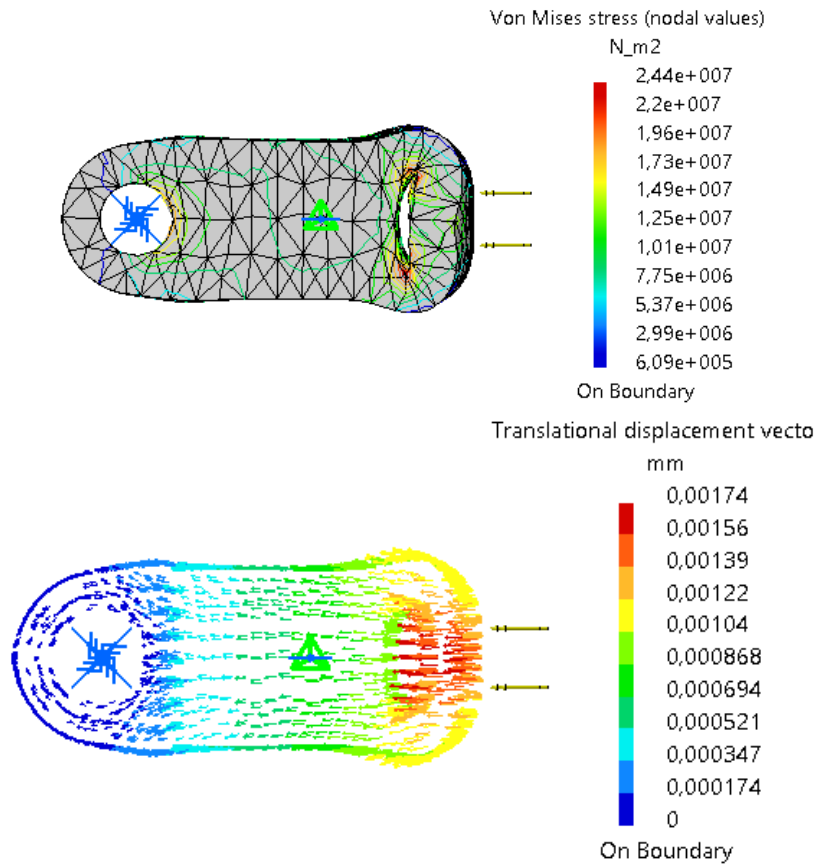


Figura 90: Análisis de elementos finitos sobre el segundo conector del falange distal 1

El esfuerzo máximo en estos eslabones es de 24.4 MPa y un desplazamiento de 0.00174 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

9.5.4.6 Análisis FEM sobre las uniones de las falanges. El análisis de elementos finitos realizado hasta este momento, estaría incompleto si no se determina el comportamiento de los pines que permiten la unión del mecanismos.

La primera unión analizada es la que se encuentra entre el eslabón de la palma y el eslabón proximal, el resultado es el siguiente:

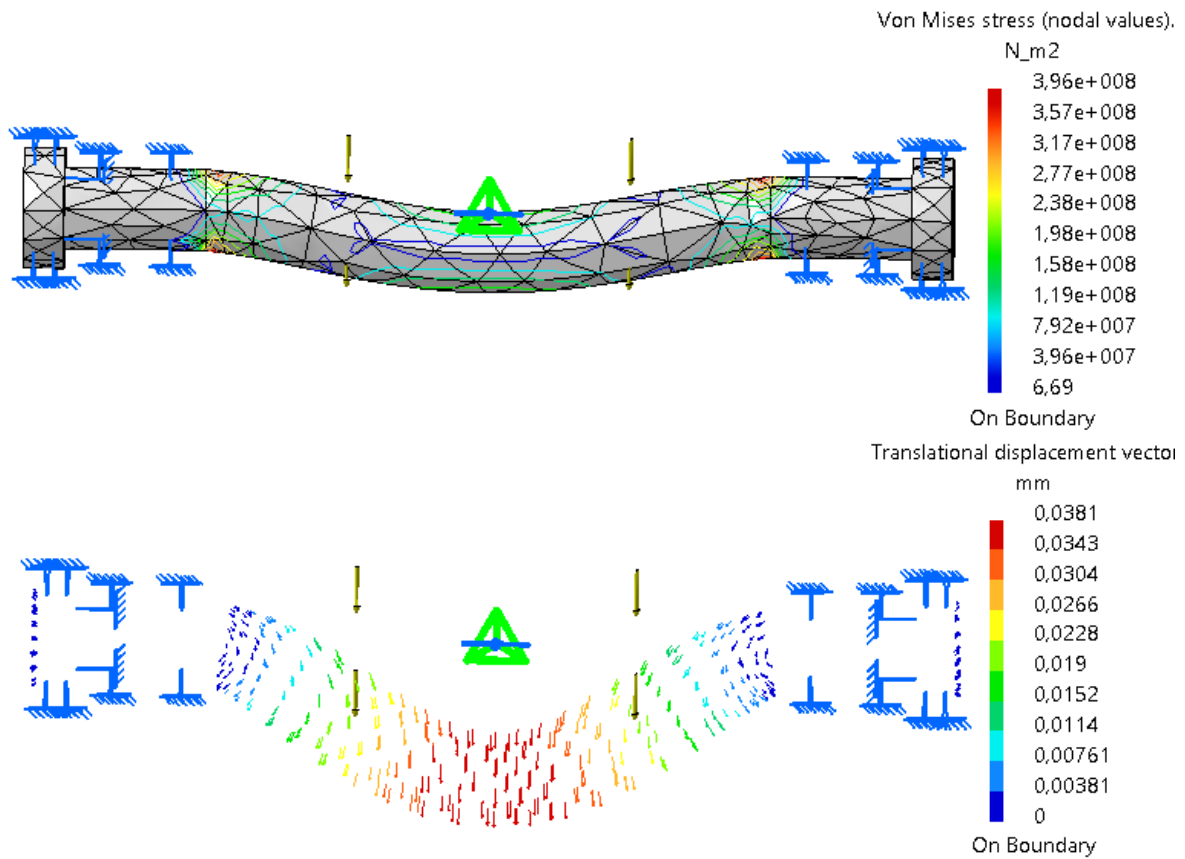


Figura 91: Análisis de elementos finitos sobre el primer pasador del exoesqueleto

El esfuerzo máximo es de 396 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.0381 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

La segunda unión analizada se encuentra en el mecanismo de 4 barras del eslabón proximal, teniendo el siguiente resultado.

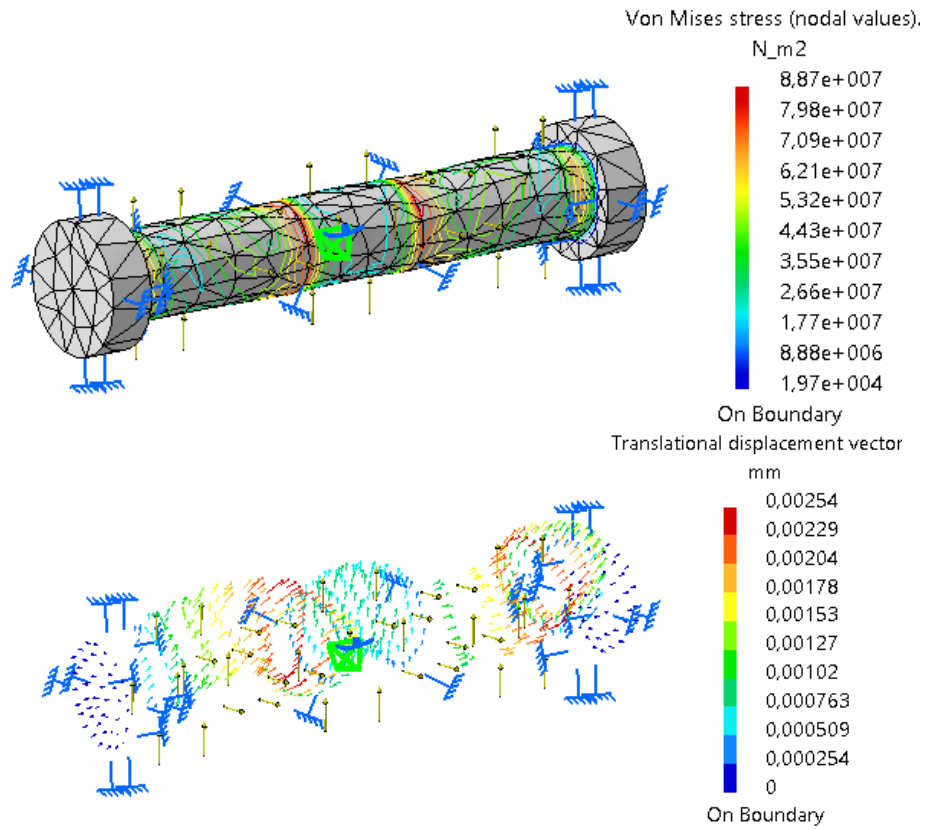
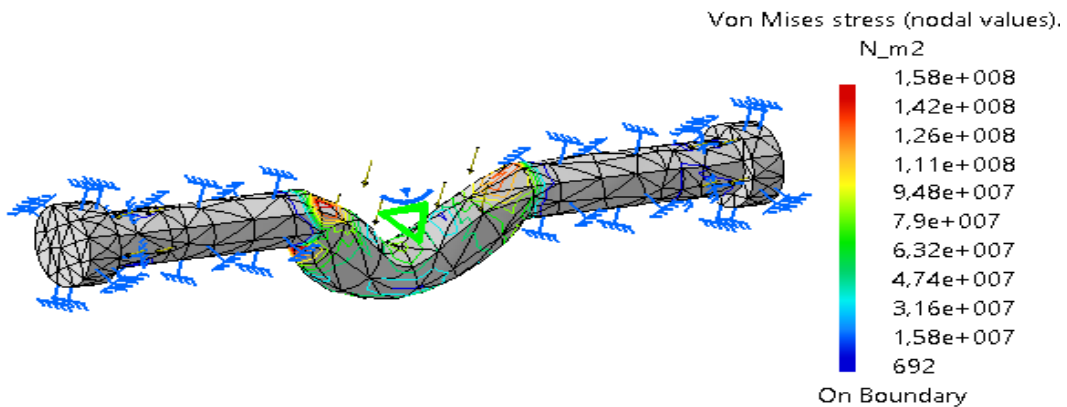


Figura 92: Análisis de elementos finitos sobre el segundo pasador del exoesqueleto

El esfuerzo máximo es de 88.7 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.00254 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

La tercera unión analizada se encuentra en el medio del eslabón proximal, teniendo el siguiente resultado.



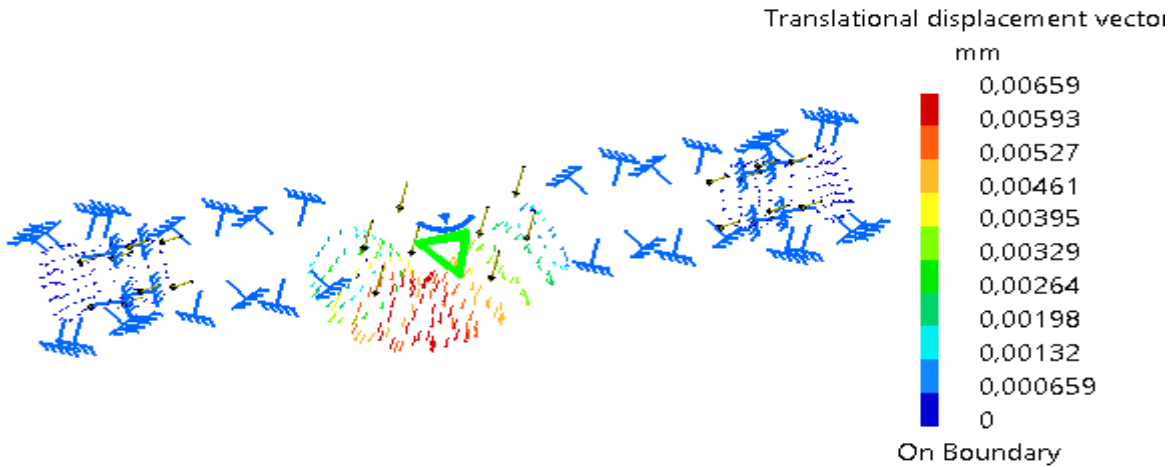


Figura 93: Análisis de elementos finitos sobre el tercer pasador del exoesqueleto

El esfuerzo máximo es de 158 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.00659 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

La cuarta unión analizada se encuentra entre los eslabones proximal y distal, teniendo los siguientes resultados.

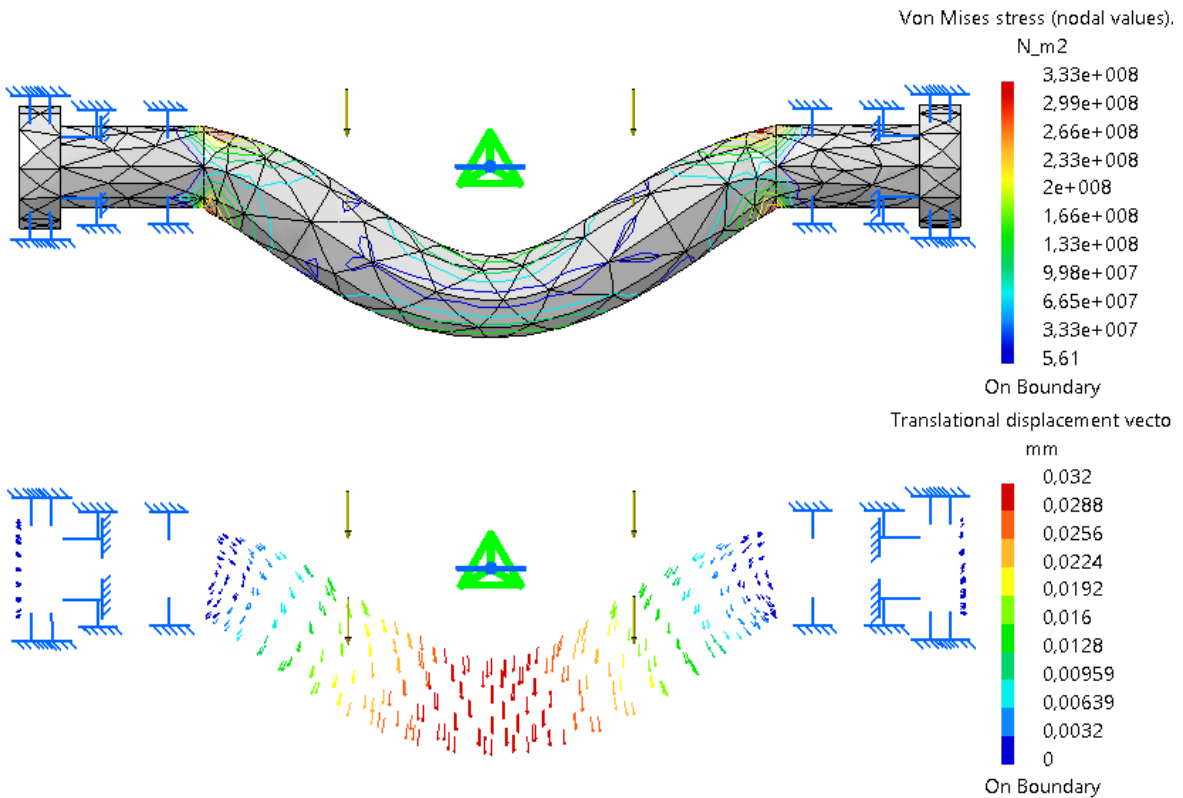


Figura 94: Análisis de elementos finitos sobre el cuarto pasador del exoesqueleto

El esfuerzo máximo es de 333 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.032 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

La Quinta unión analizada se encuentra en el mecanismo 4 barras del eslabón distal, teniendo el siguiente resultado.

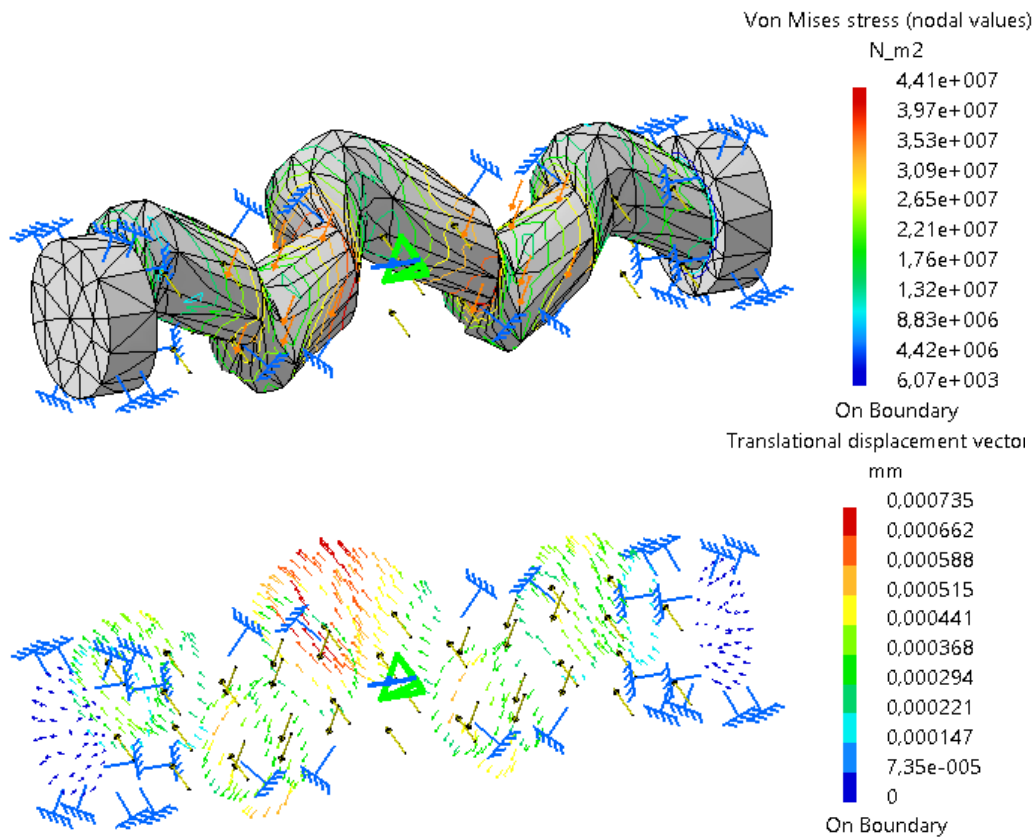


Figura 95: Análisis de elementos finitos sobre el quinto pasador del exoesqueleto

El esfuerzo máximo es de 44.1 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.000735 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

La sexta unión analizada se encuentra en el medio del eslabón distal, teniendo el siguiente resultado.

