



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO INGENIERO MECATRONICO**

**TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO
ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO
ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTE CON DAÑO
CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA)**

AUTORES:

ANDRÉS MAQUEAVELO HIDROVO LOOR

GUIDO RAFAEL TORRES LLERENA

DIRECTOR

ING. HÉCTOR COCHISE TERÁN HERRERA. M.Sc.

LATACUNGA

2018



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTE CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA)**” realizado por los señores **Andrés Maqueavelo Hidrovo Loor** y **Guido Rafael Torres Llerena**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo que cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de la Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditar y autorizar a los señores **Andrés Maqueavelo Hidrovo Loor** y el señor **Guido Rafael Torres Llerena** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 22 de mayo del 2018

Una firma manuscrita en tinta azul que parece ser 'Hector Cochise Teran Herrera'.

ING HECTOR COCHISE TERAN HERRERA

DIRECTOR



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Andrés Maqueavelo Hidrovo Loor, con cédula de ciudadanía N° 131314424-6 y Guido Rafael Torres Llerena, con cédula de ciudadanía N° 180444766-0, declaramos que este trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTE CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA)**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 22 de mayo del 2018

Andrés Maqueavelo Hidrovo Loor

C.C.: 131314424-6

Guido Rafael Torres Llerena

C.C.: 180444766-0



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

AUTORIZACIÓN

Nosotros, Andrés Maqueavelo Hidrovo Loor y Guido Rafael Torres Llerena, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la Biblioteca Virtual de la Institución el presente trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTE CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA)**” cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 22 de mayo del 2018

Andrés Maqueavelo Hidrovo Loor

C.C.: 131314424-6

Guido Rafael Torres Llerena

C.C.: 180444766-0

DEDICATÓRIA

Guido Rafael Torres Llerena

Dedico este trabajo principalmente a Dios, por haberme dado la vida y permitirme el haber llegado hasta este momento tan importante de mi formación profesional.

Con mucho cariño principalmente a mis padres que me dieron la vida y han estado conmigo en todo momento. Gracias por todo papa y mama por darme una carrera para mi futuro y por creer en mí, aunque hemos pasado momentos difíciles siempre han estado apoyándome y brindándome todo su amor, por todo esto les agradezco de todo corazón el que estén conmigo a mi lado.

A mis hermanos Justine y Dominic gracias por estar conmigo y apoyarme siempre, los quiero mucho.

A mis amigos y compañeros quienes ofrecieron su ayuda y aliento para conseguir con este importante objetivo

Andrés Maquevelo Hidrovo Llor

A mis padres Maqueavelo Hidrovo y Betty Llor por el apoyo incondicional en todo aspecto a lo largo de mi vida, a mis abuelitas Teolinda y Blanche por todo el amor y paciencia que me tienen, a mis hermanos Stefano y Massiel quienes me inspiran a superarme y ser un ejemplo para ellos, a mis amigos que han estado en los buenos y malos momentos de mis estudios.

A la tía Tatiana y al tío Klever, al doctor Parreño, y a toda la familia quienes me impulsaron a tener el mayor de los empeños en los estudios, además de acobijarme a lo largo de mi vida universitaria.

Gracias a todos.

AGRADECIMIENTO

A dios por darnos habernos acompañado y guiado a lo largo de la carrera, por ser nuestra fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarnos una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo felicidad.

A nuestras familias, por el apoyo en todo momento, por los valores inculcados, y por habernos dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de nuestras vidas. Sobre todo, por ser un excelente ejemplo de vida a seguir.

A los amigos por confiar y creer en mí y haber hecho de mi etapa universitaria un trayecto de vivencias que nunca olvidare.

Un agradecimiento de manera especial al Tecnólogo Segundo Masapanta, por su apoyo incondicional a lo largo de la realización de la tesis.

Nuestros agradecimientos de manera especial al Ingeniero Héctor Terán, por su guía, su ayuda, su motivación y por sus palabras de aliento que nunca faltaron por su parte

A la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE extensión Latacunga y sus docentes que nos acogieron para poder desarrollarme como profesional, inculcándome sus conocimientos dentro y fuera de las aulas, y a todos quienes conforman la universidad.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE ENERGÍA Y MECÁNICA	i
CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
ÍNDICE DE TABLAS	xvi
ÍNDICE DE ECUACIONES	xviii
RESUMEN	xix
ABSTRACT	xx

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES	1
1.1. Introducción	1
1.2. Planteamiento del problema	2
1.3. Antecedentes	2
1.4. Justificación e Importancia.....	4
1.5. Objetivos	5
1.5.1. Objetivo General	5
1.5.2. Objetivos Específicos	5
1.6. Alcance y Limitaciones	6
1.6.1. Alcance.....	6
1.6.2. Limitaciones	6