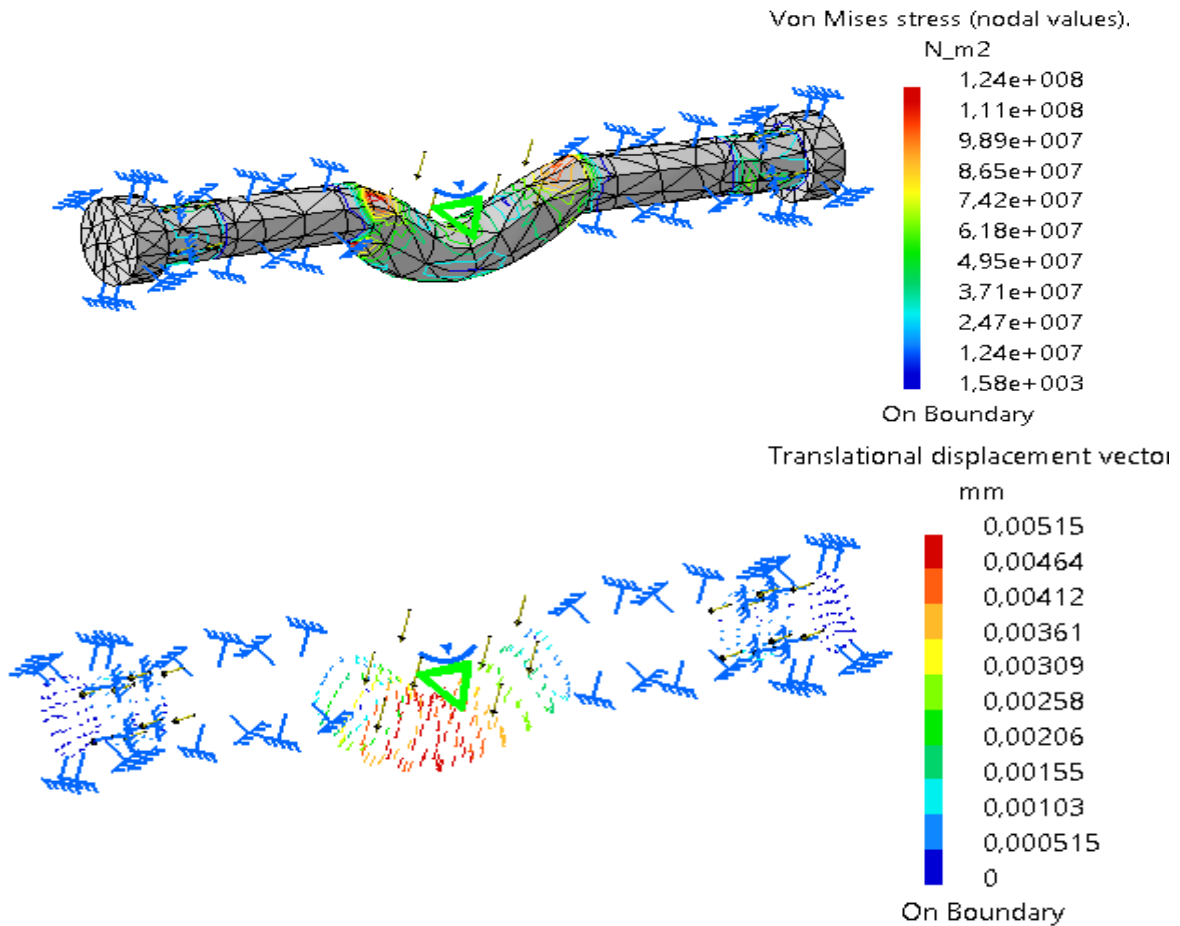


Figura 96: Análisis de elementos finitos sobre el sexto pasador del exoesqueleto

El esfuerzo máximo es de 124 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.00515 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

9.5.4.7 Análisis FEM sobre el eslabón palma. Para culminar análisis del comportamiento de las fuerzas en los eslabones que componen el exoesqueleto, se procede a analizar el eslabón de la palma. El resultado se presenta a continuación.

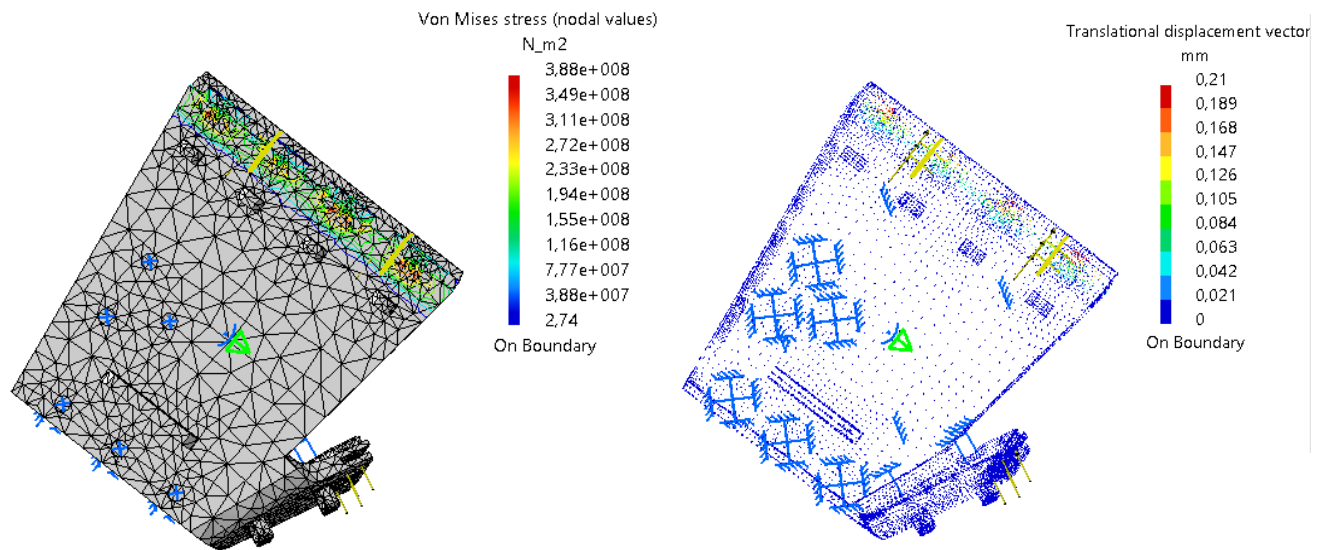


Figura 97: Análisis de elementos finitos sobre la base del exoesqueleto

El esfuerzo máximo es de 388 MPa, con un desplazamiento máximo de 0.21 mm, los cuales son menores que los valores límite del material.

## 9.6 Análisis cinemático

En este análisis se muestra matemáticamente la trayectoria del movimiento de cada uno de las falanges del dispositivo diseñado. Para comenzar este proceso, primero se reconoce que las articulaciones son cilíndricas y rotacionales, encontrándose definidas por el diseño plasmado en las etapas anteriores; luego se enumeran los eslabones del sistema de un solo dedo para determinar los grados de libertad, a través del método de Grübler - Kutzbach y con estos datos se ubican los ejes en las matrices de Denavit – Hartenbert, las cuales indican el movimiento realizado por el dispositivo.

**9.6.1 Determinación de los grados de libertad del exoesqueleto.** A continuación se enumeran en el mecanismo diseñado la cantidad de eslabones y la cantidad de uniones tanto de un grado de libertad como de dos grados de libertad.

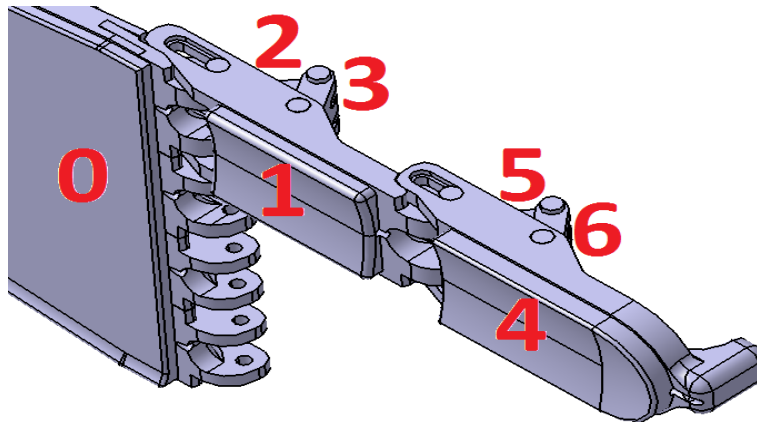


Figura 98 : Numeración de los eslabones.

Con esta cantidad definida entre eslabones y uniones, se aplican los datos a la ecuación de Grübler:

- Cantidad de eslabones ( $n$ ) = 7.
- Cantidad de uniones de 1GDL ( $j_1$ ) = 6.
- Cantidad de uniones de 2 GDL ( $j_2$ ) = 2.

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad (\text{ecuación de gruber})$$

$$m = 3(7 - 1) - 2(6) - 2 = 18 - 12 - 2 = 4 \text{ GDL}$$

Con el resultado de esta ecuación se determinó que el mecanismo en cada una de sus falanges tiene 4 grados libertad.

**9.6.2 Especificación de los ejes de rotación.** Otra condición para aplicar el análisis de Denavit – Hartenbert, es ubicar en cada una de las uniones entre eslabones, unos ejes imaginarios de referencia, ubicando el mecanismo en una posición inicial (*figura 99*).

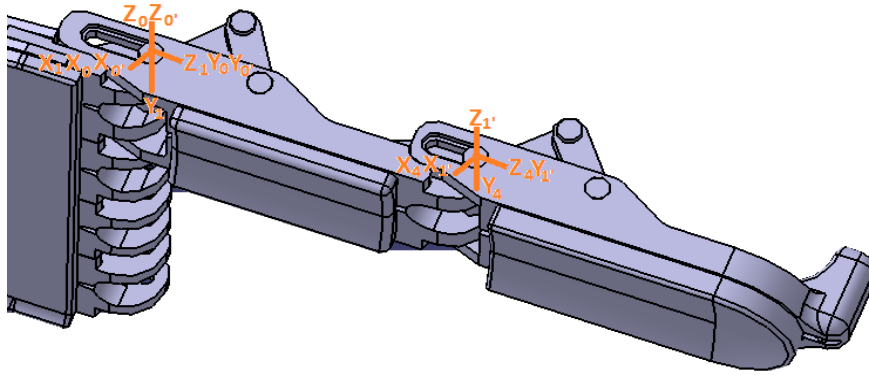


Figura 99 . Identificación de ejes posición inicial

Después se encuentra la ubicación de estos mismos ejes teniendo el eslabonamiento en otra posición como una ayuda de referencia, esta se ubica a un ángulo de  $90^\circ$  entre el eslabón palma y el eslabón proximal y  $90^\circ$  entre el eslabón proximal y distal (figura 100).

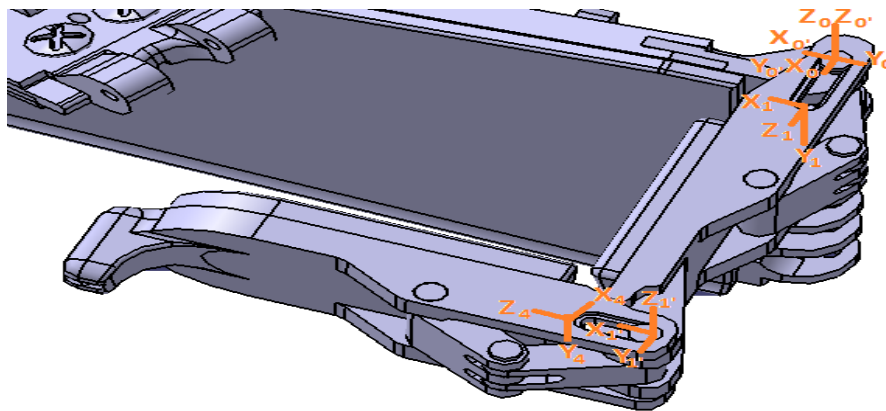


Figura 100 : Identificación de ejes en el mecanismo posición final.

La descripción de cada uno de los ejes, se realiza de la siguiente manera:

- Se determinan los ejes x e y con la ley de la mano derecha.
- El ángulo  $\alpha_i$ , es el ángulo de rotación de los  $X_{i-1}$  hasta el eje x visto del  $Z_{i-1}$  anterior.
- El ángulo  $\theta_i$ , es el ángulo de rotación de los  $Z_{i-1}$  hasta el eje Z visto del  $X_{i-1}$  anterior.

- La  $d_i$  es la distancia a lo largo del eje  $Z_{i-1}$  (*separación de ejes*).
- La  $a_i$  es la distancia a lo largo del eje  $X_{i-1}$  (*separación de ejes z*)

**9.6.3 Parámetros Denavit – Hartenbert.** Para este análisis, se ubicó un eje  $0'$  y  $4'$  para realizar el giro de las articulaciones y simplificar los parámetros de transformación. El eje 5 es el mismo cuatro trasladado a la distancia de la punta del dedo. Con la posición de los ejes se determinan los parámetros de Denavit – Hartenbert, presentados a continuación.

Tabla 22: parámetros denavit - hartenbert

Articulación	$\alpha_i$	$a_i$	$\theta_i$	$d_i$
$0'$	$\alpha_{0'}$	0	0	0
1	0	$a_1$	90	0
$1'$	0	$L_2$	-90	0
$4'$	$\alpha_{4'}$	0	0	0
4	0	$a_4$	90	0
5	0	$L_5$	0	0

A partir de la matriz de Denavit - Hartenbert, dada por:

$${}^{i-1}\mathbf{A}_i = \left( \begin{array}{ccc|c} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right)$$

Se obtienen los parámetros entre ejes y ejes  $A = f(\alpha_i, a_i, \theta_i, d_i)$ , de la siguiente manera:

$${}^0A_{0'} = f(\alpha_{0'}, 0, 0, 0) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_{0'} & -\sin \alpha_{0'} & 0 \\ 0 & \sin \alpha_{0'} & \cos \alpha_{0'} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{0'}A_1 = \square(0, a_1, 90, 0) = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_1 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1A_{1'} = f(0, L_2, -90, 0) = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & L_2 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{1'}A_{4'} = f(\alpha_{4'}, 0, 0, 0) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_{4'} & -\sin \alpha_{4'} & 0 \\ 0 & \sin \alpha_{4'} & \cos \alpha_{4'} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{4'}A_4 = f(0, a_4, 90, 0) = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_4 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4A_5 = f(0, L_5, 0, 0) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & L_5 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Con las ecuaciones anteriores, se realizan las transformaciones de  ${}^0A_1$ ,  ${}^0A_4$ ,  ${}^0A_5$ , que son los puntos importantes del sistema y de los cuales se precisan conocer sus posiciones, los resultados son los siguientes:

$${}^0A_1 = {}^0A_{0'} \square {}^{0'}A_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_{0'} & -\sin \alpha_{0'} & 0 \\ 0 & \sin \alpha_{0'} & \cos \alpha_{0'} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_1 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_1 \\ \cos \alpha_{0'} & 0 & -\sin \alpha_{0'} & 0 \\ \sin \alpha_{0'} & 0 & \cos \alpha_{0'} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A_4 = {}^0A_1 x {}^1A_1' x' {}^1A_4' x'' {}^2A_4$$

$$= \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_1 \\ \cos \alpha_{0'} & 0 & -\sin \alpha_{0'} & 0 \\ \sin \alpha_{0'} & 0 & \cos \alpha_{0'} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & L_2 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_{4'} & -\sin \alpha_{4'} & 0 \\ 0 & \sin \alpha_{4'} & \cos \alpha_{4'} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_4 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_1 \\ 0 & \cos \alpha_{0'} & -\sin \alpha_{0'} & L_2 \cos \alpha_{0'} \\ 0 & \sin \alpha_{0'} & \cos \alpha_{0'} & L_2 \sin \alpha_{0'} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_4 \\ \cos \alpha_{4'} & 0 & -\sin \alpha_{4'} & 0 \\ \sin \alpha_{4'} & 0 & \cos \alpha_{4'} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_1 + a_4 \\ 0 & \cos \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{0'} \sin \alpha_{4'} & -\sin \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{4'} \cos \alpha_{0'} & L_2 \cos \alpha_{0'} \\ \sin \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} + \sin \alpha_{4'} \cos \alpha_{0'} & 0 & \cos \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{0'} \sin \alpha_{4'} & L_2 \sin \alpha_{0'} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A_5 = {}^0A_4 x {}^4A_5$$

$$= \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_1 + a_4 \\ 0 & \cos \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{0'} \sin \alpha_{4'} & -\sin \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{4'} \cos \alpha_{0'} & L_2 \cos \alpha_{0'} \\ \sin \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} + \sin \alpha_{4'} \cos \alpha_{0'} & 0 & \cos \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{0'} \sin \alpha_{4'} & L_2 \sin \alpha_{0'} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & L_5 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & a_1 + a_4 \\ 0 & \cos \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{0'} \sin \alpha_{4'} & -\sin \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{4'} \cos \alpha_{0'} & L_2 \cos \alpha_{0'} \\ \sin \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} + \sin \alpha_{4'} \cos \alpha_{0'} & 0 & \cos \alpha_{0'} \cos \alpha_{4'} - \sin \alpha_{0'} \sin \alpha_{4'} & L_2 \sin \alpha_{0'} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Las matrices halladas son la representación de la posición de los eslabones en los puntos que se necesitan conocer. Con estos datos se puede ratificar cualquier posición entre los  $0^\circ$  del mecanismo y los  $90^\circ$  de cada eslabón, su demostración se realiza en el siguiente apartado.

**9.6.4 Rango de movimiento simulado en las articulaciones del mecanismo.** El movimiento desarrollado por los dedos del exoesqueleto, tiene un grado máximo de flexión y un grado máximo de extensión. La flexión de las articulaciones forma un ángulo aproximado de  $90^\circ$  entre el eslabón palma y el eslabón proximal y  $90^\circ$  entre el eslabón proximal y distal (figura 101).