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN	8
2.1. Estado del arte	8
2.1.1. Daño Cerebral Adquirido (DCA)	8
a) Ictus	11
b) Etimología y factores de riesgo.....	11
c) Causas que producen el ictus	12

d)	Tipos de Ictus.....	12
e)	Tipo de lesiones	13
a.1	Lesión de hemisferio Izquierdo	13
f)	Principales deficiencias	14
2.1.2.	Rehabilitación	16
a)	Terapeuta ocupacional	16
2.1.3.	Funciones específicas de la terapia ocupacional (TO)	17
a)	Fase crítica	17
b)	Fase aguda.....	17
c)	Fase subaguda y rehabilitadora	19
d)	Fase de readaptación	20
2.2.	Características de los dedos de la mano humana.....	21
2.2.1.	La mano humana	21
2.2.2.	Descripción de la mano	22
2.2.3.	Longitud de la mano.....	24
2.2.4.	Fuerza de los dedos de la mano.....	26
2.3.	Desarrollos tecnológicos de la fisioterapia de los dedos	27
2.3.1.	Desarrollos tecnológicos orientados a fisioterapia	27
2.3.2.	Rehabilitación robótica	30
2.4.	Análisis del equipo AMADEO ®.....	32
2.4.1.	Propósito del equipo de rehabilitación AMADEO ®.....	33
2.5.	Componentes eléctricos y electrónicos del equipo.....	34
2.5.1.	Arduino UNO.....	34
2.5.2.	Software	36
2.5.3.	Servomotores.....	36
2.5.4.	Guías lineales	37
a)	Características de la serie MGN.....	37
b)	Características de diseño de guías.....	37
c)	Construcción de la serie MGN	38
d)	Aplicación.....	38
c.1	Procedimientos de montaje.....	38
d.1	Métodos de montaje	39

e.1	Procedimiento de instalación del carril	39
-----	---	----

CAPÍTULO III

	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL EQUIPO PARA LA REHABILITACIÓN DE LOS DEDOS DE LA MANO	41
3.1.	Introducción	41
3.2.	Diseño de elementos.....	41
3.2.1.	Análisis estático del mecanismo biela – manivela - corredera.....	41
3.2.2.	Análisis dinámico del mecanismo biela -manivela - corredera.....	47
a)	Posición.....	48
b)	Velocidad.....	49
c)	Aceleración	49
d)	Calculo analítico de la posición, velocidad y aceleración.....	50
e)	Código de Matlab.....	51
3.2.3.	Análisis de esfuerzos y selección del material de los elementos mecánicos.....	54
a)	Análisis de esfuerzos en el soporte de los dedos.....	54
b)	Análisis de los esfuerzos de la manivela.....	58
c)	Análisis de los esfuerzos en la biela.....	62
3.3.	Diseño electrónico de los dispositivos de control	65
3.3.1.	Circuito esquemático.....	65
3.4.	Diseño del sistema de control asistido por computadora	67
3.4.1.	Diagrama de flujo de la programación.....	67
3.4.2.	Descripción del diagrama de flujo del software.....	71
a)	Pantalla Principal	71
a.1	Botón inicio	71
b.1	Botón stop	72
c.1	Casilla comunicación.....	73
b)	Pantalla menú.....	73
a.1	Inicio	74
b.1	Stop	74
c.1	Botón generar reporte	75
c)	Pantalla panel de calibración.....	76
a.1	Botón Menú.....	77

b.1	Botón nuevo	77
c.1	Seteo de los dedos	78
d)	Ejercicios a desarrollarse	79
a.1	Pantalla ejercicio 1	79
a.2	Botón inicio/pausa.....	79
b.2	Control	80
c.2	Indicadores	81
d.2	Ajustes	81
e.2	Slider dispuestos sobre la figura de la mano	82
b.1	Pantalla ejercicio 2	82
a.2	Control del ejercicio 2	83
b.2	Pantalla ejercicio 3	83
c.2	Pantalla ejercicio 4	84
d.2	Pantalla ejercicio 5	85
3.5.	Construcción y ensamble del equipo.....	86
3.5.1.	Diagrama de procesos de la construcción de la estructura	86
a)	Descripción de las piezas del soporte.....	87
b)	Construcción de la estructura.....	88
3.5.2.	Diagrama de procesos de la construcción del mecanismo biela manivela corredera	88
a)	Partes constitutivas del mecanismo biela -manivela -corredera.....	90
b)	Construcción de la biela y manivela	90
3.5.3.	Construcción de las bases de los dedos	91
3.5.4.	Selección de la corredera y riel	91
3.5.5.	Diagrama de procesos de la construcción del apoya brazo	91
a)	Selección de partes.....	92
b)	Construcción del apoya brazo.....	94
3.5.6.	Diagrama de procesos de la implementación del sistema eléctrico.....	94
a)	Equipos y dispositivos eléctricos	95
b)	Implementación del sistema eléctrico	97
3.6.	Ensamblaje del sistema de rehabilitador de dedos	98
3.6.1.	Ensamblaje del mecanismo biela –manivela- corredera	98
3.6.2.	Montaje de ante brazo	103
3.6.3.	Montaje de sistema eléctrico	107