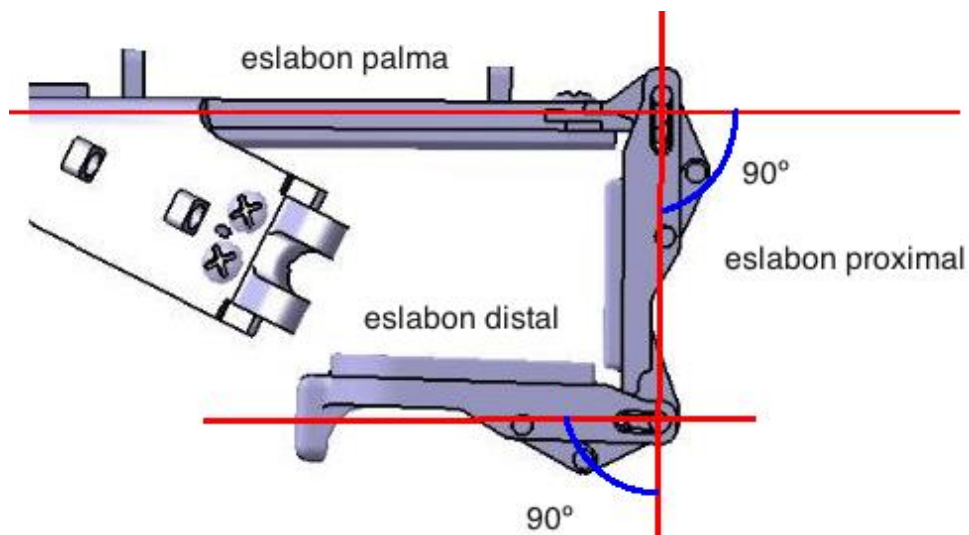


Figura 101. Movimiento máximo de flexión

Por otra parte la extensión máxima de los dedos es  $0^\circ$  medidos desde el eje horizontal del eslabón palma. Es importante mencionar que el movimiento en este sentido está limitado físicamente por las dimensiones en el mecanismo de cuatro barras. Por lo tanto si el servomotor llega a sobrepasar los ángulos de movimiento, el mecanismo no permitirá tal acción.

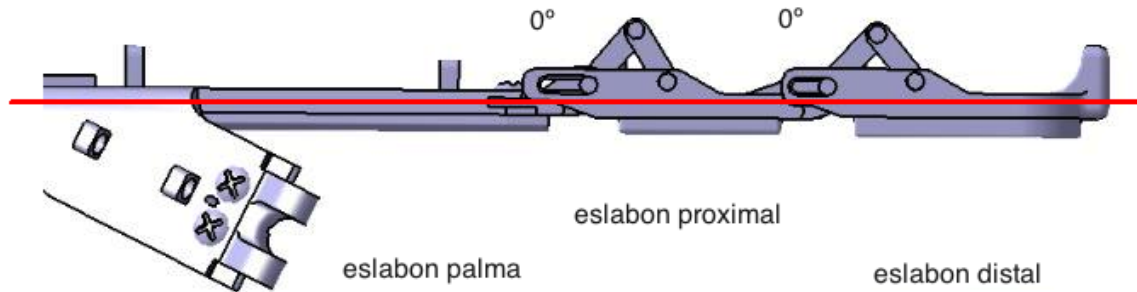


Figura 102 . Movimiento máximo de extensión.

Debido a que el diseño del exoesqueleto funciona como eslabones colaborativos, sus movimientos actúan de la misma manera, esto quiere decir que si el eslabón proximal se desplaza una cantidad X1 con respecto al eslabón palma, el eslabón distal se desplazará la misma cantidad X1, pero con respecto al eslabón proximal. A continuación se muestran gráficamente una serie de ejemplos que afirman el hecho anteriormente descrito.

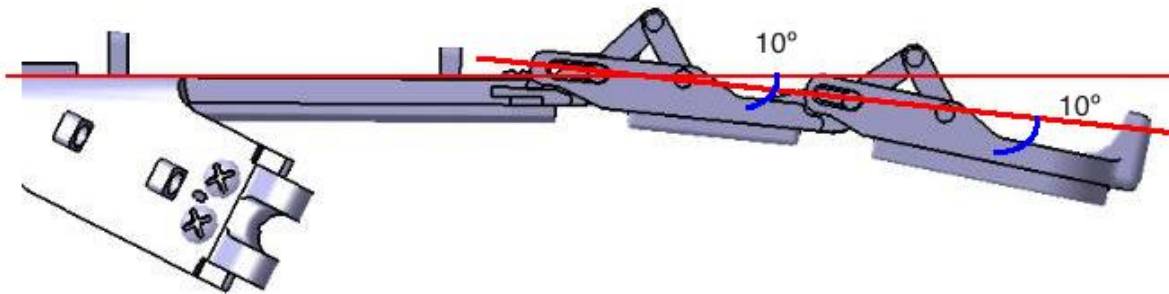
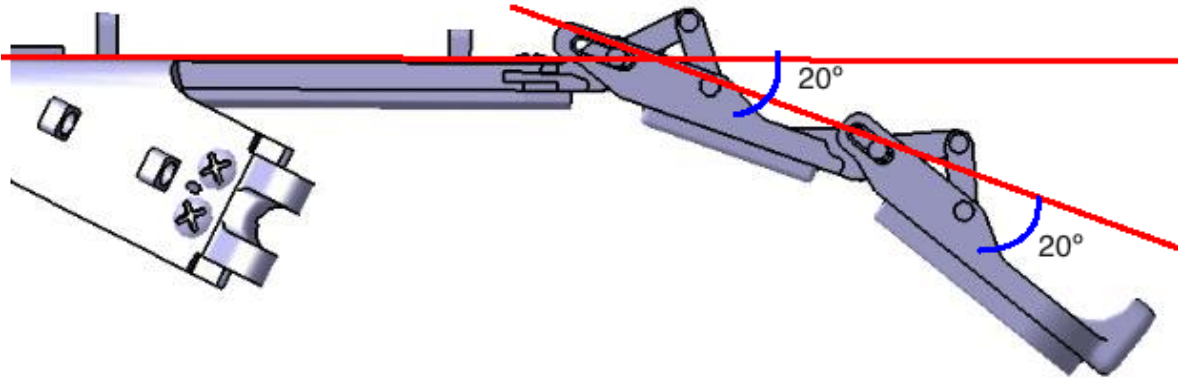
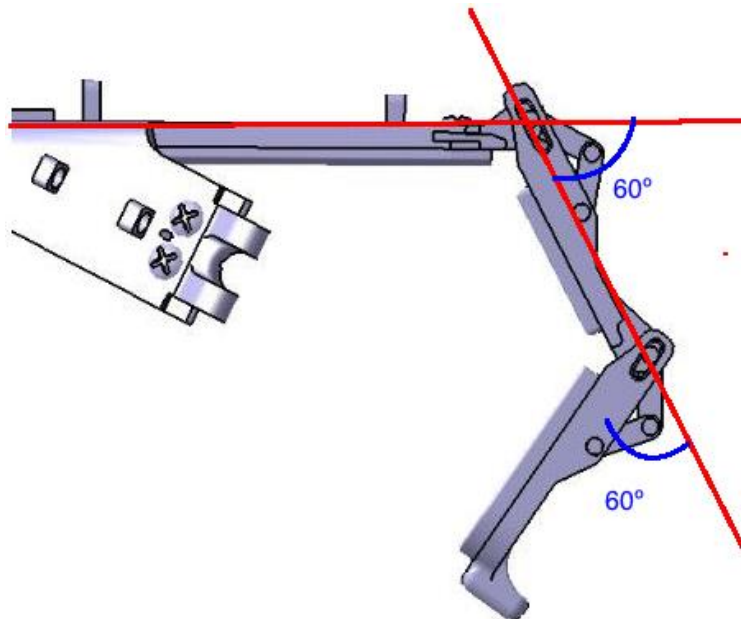


Figura 103 . Movimiento a 10°



*Figura 104. Movimiento a 20°*



*Figura 105. Movimiento a 60°*

Por otro lado en este modelo no pueden desarrollarse los movimientos de abducción y aducción, para esto se debe realizar un cambio en su diseño.

El rango de movimiento de las distintas articulaciones del mecanismo en flexión y extensión, se pueden resumir en la siguiente tabla:

Tabla 23. Rangos de movimiento

<b>Eslabón</b>	<b>Rango de movimiento</b>
Eslabón distal de todas las falanges	<ul style="list-style-type: none"><li>• Extensión: de 90° a 0°</li><li>• Flexión : de 0° a 90°</li></ul>
Eslabón proximal de todas las falanges	<ul style="list-style-type: none"><li>• Extensión: de 90° a 0°</li><li>• Flexión : de 0° a 90°</li></ul>

Al revisar estos datos presentados en el simulador, se procede a pasar al mecanismo fabricado.

### 9.7 Fabricación del exoesqueleto

Con las simulaciones y los datos anteriormente recolectados, se procede a iniciar su fabricación en una maquina CNC (*figura 106*), en la empresa Echeverry compañía de la ciudad de Armenia, Colombia. A continuación se mostrará brevemente el proceso de construcción del exoesqueleto, las variaciones finales y el prototipo mecánicamente terminado.



Figura106 : maquina CNC, utilizada en la fabricación del prototipo

Para la primera entrega del proyecto, la empresa encargada decidió comenzar con las piezas mas complicadas de fabricar como son los eslabones que forman el mecanismo cuatro barras y sus pasadores (*figura 107*).



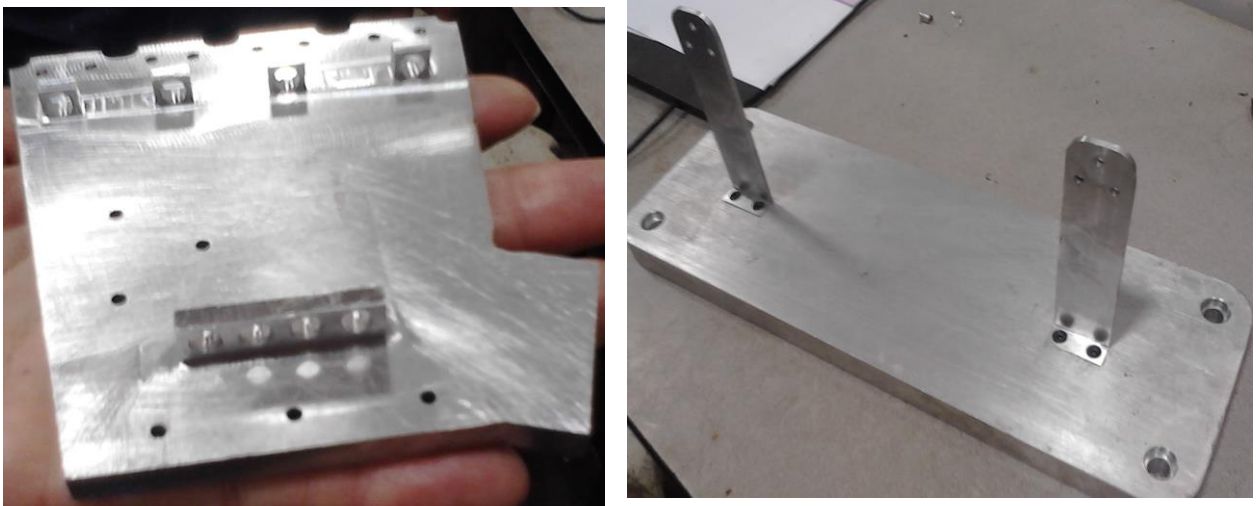
*Figura 107 : piezas que conformar el mecanismo 4 barras*

Luego se procedió a crear los eslabones de las falanges, las bases de los servo actuadores y la base del soporte general (*figura108*).



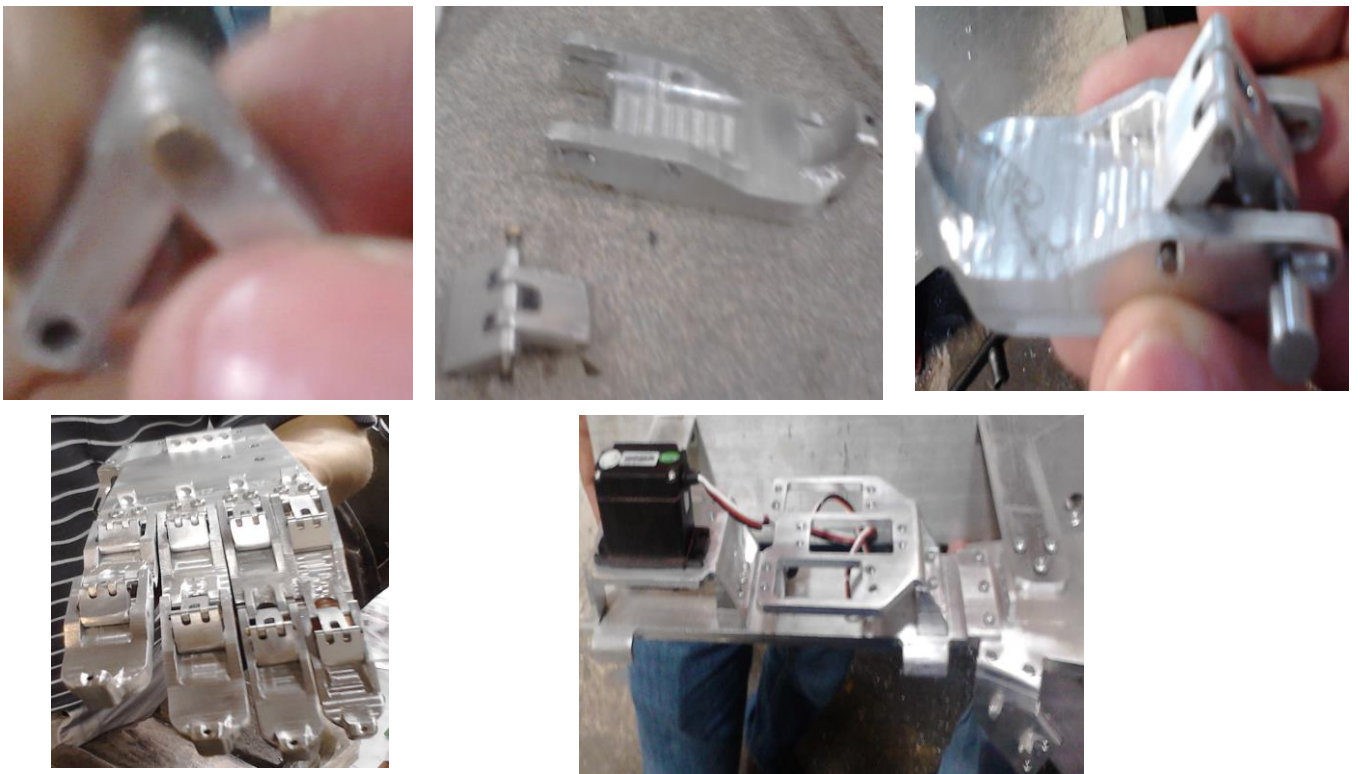
*Figura 108 : eslabones de las falanges*

La última etapa de fabricación, concluyó con la elaboración del eslabón palma y el eslabón de soporte para el antebrazo (*figura 109*).



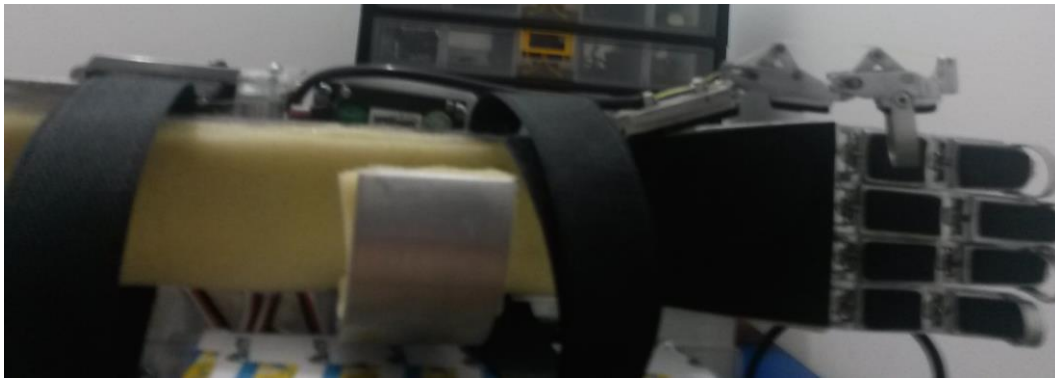
*Figura 109: eslabones de soporte*

El ensamble del prototipo se realizó de una manera similar a su fabricación, iniciando con los eslabones que conforman el mecanismo 4 barras, para luego ser acoplado a los eslabones de las falanges y estos a su vez a los eslabones palma y antebrazo (*figura 110*).



*Figura 110 : acople de piezas 1*

Con el exoesqueleto completamente acoplado, se procedió a instalarle una serie de espumas protectoras y velcros (*figura 111*), con el objetivo que los usuarios puedan ubicar y ajustar fácilmente cualquier brazo y mano, además que se sientan mas cómodos y seguros al momento de su funcionamiento. Esto ayuda a cumplir con los requerimientos 8 y 12 descritos en el capítulo 8.



*Figura 111 : acople de piezas 2*

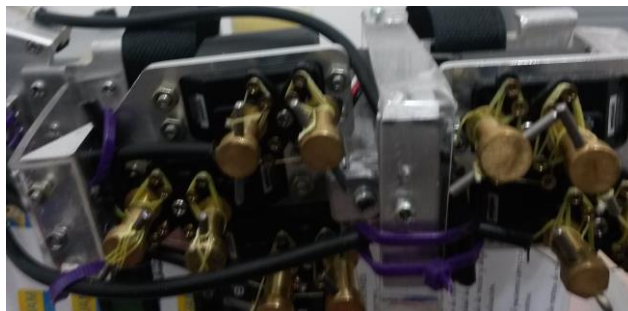
**9.7.1 Variaciones posteriores a la fabricación.** Posterior al proceso de ensamblado mecánico del prototipo, se realizaron una serie de modificaciones, lo cuales fueron resultado de observaciones que ayudaron a mejorar el funcionamiento del dispositivo, como lo son: la instalación de una lamina cóncava en el antebrazo para permitirle un mejor soporte a las persona (*figura 112*), la ubicación de los anillos para soportar las falanges de una persona (*figura 113*), y el cambio de posición de las bases de los servomotores (*figura 114*), ya que su ubicación original no permitía instalar fácilmente los cables transmisores de potencia mecánica.



*Figura 112 : Soporte cóncavo para el brazo*



*Figura 113 : anillos para el soporte de las falanges*



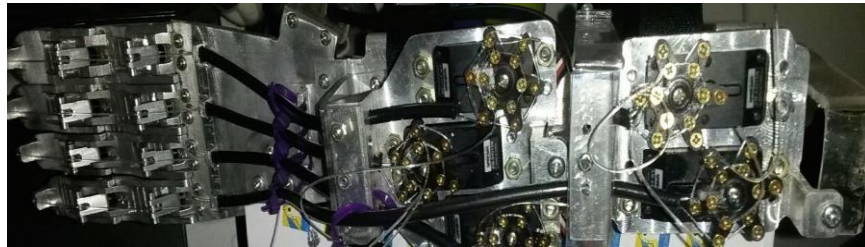
*Figura 114 : inversión de posición para la base de los servomotores*

También se fabricaron 10 sensores para los cables de transmisión de fuerza (*figura 115*), los cuales se instalaron en la base de cada servo motor y su única función es mantener una tensión constante entre el servomotor y las falanges del mecanismo.



*Figura 115 : tensor instalado en base de servomotor*

Las mangueras instaladas (*figura 116*), tienen la finalidad de actuar como poleas y direccionar los cables tensores, es de aclarar que estos cables de transmisión se seleccionaron de sedal (*figura 117*), según una serie de cualidades como: capacidad de arrastre (80 lb), grosor, anti adherencia y resistencia al rozamiento mecánico.



*Figura 116 : mangueras de direccionamiento*



*Figura 117 : sedal*

Una vez concluido el prototipo mecánico, se inicio su diseño electrónico.

## **9.8 Aplicación electrónica.**

Esta etapa se inicio revisando los antecedentes correspondientes al control de dispositivos similares, como es el proyecto presentado por [Tobón *et al*, 2011], donde controla el mecanismo utilizando un pic 16F628A, o el proyecto de [Mena *et al*, 2013], que utiliza un atmega 8, donde al igual que el prototipo del proyecto anterior se deben crear y diseñar todos los PCB's para el funcionamiento y puesta en marcha de los diseños.

El inconveniente al adoptar esta forma de realizar un proyecto, es el tiempo de desarrollo técnico de las PCB's, pues ellas deben pasar por un proceso de prueba, en donde se asegure: su correcto funcionamiento, facilidad de manejo (*ítems identificados en los requerimientos del proyecto*). El otro problema que se puede presentar al crear todas las PCB's, está en su facilidad de mantenimiento, pues al ser diseños propios sus posibles reemplazos no se conseguirían fácilmente en un mercado; por ello se optó por la gama de tarjetas embebidas.

**9.8.1 Conexión utilizando mini maestro pololu.** Al momento de descartar otros sistemas micro controlados, la primera opción fue seleccionar una tarjeta que cumpliera con los requerimientos propuestos en el capítulo 8, tales como: facilidad de mantenimiento, facilidad de manejo para un usuario y rapidez al momento de su ensamble; para ello se optó por la tarjeta mini maestro pololu 18 canales, ya que su manejo por interfaz gráfica (*figura 118*) y facilidad de programación lo hacían ideal a un usuario sin experiencia electrónica.

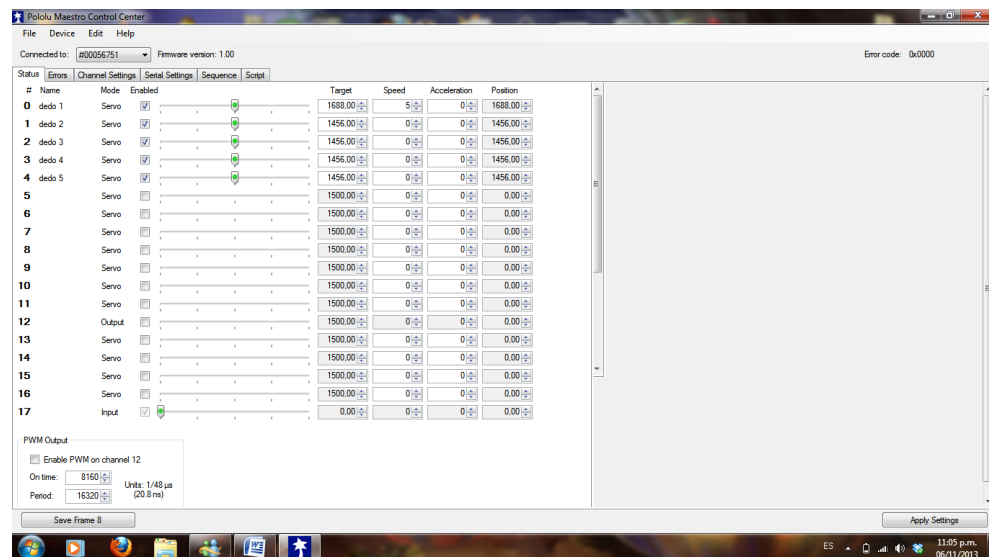


Figura 118 : Plataforma Maestro control center 1

Además la conexión de esta tarjeta con los servomotores seleccionados se realiza de una manera sencilla, ya que su etapa de potencia se encuentra vinculada al mismo sistema (*figura 119*); facilitando el ensamble con el mecanismo y el mantenimiento del sistema.

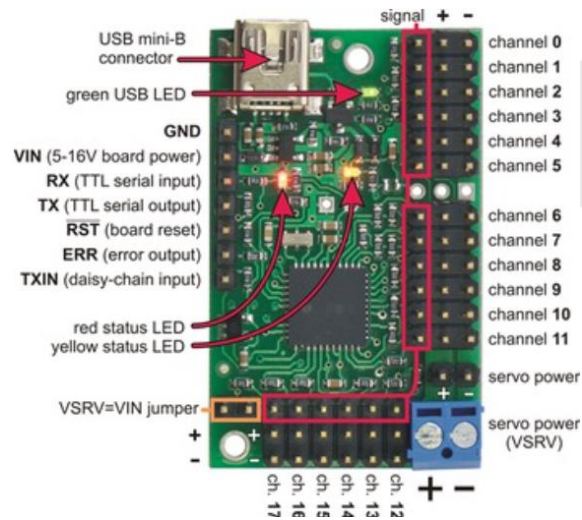


Figura 119 : Plataforma Maestro control center 2

La conexión de prueba entre el sistema pololu y los servomotores utilizados en el prototipo se puede observar en la siguiente (figura 120).



Figura 120: Conexión de prueba tarjeta pololu

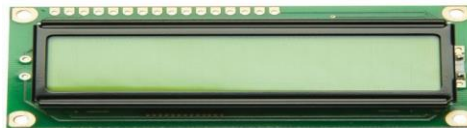
Durante la prueba se observaron diversos inconvenientes al momento de su funcionamiento, como lo son: calentamiento de los servomotores, provocado por el envío erróneo de la señal pwm a los servo actuadores; dificultades con la conexión a otros periféricos (diferentes al pc) como pantallas lcd y teclados matriciales, debido a su compleja estructura de programación, el cual es un lenguaje combinado entre ensamblador y pic.

**9.8.2 Conexión utilizando arduino.** Al evaluar las opciones existentes en el mercado la segunda consideración tomada fue la plataforma arduino, pues esta a diferencia de muchas otras tiene una serie de flexibilidades que le permiten adaptar de una manera, fácil, rápida y económica, múltiples periféricos hardware y software.

La selección del tipo de arduino, dentro de la posible gama de opciones que tiene esta familia, obedece a la cantidad de periféricos que se requieren conectar y a las posibles prestaciones tecnológicas del dispositivo.

Los periféricos y líneas que se requieren conectar, para que un usuario programe y controle fácilmente el dispositivo, son:

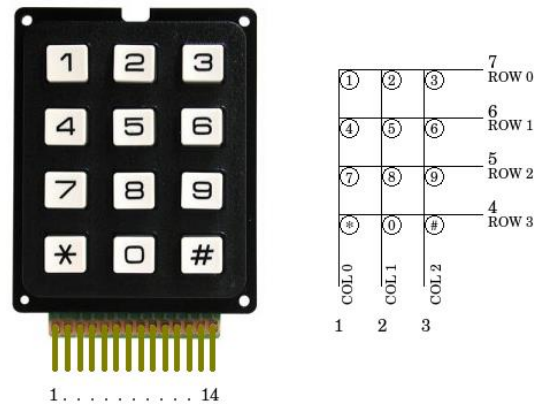
- Display lcd de 16x2 (*figura 121*), el cual es un dispositivo de interfaz humano – maquina, donde se pueden mostrar o generar mensajes con distintos caracteres, letras, números y símbolos. La conexión principal a la lcd se puede hacer de dos maneras, por 4 o 8 líneas, pero también se debe tener en cuenta sus pines de control como: Enable (E), register select (RS), read/write (R/W).



*Figura 121 : pantalla lcd*

Para la aplicación en el prototipo su conexión se realizará a 4 líneas más los pines E y RS de la lcd, el pin R/W se conecta a tierra. Por lo tanto las líneas requeridas del arduino son seis (6) en total.

- Teclado hexadecimal o matricial (*figura 122*), la finalidad de este dispositivo es darle la capacidad a un usuario de comunicarse con una maquina; su composición interna es muy simple, pues su funcionamiento se basa en pulsadores.



*Figura 122 : teclado matricial*

Para la aplicación en el prototipo se requerirán siete (7) líneas de conexión al arduino distribuidas entre entradas y salidas.

- Igualmente se requiere la utilización de 5 servomotores (*SpringRC SM-S4315M*), los cuales requieren de una conexión al arduino a través de su entrada de señal.

En total se requieren de 18 pines E/S, para la conexión con el arduino; con lo cual se descarta el arduino uno, pues este tan solo contiene 13 pines de E/S. Por lo tanto se selecciona el arduino mega adk, el cual tiene 53 líneas de E/S y 15 líneas de entrada análoga.

La distribución de conexiones para el prototipo con los dispositivos externos, se puede observar en las siguientes figuras:

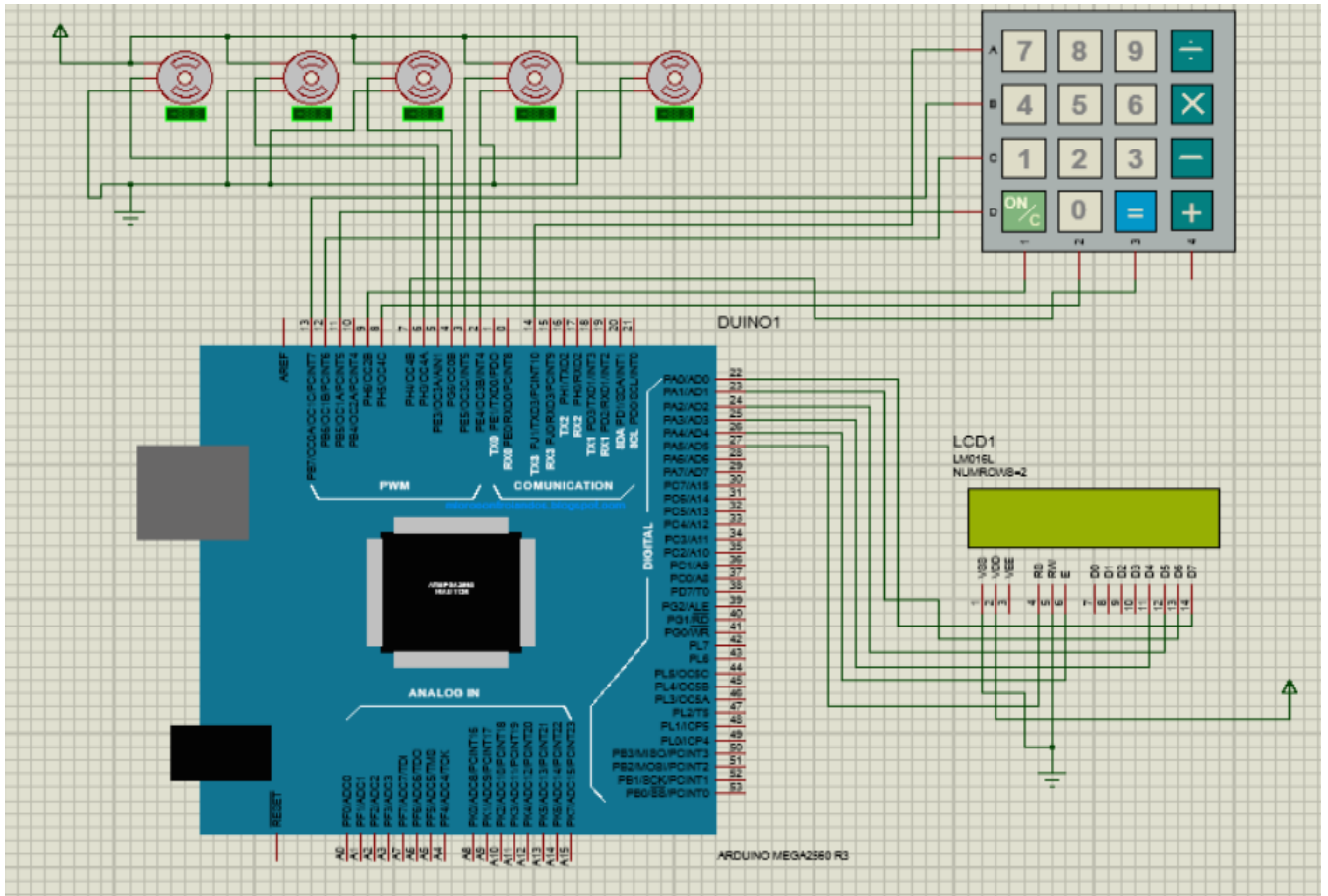


Figura 123: Conexión general de los dispositivos

Los pines de conexión a la pantalla lcd, se encuentran distribuidos entre los pines 22 al 27 y se pueden observar en la siguiente (figura 124).

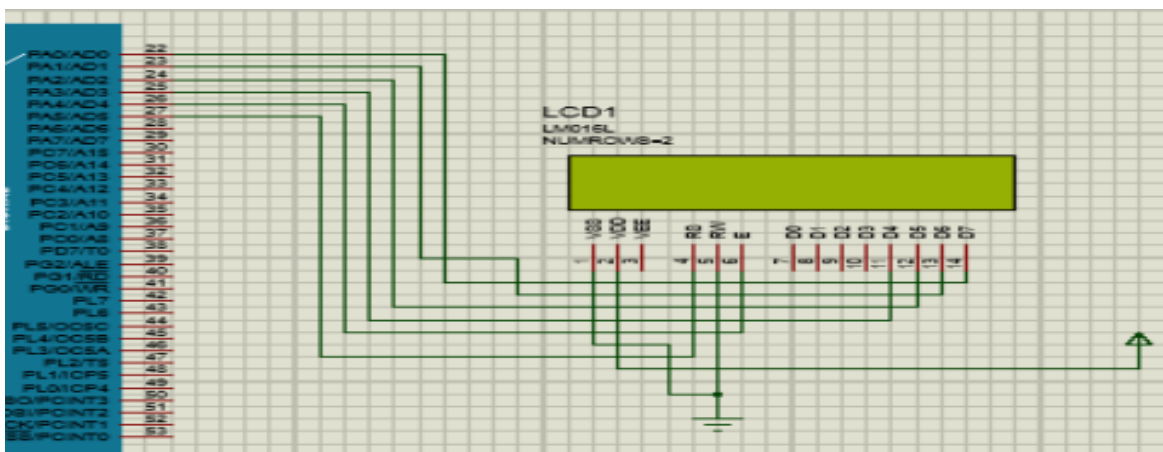


Figura 124 : Conexión general de la pantalla lcd

La conexión de los servomotores al aduino se encuentran entre los pines 2, 3, 4, 5, 6 y el teclado matricial entre los pines del arduino 7, 8, 9, 11, 12 ,13, 14

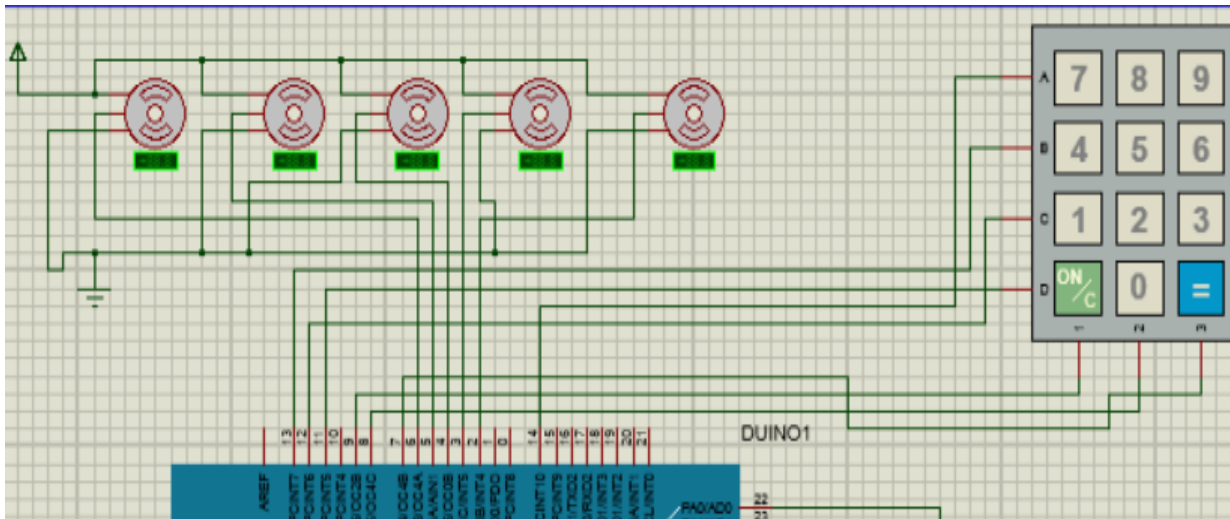


Figura 125: Conexión general de los dispositivos 2

Conociendo la cantidad de pines a utilizar y la forma de conectarlos se procede a programar el dispositivo según requerimientos.

**9.8.3 Programación del prototipo.** Para iniciar la programación del prototipo, primero se debe tener en cuenta que el requerimiento principal es la fácil manipulación del exoesqueleto; por lo tanto se decidió que el rehabilitador al cual va dirigida su programación, tenga la capacidad de seleccionar la cantidad de series, repeticiones, tiempos de descanso entre series, velocidad de funcionamiento y desplazamientos máximos y mínimos de las falanges de los dedos. Además el especialista puede seleccionar entre dos tipos de rehabilitación, los cuales se enumeran a continuación:

- Si selecciona al inicio de la programación el numero 1, entonces el sistema le solicitará al usuario la programación de las rutinas ya descritas y comenzará el movimiento de flexión y extensión de todas las falanges al tiempo.