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS	110
4.1. Evaluación de la movilidad del equipo de acuerdo a diferentes esfuerzos	110
4.2. Validación de la hipótesis	116
4.2.1. Hipótesis.....	116
4.2.2. Pasos para la realización de una prueba de hipótesis	116
4.3. Análisis Económico del trabajo.....	120

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	125
5.1. Conclusiones	125
5.2. Recomendaciones.....	127

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	129
---	-----

ANEXOS	132
---------------------	-----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Exoesqueleto neumático para la rehabilitación de la mano	3
Figura 2 Equipo empleado en la Clínica de Fisioterapia En Badajoz	4
Figura 3 Hemisferios cerebrales.....	9
Figura 4 Tipos de accidentes cerebrovasculares	10
Figura 5 Lesión del hemisferio izquierdo, parálisis del lado derecho del cuerpo	13
Figura 6 Lesión del hemisferio derecho, parálisis del lado izquierdo del cuerpo	14
Figura 7 Dedos de la mano.....	22
Figure 8 Músculos de la mano	23
Figura 9 Sistemas de rehabilitación: a) Guante para rehabilitación pasiva; b) Robot HOWARD; c)... Sistema de auto-rehabilitación; d) Mano robótica	29
Figure 10 Otros dispositivos enfocados a terapias para manos y dedos: a) Sistema de rehabilitación, b) Guante de rehabilitación activa	30
Figure 11 Campos de la rehabilitación robótica.....	31
Figura 12 Equipo de rehabilitación AMADEO.....	34
Figure 13 Arduino uno	35
Figure 14 LabView	36
Figura 15 Guía lineal MGN	38
Figure 16 Métodos de montaje.....	39
Figura 17 Procedimiento de instalación del carril.....	40
Figura 18 Esquema del mecanismo.....	42
Figure 19 Diagrama de fuerzas nodo A.....	42
Figura 20 Ángulos en el punto critico	44
Figura 21 Diagrama de fuerzas nodo B.....	44
Figura 22 Diagrama de fuerzas nodo B.....	45
Figura 23 Diagrama de fuerzas nodo C.....	46
Figura 24 Esquema de las partes del mecanismo manivela- biela - corredera	48
Figura 25 Esquema del mecanismo (resultados).....	51
Figura 26 Grafico desplazamiento de ángulos del mecanismo	53
Figura 27 Posición final del mecanismo	53
Figura 28 Velocidades del mecanismo.....	54
Figura 29 Aceleraciones del mecanismo.....	54
Figura 30 Analisis de esfuerzos del soporte de los dedos	55
Figura 31 Análisis estático de Tensiones	56
Figura 32 Análisis de los Desplazamientos.....	57
Figura 33 Factor de seguridad.....	58
Figura 34 Analisis de esfuerzos de la manivela	59
Figura 35 Análisis estático de Tensiones	60
Figura 36 Análisis estático de Desplazamientos	61

Figura 37 Factor de seguridad	62
Figura 38 Analisis de esfuerzos de la manivela	63
Figura 39 Análisis de Tensiones	63
Figura 40 Análisis del Desplazamientos	64
Figura 41 Análisis del Factor de seguridad	65
Figura 42 Diagrama esquemático.....	66
Figure 43 Diagrama de flujo de programación 1	67
Figure 44 Diagrama de flujo de programación 2.....	68
Figure 45 Diagrama de flujo de programación 3.....	69
Figure 46 Diagrama de flujo de programación 4.....	70
Figura 47 Pantalla principal	71
Figura 48 Botón inicio	72
Figura 49 Mensaje emergente, “Se recomienda setear los dedos y datos del paciente previo a realizar los ejercicios”	72
Figura 50 Botón STOP.....	73
Figura 51 Mensaje emergente, "El botón PARA DE EMERGENCIA fue activado, retire los dedos