- Si selecciona al inicio de la programación el numero 2, entonces el sistema le solicitará al usuario la programación de las rutinas ya descritas y comenzará el movimiento de flexión y extensión de cada una de las falanges de forma individual; en esta rutina se pueden desactivar los dedos que no requieran movimiento.

El programa diseñado tiene otras características como:

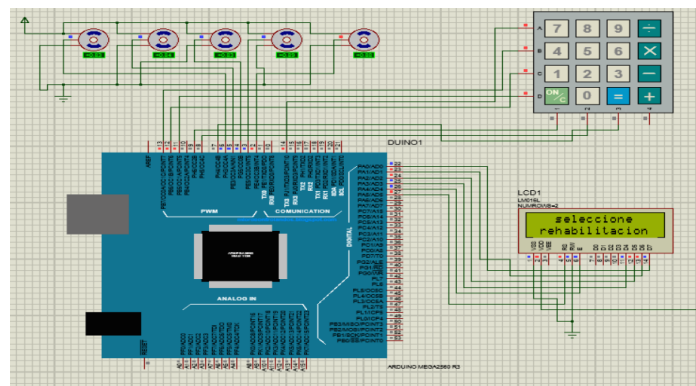
- Parada de emergencia, oprimiendo la tecla #, en cualquier punto del programa.
- Guía en pantalla para el especialista, donde se le ira indicando cual es el mejor momento para ubicar a un paciente en el mecanismo.
- Muestra en pantalla de la cantidad de series que se tienen hasta el momento.

*El programa en detalle se puede observar en el capítulo anexos.*

**9.8.4 Simulación del programa y aplicación al prototipo.** Con la realización del programa para el funcionamiento del exoesqueleto se procede a revisar en el software proteus, la simulación.

A continuación se muestran algunos resultado de la simulación realizada:

- Etapa de inicio, donde se le solicita al usuario que escoja un tipo de rehabilitación.



*Figura 126 : inicio de la simulación*

- Una vez ha seleccionado, el tipo de rehabilitación, esta procede a solicitarle configuraciones de series, repeticiones, velocidades y ángulos.

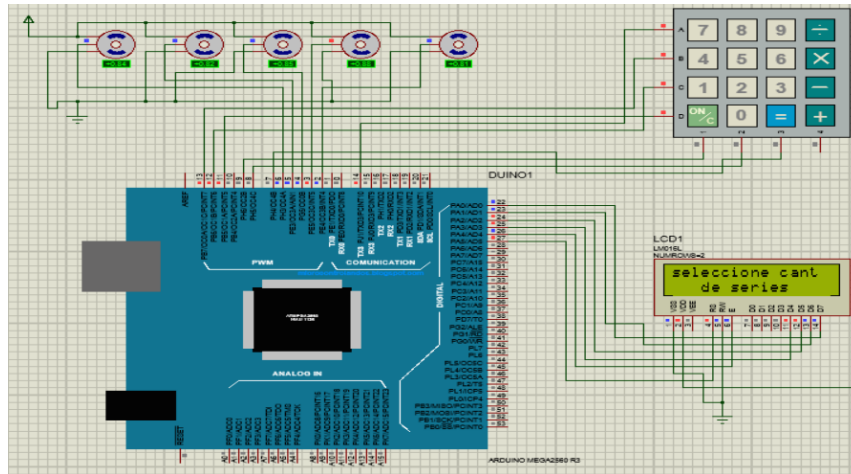


Figura 127: proceso de simulación 1

- Cuando se concluyen las configuraciones iniciales, exigidas por el programa, el sistema lanzará unas alertas para verificar si el paciente ya se encuentra ubicado en el mecanismo.

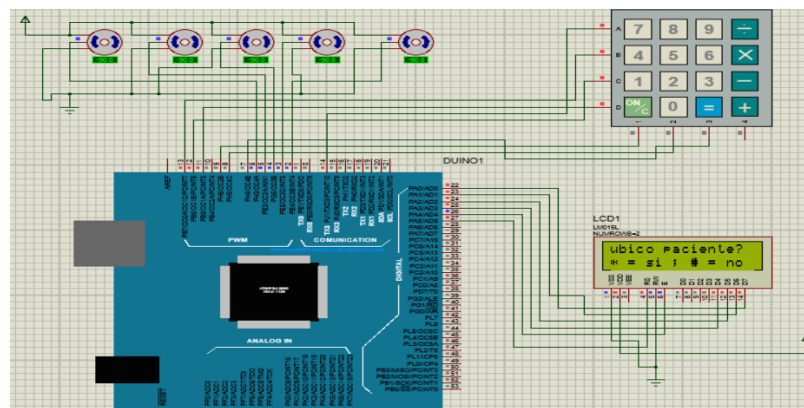
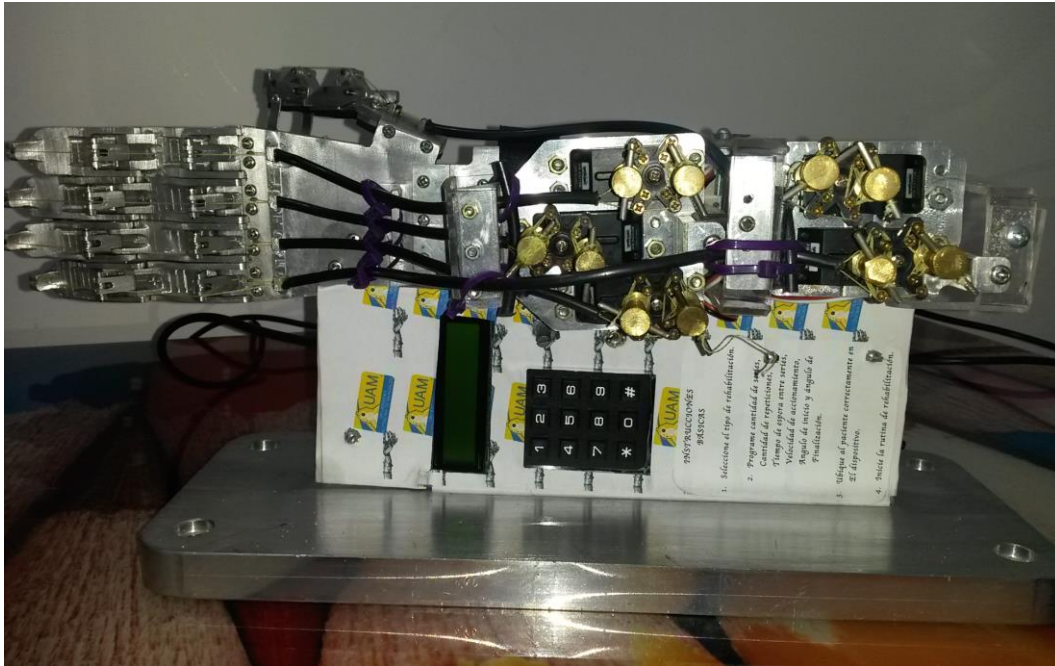


Figura128 : proceso de simulación 2

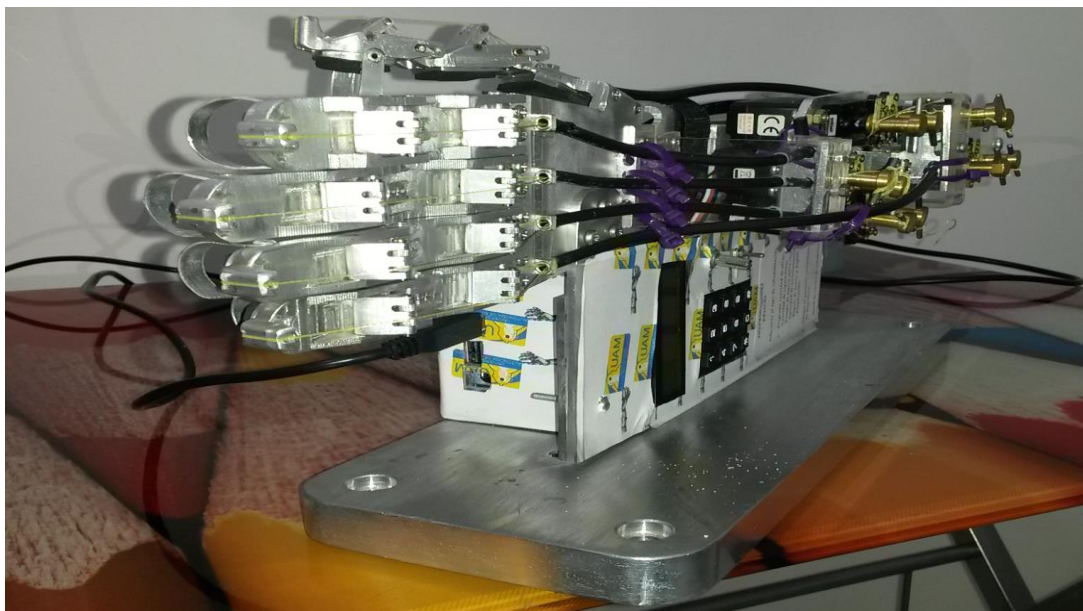
- Por último se inicia el movimiento de los servomotores, según las indicaciones del rehabilitador.

Con la verificación de una correcta simulación se procede a diseñar las baquetas (las cuales se pueden observar en el capítulo de anexos) que acompañan al arduino y su

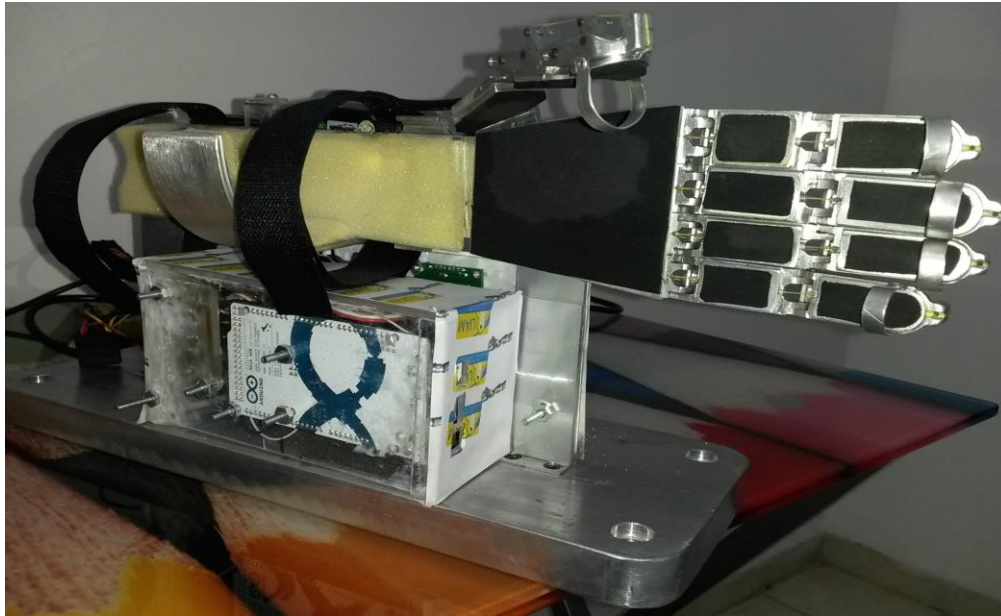
montaje en el prototipo; El resultado final del exoesqueleto con todas las etapas (*tanto mecánica como electrónica*), se pueden observar en las siguientes figuras.



*Figura 129 : Vista posterior del exoesqueleto*



*Figura 130 : Vista frontal del exoesqueleto*



*Figura 131: Vista anterior del exoesqueleto*

## **9.9 Sumario**

En el presente capítulo se procedió a mostrar los pasos realizados para llegar al diseño final del mecanismo presentado, igualmente se desarrolló un estudio que definió que el material más adecuado para construir el prototipo es el Duraluminio y así efectuar un análisis de elementos finitos, soportado por un estudio del efecto de las fuerzas sobre los eslabones que conforman el dispositivo.

Todos estos análisis corroboran la efectividad virtual del mecanismo, dando pie para realizar la construcción del dispositivo tanto de forma mecánica como electrónica. Los resultados finales se presentan en el siguiente capítulo; allí se muestra el seguimiento de las trayectorias de los dedos del rehabilitador.

## 10. Resultados

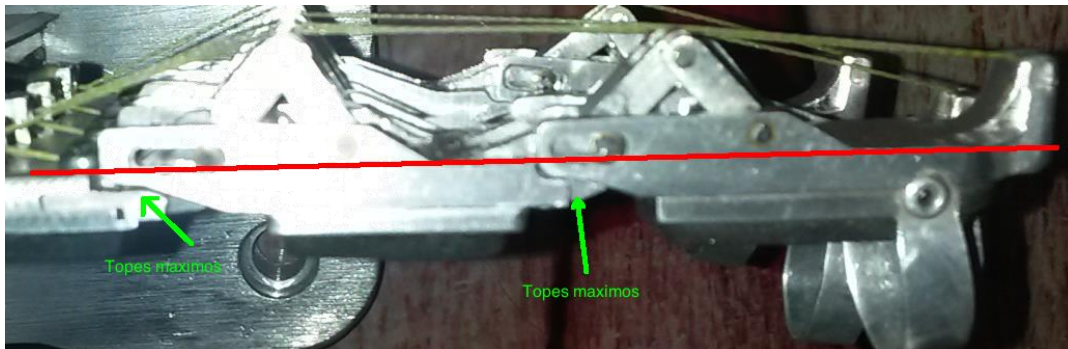
En este capítulo, se presentan los resultados correspondientes a la verificación del funcionamiento del exoesqueleto y como todo el proceso de simulación y diseño presentado en el capítulo 9 concuerda con lo realizado hasta el momento.

### 10.1 Rango de movimiento en las articulaciones del mecanismo fabricado

Al revisar los movimientos físicos del exoesqueleto fabricado con respecto a los simulados, se determinó que el rango de movimientos concuerdan, y los topes mecánicos máximos y mínimos que le permiten al paciente tener una seguridad ante cualquier eventualidad, funcionan a cabalidad.

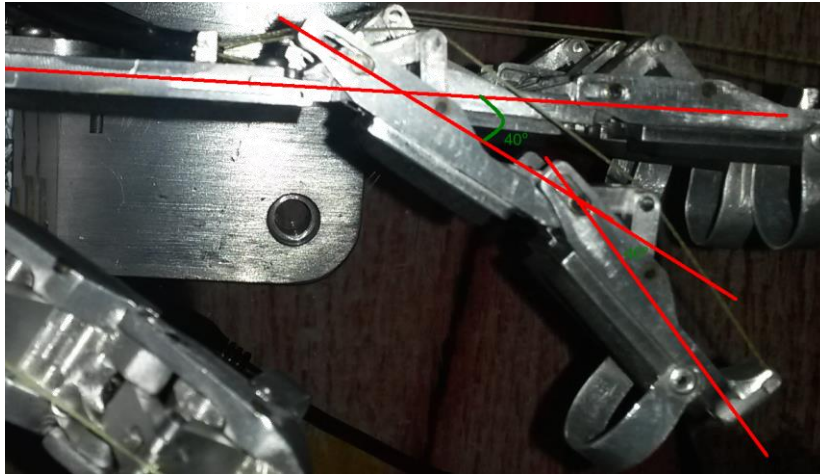
A continuación se muestran una secuencia de movimientos libres del exoesqueleto:

- a. **Secuencia de 0°:** En este proceso mecánico inicial, se puede advertir el funcionamiento de los topes diseñados, los cuales protegen a un usuario de un mal funcionamiento (*figura 132*); Además el sistema lo toma como la posición de 0°.

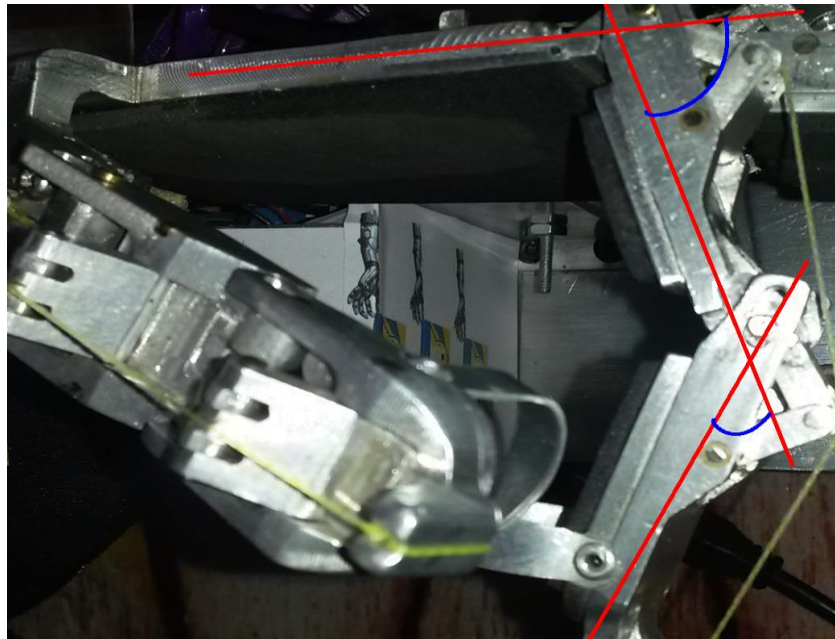


*Figura 132 : secuencia de funcionamiento inicial*

- b. **Secuencia de recorrido:** esta etapa es el desplazamiento que realizan las falanges desde su punto inicial  $0^\circ$  hasta su punto máximo  $90^\circ$ , durante el movimiento mostrado entre las (Figura 133) y (Figura 134) se puede observar la función del mecanismo 4 barras, los cuales permiten que las falanges se reacomoden desplazándose.

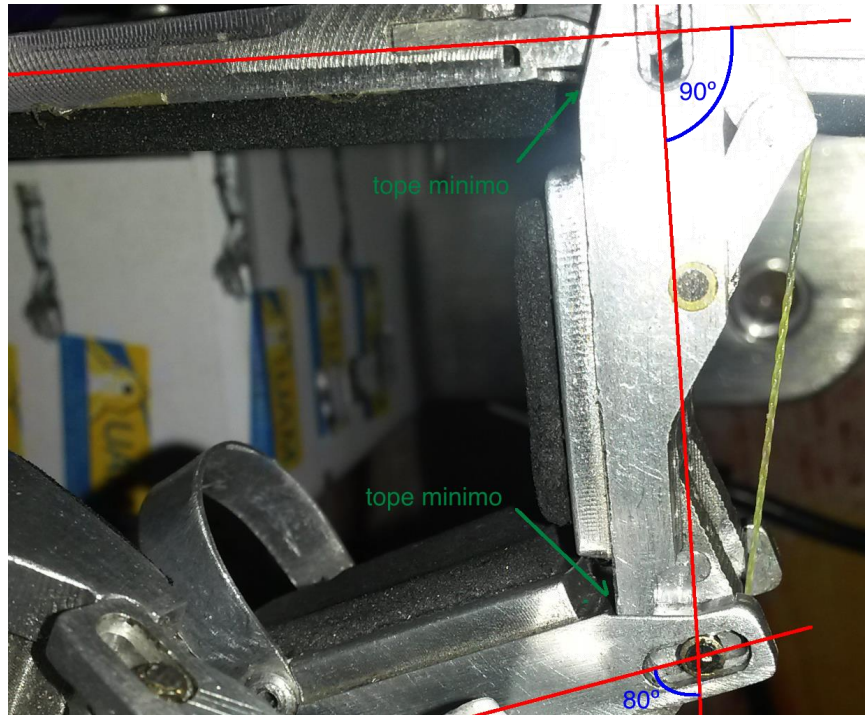


*Figura133 : 1er desplazamiento de la falange*



*Figura 134 : 2do desplazamiento de la falange*

- c. **Secuencia final:** Es el final del recorrido mecánico y al igual que en la secuencia de  $0^\circ$ , esta tiene unos topes físicos que evitan un daño mayor al paciente, en caso de mal funcionamiento (*figura 135*).



*Figura 135: desplazamiento máximo de las falanges*

En los siguientes puntos se demuestra el movimiento del exoesqueleto con una mano ubicada en el mecanismo.



*Figura 136 : Mano ubicada en ortesis robótica*

- d. **Secuencia inicial con mano:** en la siguiente imagen se observa, la coincidencia de los eslabones del mecanismo con las falanges de la mano; Así mismo como el diseño evita “pellizcos” en las extremidades humanas.

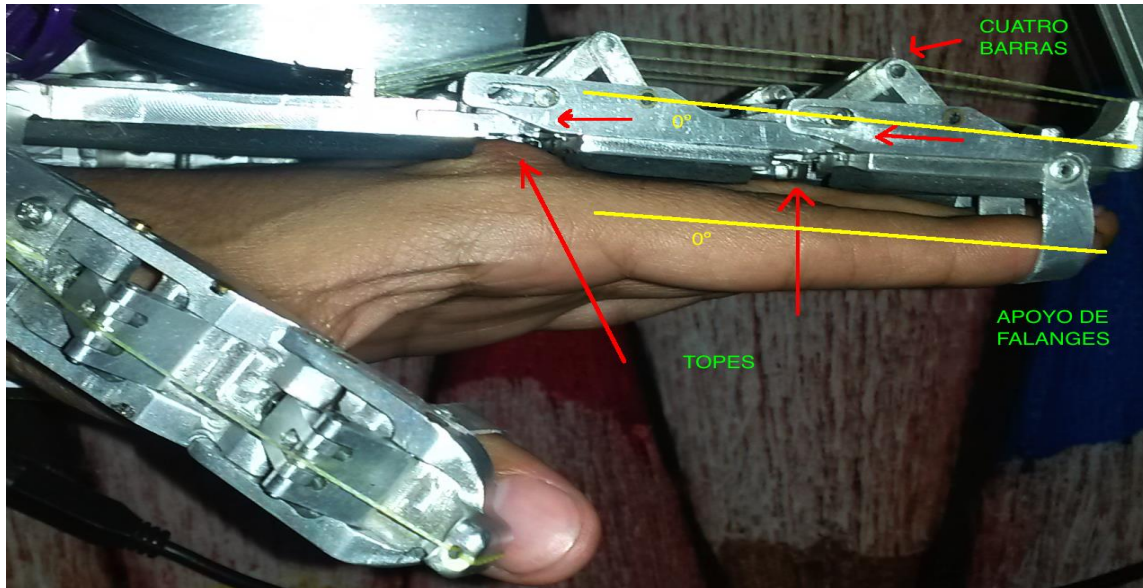


Figura 137 : Mano ubicada en posición inicial

- e. **Desplazamiento:** al momento que el mecanismo comienza a flexionar la mano, se genera un desplazamiento de los eslabones, con el fin de acomodar su desplazamiento con el de la extremidad.

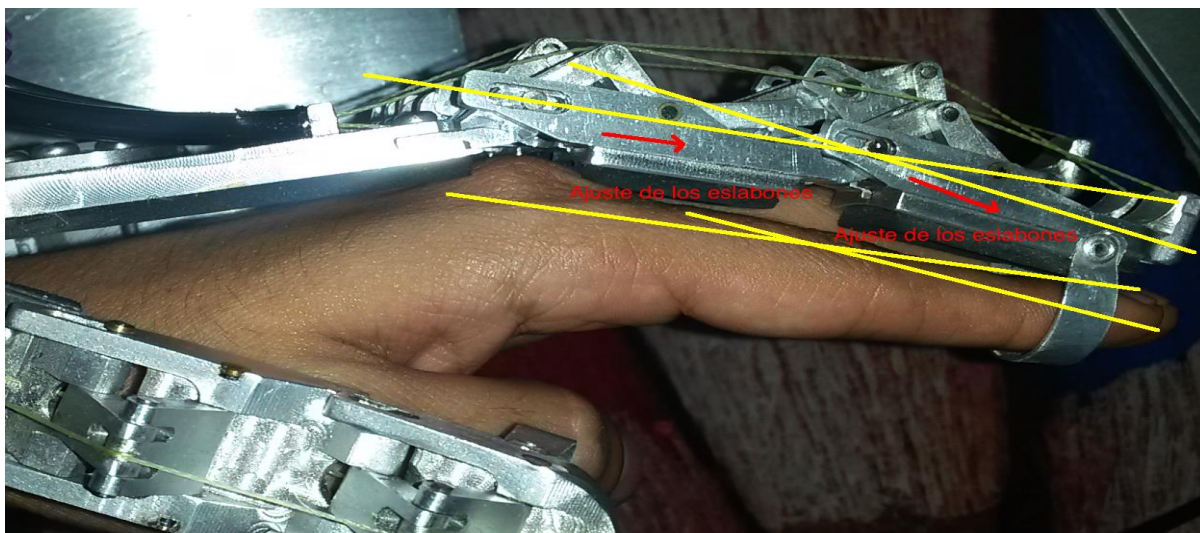


Figura 138: desplazamiento de la mano

## 10.2 Programación del exoesqueleto

Como se había descrito en el capítulo anterior, la configuración para el funcionamiento de la ortesis robótica la realizará el rehabilitador según sus propios criterios profesionales; para programar el prototipo se utiliza un teclado matricial y para la verificación de las opciones asignadas se emplea un pantalla lcd.

A continuación se demuestra en imágenes el funcionamiento de la programación del prototipo:

1. *Pantalla inicial y primera rehabilitación (movimiento de todos los eslabones al mismo tiempo)*



Figura 139: pantalla de inicio



*Figura 140 : en pantalla opción 1*

*2. Configuración paso a paso, según lo solicitado por el sistema*



*Figura 141 : configuración 1*



*Figura 142 : configuración 2*



*Figura 143: configuración 3*



*Figura 144 : configuración 4*



*Figura 145: configuración 5*



Figura 146 : configuración 6

### 3. Verificación de la configuración



Figura 147: verificación 1



Figura 148: verificación 2

4. *Pantalla inicial y selección de rehabilitación 2 (movimiento eslabón por eslabón)*

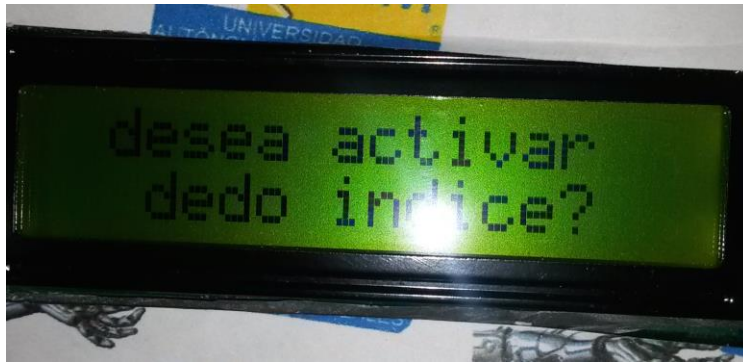


*Figura149 : pantalla opción 2*

5. *Configuración pasos a paso de cada uno de los dedos (al final de cada selección, se repiten los pasos 2 y 3)*



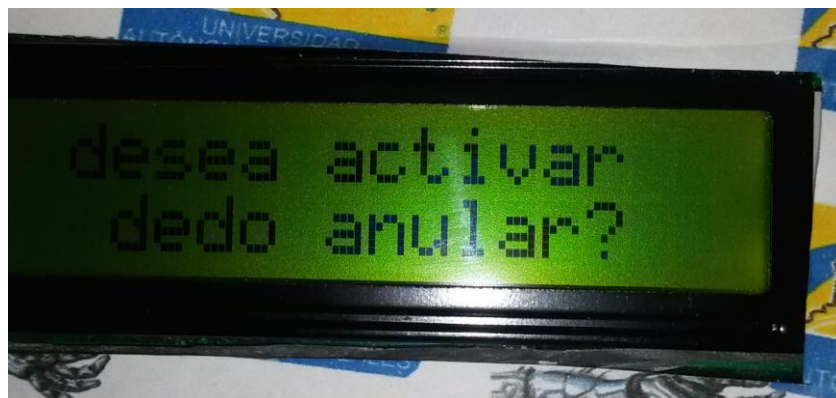
*Figura 150 : activación del pulgar*



*Figura 151 : activación del índice*



*Figura 152 : activación del medio*



*Figura 153: activación del anular*



*Figura 154 : activación del meñique*

### **10.3 Sumario**

En este capítulo se presentaron los resultados obtenidos a lo largo del desarrollo de este trabajo, partiendo desde la recopilación de las investigaciones realizadas en el área, hasta llegar a obtener un modelo computacional y físico del prototipo. Los estudios de cinemática directa a través del método de Denavit – Hartenbert, ayudaron a realizar un análisis de los rangos de movimiento que posee el dispositivo.

En las siguientes secciones se presentan las conclusiones obtenidas de este trabajo, así como las recomendación para darle una continuidad al mismo, y los anexos correspondientes al diseño.

## 11. Conclusiones

Al termino del desarrollo de este trabajo, pueden exponerse las conclusiones derivadas del mismo considerando su objetivo principal de Diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto servo - actuado para la rehabilitación de los dedos de la mano, que se acople a los método de flexión y extensión utilizados en la rehabilitación de pacientes.

La revisión literaria del estado del arte correspondiente a las investigaciones y desarrollos relacionados con el diseño de exoesqueletos para la rehabilitación, mostró que existe algunos avances realizados en su mayor parte por las universidades o institutos de educación a nivel mundial. Gracias a esto fue posible identificar la necesidad de efectuar un estudio a fondo sobre el como se puede realizar un exoesqueleto rígido para la rehabilitación; profundizando en la selección de los materiales para un mejor funcionamiento del mecanismo, en las fuerzas que actúan sobre él y en la interfaz humano – maquina.

Por otra parte la metodología de diseño, utilizada en este trabajo, buscó resaltar los requisitos básicos necesarios para dar solución a los problemas derivados del diseño. Dando como resultado las soluciones para la creación del sistema.

Al realizar una comparación con algunos exoesqueletos flexibles, como el realizado por [Wege A *et al*, 2005], se puede observar que un sistema como el acá diseñado, es mas confiable en su funcionamiento y mas sencillo de utilizar al momento de una terapia. Además, la libertad de mover cada falange en flexión y extensión, unida a la facilidad de programar sus movimientos hace que este se pueda aplicar a cualquier tratamiento teniendo en cuenta las limitaciones de diseño.

Para finalizar y tomando en consideración la forma en como se obtuvieron las soluciones a los problemas planteados mostrados en el transcurso del proyecto, se puede concluir que el objetivo general como los particulares fueron alcanzados de forma aceptable.

## 12. Recomendaciones

La información obtenida de este estudio, proporciona un mejor panorama sobre el como se diseña un exoesqueleto rígido para la rehabilitación de la mano haciendo énfasis en los movimientos de flexión y extensión. Para hacer esto se debió comenzar por el entendimiento de la síntesis de un mecanismo mediante funciones analíticas hasta obtener la implementación de una mano robótica. Sin embargo es necesario realizar una continuación de este estudio generando nuevos conceptos de diseño y comparándolos con el ya existente.

Además se requiere de una serie de evaluaciones por parte de los especialistas médicos en el área y sus pacientes sobre el desempeño del dispositivo. Tomando en cuenta lo anterior se propone:

- Completar o variar el diseño, para que se realicen adicional a los movimiento planteados el de abducción y aducción.
- Mejorar la sincronía de los servo actuadores del prototipo, enfocándose en la sujeción de objetos.
- Diseñar nuevas rutinas de movimiento, para los diferentes tipos de terapias.
- Es relevante implementar una técnica de control avanzado, tomando en cuenta que existen diversos avances en el área de control que se basan principalmente en algoritmos derivados de la implementación de técnicas como el control difuso, redes neuronales o la combinación de ambas.

## Referencias

- [A. Chiri, F, 2008]** A. Chiri, F. Giovacchini. S. Roccella, E. Cattin, N. Vitiello, F. Vecchi, M.C. Carroza. Design of a handexoskeleton (HANDEXOS) for the Rehabilitation of the hand. Italia. 2008.
- [Bobath, 1996]** Bobath, B. Hemiplejía del adulto: Evaluación y tratamiento, Medica Panamericana. Buenos Aires, Argentina. 1996.
- [B.S. Godfrey, 2010]** B. S. Godfrey, J. H. Rahsaan, P. S. y C. N. Schabowsky. Development and pilot testing of HEXORR: Hand exoskeleton Rehabilitation Robot. Journal of Neuro engineering and rehabilitation, 2010.
- [Cesar A. Cáceres, 2010]** Cesar A. Cáceres, María F. Gómez. (2010). Prototipo exoesqueleto para la rehabilitación de mano (Fase II). Tesis no publicada, universidad militar nueva granada, Bogotá, Colombia.
- [Daviet JC, 2002]** Daviet JC, Morizio P, Salle JY, Parpeix F, Talón I, Sombardier T, Lamant S, Rebeyrotte I, Muñoz M et Dudognon P. Technique de rééducation neuromusculaire appliquées à l'accidenté vasculaire cérébral adulte. EncyclMédChir.pp. 455, 2002.
- [E.L.J García].** E. L. J. García, «Trauma Zaragoza,» [En línea]. Disponible en:  
<http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Inicio.html>
- [Erika M. Gaviria, 2009]** Erika M. Gaviria. (2009 septiembre 30). Cirec inaugura el más avanzado laboratorio de análisis de marcha Latinoamérica. El mundo al instante. 200. Consultado el 10 de enero de 2011. [En línea], disponible en:  
<<http://www.elmundoal instante.com/contenido/titulares/ci-rec-inaugura-el-mas-avanzado-laboratorio-de-analisis-de-marcha-de-Latinoamerica/>>

- [M.C. Carroza, 2004]** M. C. Carrozza, N. NgPak, E. Cattin, F. Vecchi, M. Marinelli and P. Dario. On the design of an exoskeleton for neuro rehabilitation: design rules and preliminar prototype. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. San Francisco, CA. September 2004.
- [Md akhlaquor, 2007]** Md akhlaquor Rahman, Adel Al-Jumaily. Design and Development of a hand exoskeleton for rehabilitation following stroke. International symposiumonrobotics and intelligentsensors. 2007.
- [Mena, et al, 2013]** Mena Yepes Nelson Patricio, Veloz Caiza Paúl Cristóbal. Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación humana. Tesis. 2013
- [ Miralles, 2000]** Rodrigo C Miralles, misericordia Puig, Biomecánica clínica del aparatolocomotor. pp 147, 2000.
- [Robert N, 2008]** Robert N. Rohling and John M. Holler bach. Modeling and parameter estimation of the Human index finger. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2008.
- [Rocio, 2003]** Roció Patricio Caño. Manuela S. Noguera. Rosario S. Peña. Elena T. Serrano. Influencia de la lateralidad en los problema de aprendizaje. pp 19, 2003.
- [ Molina, 2008]** Jasón E. Molina., Juan P. Gonzales. Desarrollo de un sistema de control de un exoesqueleto para la asistencia del movimiento del codo. Scientia et Technica Año XIV, No 39. Universidad Tecnológica de Pereira. Septiembre de 2008.
- [James O. Arias,2009]** James O. Arias. (2009). Implementación de dispositivo mecánico Para la rehabilitación de la mano con síndrome de túnel Carpiano. Tesis no publicada, Universidad Autónoma de Manizales, Manizales, Colombia.
- [José M. Ramírez,2009]** José M. Ramírez. (2009, mayo 18). Exoesqueleto, un traje Diseñado para que pacientes con hemiplejia y paraplejia puedan estar de pie. El tiempo.com [En línea], español. Disponible:[http://www.eltiempo.com/archivo/documento/CM\\_S-5216727](http://www.eltiempo.com/archivo/documento/CM_S-5216727) [2009, Mayo 18].

- [J.M. Grosso, 2008]** J.M. Grosso, D. Tibaduiza, Diseño y validación de un Exoesqueleto maestro – esclavo para rehabilitación de Piernas. IEEE 6to congreso internacional de Investigación en ingeniería eléctrica y electrónica Colombia 2008.
- [Javier D. Canseco, 2009]** Javier D. Canseco, situación de la discapacidad en la región Andina. Consultoría para el organismo andino de la salud. Perú, 2009.
- [Manuel A Chávez, 2010]** Manuel Alejandro Chávez Cardona, Felipe Rodríguez spitia, Asfur Baradica López. Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar rehabilitación. Revista ingeniería biomédica, volumen 4 numero 7, pp 63 – 73. Escuela de ingeniería de Antioquia. Junio. 2010.
- [R. Gutiérrez, 2008]** R. Gutiérrez, P.A Niño-Suárez, O.F Avilés-Sánchez, F.Vanegas, J. Duque. Exoesqueleto Mecatronico para Rehabilitación Motora. 8 congreso iberoamericano de Ingeniería mecánica. Cusco. 2008.
- [T.T. Worsnopp, 2007]** T.T. Worsnopp, M.A. Peshkin, J.E. Colgate, and D.G. Kamper. An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke. IEEE 10<sup>th</sup> International Conference on Rehabilitation Robotics. 2008.
- [Tobón V, 2011]** Tobón Victoria, Ehecatl Ricardo. Diseño y construcción de un exoesqueleto en brazo para amplificar fuerza. Tesis. 2011
- [Wang J, 2009]** Wang J., Li J., Zhang Y., Wang S. Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation. procedines of the 31st annual International conference of the IEEE-EMBS. Minneapolis, USA. September 2009.
- [Wege A, 2005]** Wege A., Kondak K., Hommel G. Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation. *Proceedings of the International IEEE Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, Ontario, Canada, July August 2005.

- [Weinberg B, 2007]** Weinberg B., Nikitczuk J., Patel S., Patriitti B., Mavroidis C., Bonato P., Canavan P. Design, control and human testing of an active knee rehabilitation orthotic device. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Roma, Italia, April 10 -14.2007.
- [YasinDhafer, 2010]** YasinDhafer, 2010. Neuromechanics de locomoción Discapacidad: Investigación [en línea]. <<http://www.smpp.northwestern.edu/research/neuromechanics/index.html> > [2010, diciembre 10].
- [Yuxuan Zhang, 2010]** Yuxuan Zhang, Roció Ramírez, Shitao Liu, Shaohui an, Chao Wang, Hossain Baghaei, Wai hoy Wong. The engineering design and construction of an ultra-high resolution high sensivity preclinical pet/ct Mupet. IEEE 2010.
- [velázquez, 2007]** Velázquez-Sánchez A, Merchán-Cruz E, Hernández-Gómez. L, Urriolagoitia-Calderón G. Rango de movilidad y función descriptiva. Científica, vol. 11. Núm. 4, 177 – 188. México, 2007.
- [M.Teresa Angulo, 2011]** Ma. Teresa Angulo Carrere. Ana Álvarez Méndez. Yolanda Fuentes Peñaranda. Biomecánica de la extremidad superior exploración de la mano. Reduca, serie biomecánica clínica. España, 2011.
- [Parra, 2007]** Parra Fernando Esteban, Parra Luis Horacio, Tisiotti Paola Valeria, Willie Jose Mateo. Síndrome del túnel carpiano. Revista de postgrado de la viacatedra de medicina, 2007.
- [Srikulmontree, 2012]** SrikulmontreeThitinan. Osteoarthritis. American College of Rheumatology. EEUU, 2012.
- [Morales, 2010]** David Rodríguez morales, María del Carmen García Cubero, José María Mena Mateo, Fernando Silio Villamil, Jerónimo Maqueda (2010). Enfermedades Profesionales relacionadas con trastornos musculo esqueléticos. Recuperado de:

<http://www.insht.es/MusculoEsqueleticos/Contenidos/Ficheros/Ficha%2014%20Tenosinovitis%20ENTREGADA%20ORTO+AEEMT+SEMFYC.pdf>

- [Lavalle, 2007]** Carlos Lavalle Montalvo (2007), Osteoartritis. Recuperado de [http://www.medicinaysalud.unam.mx/temas/2010/06\\_jun\\_2k10.pdf](http://www.medicinaysalud.unam.mx/temas/2010/06_jun_2k10.pdf)
- [Aguilar, 2007]** Álvaro A. Aguilar Parra. Fractura de metacarpianos en los dedos. Hospital de coche. Caracas, Venezuela. 2007.
- [Gonzales, 1999]** Juan M. Gonzales Canedo, Sergio Pombo E., María Luisa Mariño. Luxaciones de los dedos de la mano. Publicación Institucional de ibermutuamur. Pontevedra, España. 1999.
- [OMS, 2001]** Organización Mundial de la Salud, Clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud [Texto impreso] Instituto de Migraciones y Servicios Sociales. Madrid, España. 2001.
- [Balicevic, 2007]** Balicevic boras Ivan. Esclerosis multiple. Master Universitario en medicina evaluadora. Centro asistencias alicante. España, 2007
- [Canton, 2005]** R. Canton, «Cyber Grasp,» Estética ,Ciencia y Tecnología, creaciones electrónicas y numéricas, 2005.

## **Anexos**

## ANEXO 1. PROGRAMACIÓN EN DETALLE DEL EXOESQUELETO

A continuación se muestra en detalle la programación realizada para el funcionamiento Del exoesqueleto:

```
/******programa dedos.. tesis*****  
  
Presentado por : Alexander Rincon Jimenez  
para : optar por el titulo de grado de maestría en  
          mecatronica y control  
institución: Universidad Autónoma de Manizales  
Ciudad: Manizales, Colombia.  
//*****librerías*****  
#include <Keypad.h>      // manejo de teclado  
#include <Servo.h>      // manejo de servomotores  
#include <LiquidCrystal.h> //manejo de pantalla  
#include "Arduino.h"      //resto de funciones arduino  
//+++++VARIABLES+++++  
//*****Variables para servos*****  
Servo servo1;          // dedo pulgar  
Servo servo2;          // dedo índice  
Servo servo3;          // dedo medio  
Servo servo4;          // dedo anular  
Servo servo5;          // dedo meñique  
//*****  
//*****Variables para teclado*****  
const byte ROWS = 4;   // numero de filas  
const byte COLS = 3;   // numero de columnas  
char Keys[ROWS][COLS] = {
```

```

    {'1','2','3'},      // definición
    {'4','5','6'},      // del
    {'7','8','9'},      // orden de las
    {'*','0','#'}       // teclas
};

byte rowPins[ROWS] = {14, 13, 12, 11}; //pines de las filas
byte colPins[COLS] = {9, 8, 7};       //pines de las columnas
Keypad kpd = Keypad( makeKeymap(Keys), rowPins, colPins, ROWS, COLS);
//*****variables lcd*****
LiquidCrystal lcd(27,26,25,24,23,22); // pines lcd
//*****Variables globales*****
int unidad;
int decena;
int centena;
String integrar;
long sum;
int nada;
int na;
int po;
int pos;
int dedopul;
int dedoind;
int dedomed;
int dedoanu;
int dedome;
int a;
int a1;
int a2;
int a3;
int a4;
int a5;
int a6;

```

```
int b;  
int c;  
int d;  
long d1;  
long d2;  
long d3;  
long d4;  
long d5;  
long d6;  
int e;  
int e1;  
int e2;  
int e3;  
int e4;  
int e5;  
int e6;  
int f;  
int f1;  
int f2;  
int f3;  
int f4;  
int f5;  
int f6;  
int g;  
int g1;  
int g2;  
int g3;  
int g4;  
int g5;  
int g6;  
int h;  
int h1;
```

```

int h2;
int h3;
int h4;
int h5;
int h6;
int i;
int j;
int k;
int l;
//+++++++Configuraciones+++++++
void setup() {
  lcd.begin(16,2);    //Definición de líneas y columnas de lcd
}
//*****programa principal*****
void loop(){
  inicio:
  lcd.setCursor(3,0);    // columna 3 fila 0 (lcd)
  lcd.write("seleccione");    // letrero 1
  lcd.setCursor(1,1);    // columna 1 fila 1 (lcd)
  lcd.write("rehabilitación"); // letrero 2
  //-----selección de opción-----
  char key = kpd.getKey(); // espera presión de teclado

  if (key != NO_KEY){    // entra a las funciones si se presiona
  lcd.clear();          // limpia dato anterior de pantalla
  lcd.setCursor(3,0);    // columna 3 fila 0 (lcd)
  lcd.write("selecciono"); // letrero 3
  lcd.setCursor(4,1);    // columna 4 fila 1 (lcd)
  lcd.write("opción:"); // letrero 4
  lcd.write(key);        // letrero 5
  delay(2000);          // tiempo de 2 segundos.
  switch (key){

```

```
/******caso 1 *****/
```

En este primer caso, selección 1, todos los dedos actual al tiempo.  
el fisioterapeuta puede programarlo seleccionando cantidad de series de ejercicios, tiempo de espera entre series, cantidad de repeticiones en cada serie, velocidad de funcionamiento y los grados de movimiento de cada dedo.

```
*****/
```

```
case '1':  
  key=0;  
  lcd.clear();          // limpia pantalla anterior  
  a1 = cantseries();  
  d1 = tiempo();  
  d1=sum;  
  e1 = repet();  
  f1 = velo();  
  g1 = graini();  
  h1 = grafin();  
  //-----montaje de paciente en dispositivos-----  
  
  servo1.attach(2);    // dedo pulgar en pin 2  
  servo2.attach(3);    // dedo índice en pin 3  
  servo3.attach(4);    // dedo medio en pin 4  
  servo4.attach(5);    // dedo anular en pin 5  
  servo5.attach(6);    // dedo meñique en pin 6  
  delay(250);  
    servo1.write(g1);  
    servo2.write(g1);  
    servo3.write(g1);  
    servo4.write(g1);  
    servo5.write(g1);  
  delay(250);  
  servo1.detach();    // dedo pulgar en pin 2
```

```

servo2.detach();    // dedo indice en pin 3
servo3.detach();    // dedo medio en pin 4
servo4.detach();    // dedo anular en pin 5
servo5.detach();    // dedo meñique en pin 6

```

ver1:

```

    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.write("ubico paciente?");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.write("* = si ; # = no");    // letrero 28
    c=verificar();                  // llama subrutina 2
    if (c == 35){                    // # = NO
        lcd.clear();
        goto ver1;
    }
    else if(c == 42){                // * = SI
        lcd.clear();                //borrar datos
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.write("abortar ejercicio");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.write("* = si ; # = no");    // letrero 28}
        c=verificar();              // llama subrutina 2
        if (c == 35){                // # = NO
            lcd.clear();
            goto arran1;
        }
        else if(c == 42){            // * = SI
            lcd.clear();
            goto inicio;
        }
    }
}

```

arran1:

```
/**inicio del programa**/
```

```
for(i=0; i < a1 ; i=i+1){          // series
servo1.attach(2);    // dedo pulgar en pin 2
servo2.attach(3);    // dedo indice en pin 3
servo3.attach(4);    // dedo medio en pin 4
servo4.attach(5);    // dedo anular en pin 5
servo5.attach(6);    // dedo meñique en pin 6

lcd.setCursor(3,0);
lcd.print("serie #:");
lcd.print(i+1);
for(j=0; j < e1 ;j=j+1 ){          // repeticiones
  for(k=g1; k<h1; k= k+ f1){        // grados y velocidad
    po=k;

    servo1.write(po);
    nada = seguridad();
    if (nada == 1){
      goto seguri;
    }
    servo2.write(po);
    nada = seguridad();
    if (nada == 1){
      goto seguri;
    }
    servo3.write(po);
    nada = seguridad();
    if (nada == 1){
      goto seguri;
    }
  }
}
```

```

    }
    servo4.write(po);
    nada = seguridad();
    if (nada == 1){
        goto seguri;
    }
    servo5.write(po);
    nada = seguridad();
    if (nada == 1){
seguri:
        servo1.write(g1);
        servo2.write(g1);
        servo3.write(g1);
        servo4.write(g1);
        servo5.write(g1);
        lcd.clear();
        lcd.write("abortando...");
        delay(5000);
        lcd.clear();
servo1.detach(); // dedo pulgar en pin 2
servo2.detach(); // dedo indice en pin 3
servo3.detach(); // dedo medio en pin 4
servo4.detach(); // dedo anular en pin 5
servo5.detach(); // dedo meñique en pin 6
        goto inicio;
    }
    delay(1000);
}
for(l=h1; l>g1; l=l- f1){
    pos=l;
    servo1.write(pos);
    nada = seguridad();

```

```

if (nada == 1){
  goto seguri2;
}
servo2.write(pos);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
  goto seguri2;
}
servo3.write(pos);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
  goto seguri2;
}
servo4.write(pos);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
  goto seguri2;
}
servo5.write(pos);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
seguri2:
  servo1.write(g1);
  servo2.write(g1);
  servo3.write(g1);
  servo4.write(g1);
  servo5.write(g1);
  lcd.clear();
  lcd.write("abortando...");
  delay(5000);
  lcd.clear();
servo1.detach();    // dedo pulgar en pin 2

```

```

servo2.detach(); // dedo indice en pin 3
servo3.detach(); // dedo medio en pin 4
servo4.detach(); // dedo anular en pin 5
servo5.detach(); // dedo meñique en pin 6
    goto inicio;
    }
    delay(1000);
    }
}
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("termino serie:");
lcd.print(i+1);
servo1.detach(); // dedo pulgar en pin 2
servo2.detach(); // dedo indice en pin 3
servo3.detach(); // dedo medio en pin 4
servo4.detach(); // dedo anular en pin 5
servo5.detach(); // dedo meñique en pin 6
    delay(d1); //tiempo entre repeticiones
    lcd.clear();
    }
break; // fin primer caso

```

/\*\*\*\*\*\*caso 2\*\*\*\*\*

En este segundo caso, selección 2, los dedos se pueden activar uno a uno. el fisioterapeuta puede programarlo seleccionando cantidad de series de ejercicios, tiempo de espera entre series, cantidad de repeticiones en cada serie, velocidad de funcionamiento y los grados de movimiento de cada dedo.

es de aclarar que cada dedo va cumpliendo las repeticiones mientras los otros dedos, se encuentran estáticos.

```
*****/
```

```
case '2':
```

```
key=0;
```

```
c=0;
```

```
//-----configura dedo pulgar-----
```

```
lcd.clear();          // limpia pantalla anterior
```

```
lcd.setCursor(1,0);   // columna 3 fila 0 (lcd)
```

```
lcd.write("desea activar"); // letrero
```

```
lcd.setCursor(2,1);   // columna 1 fila 1 (lcd)
```

```
lcd.write("dedo pulgar?"); // letrero
```

```
delay(2000);
```

```
lcd.clear();
```

```
lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 28
```

```
c=verificar();        // llama subrutina 2
```

```
if (c == 35){         // # = NO
```

```
lcd.clear();
```

```
dedopul = 0;
```

```
}
```

```
else if(c == 42){     // * = SI
```

```
dedopul = 1;         // variable activación
```

```
a2 = cantseries();
```

```
d2 = tiempo();
```

```
d2=sum;
```

```
e2 = repet();
```

```
f2 = velo();
```

```
g2 = graini();
```

```
h2 = grafín();
```

```
lcd.clear();         //borrar datos
```

```
}
```

```
//-----termino confi. dedo pulgar-----
```

```
//-----configura dedo indice-----
```

```
lcd.clear();         // limpia pantalla anterior
```

```

lcd.setCursor(1,0);           // columna 3 fila 0 (lcd)
lcd.write("desea activar");   // letrero
lcd.setCursor(2,1);          // columna 1 fila 1 (lcd)
lcd.write("dedo indice?");    // letrero
delay(2000);
lcd.clear();
lcd.write("* = si ; # = no");  // letrero 28
c=verificar();                // llama subrutina 2
if (c == 35){                 // # = NO
lcd.clear();
dedoind = 0;
}
else if(c == 42){             // * = SI
dedoind = 1;                  // variable activación
a3 = cantseries();
d3 = tiempo();
d3=sum;
e3 = repet();
f3 = velo();
g3 = graini();
h3 = grafin();
lcd.clear();                  //borrar datos
}

//-----termino confi. dedo indice-----
//-----configura dedo medio-----
lcd.clear();                  // limpia pantalla anterior
lcd.setCursor(1,0);          // columna 3 fila 0 (lcd)
lcd.write("desea activar");   // letrero
lcd.setCursor(2,1);          // columna 1 fila 1 (lcd)
lcd.write("dedo medio?");     // letrero
delay(2000);

```

```

lcd.clear();
lcd.write("* = si ; # = no");      // letrero 28
c=verificar();                    // llama subrutina 2
if (c == 35){                     // # = NO
lcd.clear();
dedomed = 0;
}
else if(c == 42){                 // * = SI
dedomed = 1;                      // variable activación
a4 = cantseries();
d4 = tiempo();
d4=sum;
e4 = repet();
f4 = velo();
g4 = graini();
h4 = grafin();
lcd.clear();                      //borrar datos
}
//-----termino confi. dedo medio-----
//-----configura dedo anular-----
lcd.clear();                      // limpia pantalla anterior
lcd.setCursor(1,0);               // columna 3 fila 0 (lcd)
lcd.write("desea activar");       // letrero
lcd.setCursor(2,1);              // columna 1 fila 1 (lcd)
lcd.write("dedo anular?");       // letrero
delay(2000);
lcd.clear();
lcd.write("* = si ; # = no");     // letrero 28
c=verificar();                   // llama subrutina 2
if (c == 35){                    // # = NO
lcd.clear();
dedoanu = 0;

```

```

}
else if(c == 42){           // * = SI
dedoanu = 1;               // variable activación
a5 = cantseries();
d5 = tiempo();
d5=sum;
e5 = repet();
f5 = velo();
g5 = graini();
h5 = grafin();
lcd.clear();               //borrar datos
}
//-----termino confi. dedo anular-----
//-----configura dedo meñique-----
lcd.clear();               // limpia pantalla anterior
lcd.setCursor(1,0);        // columna 3 fila 0 (lcd)
lcd.write("desea activar"); // letrero
lcd.setCursor(2,1);        // columna 1 fila 1 (lcd)
lcd.write("dedo meñique?"); // letrero
delay(2000);
lcd.clear();
lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 28
c=verificar();             // llama subrutina 2
if (c == 35){              // # = NO
lcd.clear();
dedome = 0;
}
else if(c == 42){          // * = SI
dedome = 1;                // variable activación
a6 = cantseries();
d6 = tiempo();
d6=sum;

```

```

e6 = repet();
f6 = velo();
g6 = graini();
h6 = grafin();
lcd.clear();           //borrar datos
}
//-----termino confi. dedo meñique-----
//-----montaje de paciente en dispositivos-----
servo1.attach(2);     // dedo pulgar en pin 2
servo2.attach(3);     // dedo indice en pin 3
servo3.attach(4);     // dedo medio en pin 4
servo4.attach(5);     // dedo anular en pin 5
servo5.attach(6);     // dedo meñique en pin 6
delay(250);

    if(dedopul == 1){
servo1.write(g2);
    }
    if(dedopul == 0){
servo1.write(0);
    }
    if(dedoind == 1){
servo2.write(g3);
    }
    if(dedoind == 0){
servo2.write(0);
    }
    if(dedomed == 1){
servo3.write(g4);
    }
    if(dedomed == 0){
servo3.write(0);

```

```

    }
    if(dedoanu == 1){
    servo4.write(g5);
    }
    if(dedoanu == 0){
    servo4.write(0);
    }
    if(dedome == 1){
    servo5.write(g6);
    }
    if(dedome == 0){
    servo5.write(0);
    }
delay(250);
servo1.detach();    // dedo pulgar en pin 2
servo2.detach();    // dedo indice en pin 3
servo3.detach();    // dedo medio en pin 4
servo4.detach();    // dedo anular en pin 5
servo5.detach();    // dedo meñique en pin 6

veri:
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.write("ubico paciente?");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.write("* = si ; # = no");           // letrero 28
    c=verificar();                          // llama subrutina 2
    if (c == 35){                            // # = NO
    lcd.clear();
    goto veri;
    }
    else if(c == 42){                        // * = SI

```

```

lcd.clear(); //borrar datos
lcd.setCursor(0,0);
lcd.write("abortar ejercicio");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 28}
c=verificar(); // llama subrutina 2
if (c == 35){ // # = NO
  lcd.clear();
  goto arran;
}
else if(c == 42){ // * = SI
  lcd.clear();
  goto inicio;
}
}

//-----pulgares-----

arran:
if(dedopul == 1){
  for(i=0; i < a2 ; i=i+1){ // series
    servo1.attach(2); // dedo pulgar en pin 2
    delay(250);
    lcd.setCursor(3,0);
    lcd.print("serie #:");
    lcd.print(i+1);
    lcd.setCursor(5,1);
    lcd.write("pulgares");
    for(j=0; j < e2 ;j=j+1 ){ // repeticiones
      for(k=g2; k<h2; k= k+ f2){ // grados y velocidad
        po=k;
        servo1.write(po);
        nada = seguridad();
        if (nada == 1){

```

```

servo1.write(g2);
lcd.clear();
servo1.detach(); // dedo pulgar en pin 2
delay(250);
goto inicio;
}
delay(1000);
}
for(l=h2; l>g2; l=l- f2){
pos=l;
servo1.write(pos);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
servo1.write(g2);
lcd.clear();
servo1.detach(); // dedo pulgar en pin 2
delay(250);
goto inicio;
}
delay(1000);
}
}
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("termino serie:");
lcd.print(i+1);
servo1.detach(); // dedo pulgar en pin 2
delay(d2);
lcd.clear();
}
}
//-----termino dedo pulgar-----

```

```

//-----inicio dedo indice-----

if(dedoind == 1){

for(i=0; i < a3 ; i=i+1){          // series

servo2.attach(3);                  // dedo indice en pin 3
delay(250);
lcd.setCursor(3,0);
lcd.print("serie #:");
lcd.print(i+1);
lcd.setCursor(5,1);
lcd.write("indice");
for(j=0; j < e3 ;j=j+1 ){          // repeticiones
for(k=g3; k<h3; k= k+ f3){         // grados y velocidad
po=k;
servo2.write(po);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
servo2.write(g3);
lcd.clear();
servo2.detach();                  // dedo indice en pin 3
delay(250);
goto inicio;
}
delay(1000);
}
for(l=h3; l>g3; l=l- f3){
pos=l;
servo2.write(pos);
nada = seguridad();
if (nada == 1){

```

```

servo2.write(g3);
lcd.clear();
servo2.detach();           // dedo indice en pin 3
delay(250);
goto inicio;
}
delay(1000);
}
}
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("termino serie:");
lcd.print(i+1);
servo2.detach();         // dedo indice en pin 3
delay(d3);
lcd.clear();
}
}
//-----termino dedo indice-----
//-----inicio dedo medio-----
if(dedomed == 1){
for(i=0; i < a4 ; i=i+1){           // series
servo3.attach(4);                 // dedo medio en pin 4
delay(250);
lcd.setCursor(3,0);
lcd.print("serie #:");
lcd.print(i+1);
lcd.setCursor(5,1);
lcd.write("medio");
for(j=0; j < e4 ;j=j+1 ){           // repeticiones
for(k=g4; k<h4; k= k+ f4){         // grados y velocidad
po=k;

```

```

servo3.write(po);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
servo3.write(g4);
lcd.clear();
servo3.detach();           // dedo medio en pin 4
delay(250);
goto inicio;
}
delay(1000);
}
for(l=h4; l>g4; l=l- f4){
pos=l;
servo3.write(pos);
nada = seguridad();
if (nada == 1){
servo3.write(g4);
lcd.clear();
servo3.detach();           // dedo medio en pin 4
delay(250);
goto inicio;
}
delay(1000);
}
}
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("termino serie:");
lcd.print(i+1);
servo3.detach();           // dedo medio en pin 4
delay(d4);
lcd.clear();

```

```

    }
}
//-----termino dedo medio-----
//-----inicio dedo anular-----

if(dedoanu == 1){

for(i=0; i < a5 ; i=i+1){           // series
    servo4.attach(5);               // dedo anular en pin 5
    delay(250);
    lcd.setCursor(3,0);
    lcd.print("serie #:");
    lcd.print(i+1);
    lcd.setCursor(5,1);
    lcd.write("anular");
    for(j=0; j < e5 ;j=j+1 ){       // repeticiones
        for(k=g5; k<h5; k= k+ f5){  // grados y velocidad
            po=k;
            servo4.write(po);
            nada = seguridad();
            if (nada == 1){
                servo4.write(g5);
                lcd.clear();
                servo4.detach();     // dedo anular en pin 5
                delay(250);
                goto inicio;
            }
            delay(1000);
        }
        for(l=h5; l>g5; l=l- f5){
            pos=l;
            servo4.write(pos);

```

```

nada = seguridad();
if (nada == 1){
servo4.write(g5);
lcd.clear();
servo4.detach();           // dedo anular en pin 5
delay(250);
goto inicio;
}
delay(1000);
}
}

lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("termino serie:");
lcd.print(i+1);
servo4.detach();          // dedo anular en pin 5
delay(d5);
lcd.clear();
}
}

//-----termino dedo anular-----
//-----inicio dedo meñique-----

if(dedome == 1){
for(i=0; i < a6 ; i=i+1){           // series
servo5.attach(6);                   // dedo meñique en pin 6
delay(250);
lcd.setCursor(3,0);
lcd.print("serie #:");
lcd.print(i+1);
lcd.setCursor(5,1);
lcd.write("menique");

```

```

for(j=0; j < e6 ;j=j+1 ){ // repeticiones
  for(k=g6; k<h6; k= k+ f6){ // grados y velocidad
    po=k;
    servo5.write(po);
    nada = seguridad();
    if (nada == 1){
      servo5.write(g6);
      lcd.clear();
      servo5.detach(); // dedo meñique en pin 6
      delay(250);
      goto inicio;
    }
    delay(1000);
  }
  for(l=h6; l>g6; l=l- f6){
    pos=l;
    servo5.write(pos);
    nada = seguridad();
    if (nada == 1){
      servo5.write(g6);
      lcd.clear();
      servo5.detach(); // dedo meñique en pin 6
      delay(250);
      goto inicio;
    }
    delay(1000);
  }
}
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("termino serie:");
lcd.print(i+1);

```

```

servo5.detach();                // dedo meñique en pin 6
delay(d6);
lcd.clear();
}
}
//-----termino dedo meñique-----
break;
}                                // fin switch
}                                // fin 1 er if
}                                // fin void loop()
//*****subrutinas*****
//*****inicio de primera subrutina*****
int teclado(){
    unidad = 0;
    decena = 0;
    centena= 0;
    integrar=0;
    char key = 0;
    //-----unidades-----
volver3:
    key = kpd.getKey();
while (key == NO_KEY) {          // mientras no haya nada presionado
    key = kpd.getKey();          // espera hasta que presione
    }
    if (key == 35){              // es #
        goto volver3;
    }
    if (key == 42){              // es *
        goto volver3;
    }
    unidad = key;                // cuando se presiona se
    unidad = unidad - 48;        // ajusta el valor del teclado
}
}

```

```

lcd.clear(); // limpia lcd y
lcd.print(unidad); // pone valor en lcd
//-----decena-----
volver4:
key = kpd.getKey();
while (key == NO_KEY) {
key = kpd.getKey();
}
if (key == 35){ // es #
goto volver4;
}
if (key == 42){ // es *
goto volver4;
}
decena = key;
decena = decena - 48;
lcd.print(decena);
//-----centena-----
volver5:
key = kpd.getKey();
while (key == NO_KEY) {
key = kpd.getKey();
}
if (key == 35){ // es #
goto volver5;
}
if (key == 42){ // es *
goto volver5;
}
centena = key;
centena = centena - 48;
lcd.clear();

```

```

    integrar = integrar + unidad;
    integrar = integrar + decena;
    integrar = integrar + centena;
    lcd.print(integar);
    delay(1000);
    b = integrar.toInt();           // convierte la cadena de caracteres en un numero
    return b;
}
//*****fin primer subrutina*****
//*****inicio segunda subrutina*****
int verificar(){
volver1:
    char key = 0;
    key = kpd.getKey();
    while (key == NO_KEY) {        // mientras no haya nada presionado
    key = kpd.getKey();           // espera hasta que presione
    }
    if (key == 35){               // es # = no
    return key;
    }
    if (key == 42){               // es * = si
    return key;
    }
    goto volver1; //
} // *****fin segunda subrutina*****
//*****inicio tercera subrutina*****
int seguridad(){
    char key = kpd.getKey();       // paro de emergencia
    if (key != NO_KEY){
        if (key == 35){           // es # o no.
            lcd.clear();         // limpia dato

```

```

    lcd.setCursor(0,0);           // columna 0 fila 0 (lcd)
    lcd.write("detener proceso?"); // letrero 27
    lcd.setCursor(0,1);         // columna 0 fila 1 (lcd)
    lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 28
    c=verificar();              // llama subrutina 2
    if (c == 35){                // # no
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(3,0);
        lcd.print("serie #:");
        lcd.print(i+1);
        na=0;
        return na;
    }
    else if(c == 42){            /* si
        lcd.clear();             //borrar datos
        c=0;
        na = 1;
        return na;
        //goto inicio;
    }
}

na = 0;
return na;
} // *****fin tercera subrutina *****
//-----cuarta subrutina-----
int cantseries(){               //cant de series
volver:
    lcd.setCursor(0,0);         // columna 0 fila 0 (lcd)
    lcd.write("seleccione cant"); // letrero 6
    lcd.setCursor(3,1);         // columna 3 fila 1 (lcd)
    lcd.write("de series");     // letrero 7

```

```

a=teclado(); // llama a subrutina 1 (OJO)
lcd.clear(); // limpia dato
lcd.setCursor(0,0); // columna 0 fila 0 (lcd)
lcd.write("valor ok?"); // letrero 8
lcd.setCursor(0,1); // columna 0 fila 1 (lcd)
lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 8
c=verificar(); // llama subrutina 2
if (c == 35){ // # = NO
lcd.clear();
c=0;
goto volver;
}
else if(c == 42){ // * = SI
lcd.clear(); //borrar datos
}
return a;
}
//*****fin cuarta subrutina*****
//-----quinta subrutina-----
int tiempo(){ //tiempo entre serie
volver6:
sum = 0;
lcd.setCursor(0,0); // columna 0 fila 0 (lcd)
lcd.write("seleccione tiemp"); // letrero 9
lcd.setCursor(0,1); // columna 0 fila 1 (lcd)
lcd.write("en min - serie"); // letrero 10
d= teclado(); // llamar a subrutina 1 (OJO2)
lcd.write(" min");
delay(1000);
lcd.clear(); // limpia dato
lcd.setCursor(0,0); // columna 0 fila 0 (lcd)
lcd.write("valor ok?"); // letrero 11

```

```

lcd.setCursor(0,1);           // columna 0 fila 1 (lcd)
lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 12
c=0;
c=verificar();              // llama subrutina 2
if (c == 35){
lcd.clear();
goto volver6;
}
else if(e == 42){
lcd.clear();                //borrar datos
c = 0;
}
lcd.clear();
sum = d*60000;
return sum;
}
//*****fin quinta subrutina*****
//*****inicio sexta subrutina*****
int repet(){                //cant de repeticiones
volver7:
lcd.setCursor(0,0);        // columna 0 fila 0 (lcd)
lcd.write("seleccione cant"); // letrero 13
lcd.setCursor(0,1);        // columna 0 fila 1 (lcd)
lcd.write("de repeticiones"); // letrero 14
e=teclado();              // llama a subrutina 1 (OJO)
lcd.clear();              // limpia dato
lcd.setCursor(0,0);        // columna 0 fila 0 (lcd)
lcd.write("valor ok?");    // letrero 15
lcd.setCursor(0,1);        // columna 0 fila 1 (lcd)
lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 16
c=verificar();            // llama subrutina 2
if (c == 35){

```

```

lcd.clear();
c=0;
goto volver7;
}
else if(c == 42){
lcd.clear();           //borrar datos
}
return e;
}
//*****fin sexta subrutina*****
//*****inicio séptima subrutina*****
int velo()             // velocidad
volver8:
    lcd.setCursor(3,0);           // columna 3 fila 0 (lcd)
    lcd.write("seleccione");     // letrero 17
    lcd.setCursor(3,1);         // columna 3 fila 1 (lcd)
    lcd.write("velocidad");     // letrero 18
    f=teclado();               // llama a subrutina 1 (OJO)
    lcd.clear();                // limpia dato
    lcd.setCursor(0,0);         // columna 0 fila 0 (lcd)
    lcd.write("valor ok?");     // letrero 19
    lcd.setCursor(0,1);         // columna 0 fila 1 (lcd)
    lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 20
    c=verificar();             // llama subrutina 2
    if (c == 35){
        lcd.clear();
        c=0;
        goto volver8;
    }
    else if(c == 42){
        lcd.clear();           //borrar datos
    }
}

```

```

    return f;
}
//*****fin séptima subrutina*****
//*****inicio octava subrutina*****
int graini(){ //grados iniciales
volver9:
    lcd.setCursor(3,0); // columna 3 fila 0 (lcd)
    lcd.write("seleccione"); // letrero 21
    lcd.setCursor(1,1); // columna 1 fila 1 (lcd)
    lcd.write("grados inicial"); // letrero 22
    g=teclado(); // llama a subrutina 1
    if(g > 181){
    lcd.clear();
    lcd.write("sobrepaso");
    delay(2000);
    lcd.clear();
    goto volver9;
    }
    lcd.clear(); // limpia dato
    lcd.setCursor(0,0); // columna 0 fila 0 (lcd)
    lcd.write("valor ok?"); // letrero 23
    lcd.setCursor(0,1); // columna 0 fila 1 (lcd)
    lcd.write("* = si ; # = no"); // letrero 24
    c=verificar(); // llama subrutina 2
    if (c == 35){
    lcd.clear();
    c=0;
    goto volver9;
    }
    else if(c == 42){
    lcd.clear(); //borrar datos
    }
}

```

```

    return g;
}
//*****fin octava subrutina*****
//*****inicio novena subrutina*****
int grafín(){                                //grados finales
volver10:
    lcd.setCursor(3,0);                       // columna 3 fila 0 (lcd)
    lcd.write("seleccione");                 // letrero 25
    lcd.setCursor(1,1);                       // columna 1 fila 1 (lcd)
    lcd.write("grados final");               // letrero 26
    h=teclado();                             // llama a subrutina 1
        if(h > 181){
            lcd.clear();
            lcd.write("sobrepaso");
            delay(2000);
            lcd.clear();
            goto volver10;
        }
        lcd.clear();                         // limpia dato
        lcd.setCursor(0,0);                  // columna 0 fila 0 (lcd)
        lcd.write("valor ok?");              // letrero 27
        lcd.setCursor(0,1);                  // columna 0 fila 1 (lcd)
        lcd.write("* = si ; # = no");        // letrero 28
        c=verificar();                       // llama subrutina 2
        if (c == 35){                        // # = NO
            lcd.clear();
            c=0;
            goto volver10;
        }
        else if(c == 42){                    // * = SI
            lcd.clear();                      //borrar datos
        }
}

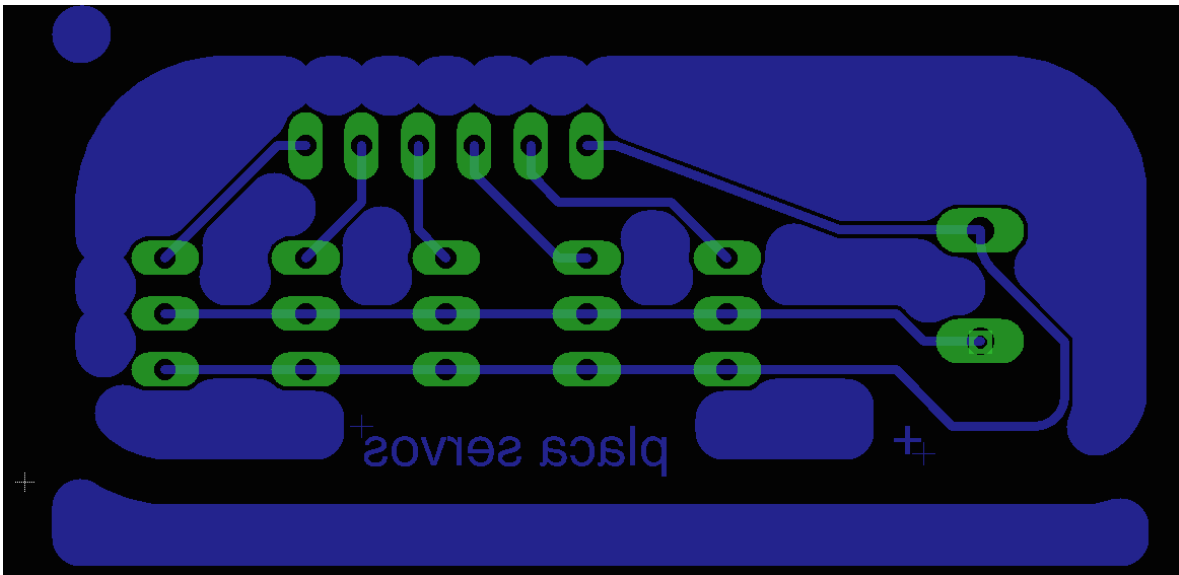
```

```
return h;  
}  
//*****fin novena subrutina*****
```

## ANEXO 2. DISEÑO DE LAS TARJETAS ELECTRÓNICAS COMPLEMENTARIA

A continuación se muestra

### Placa servomotores:



### Placa pantalla lcd:

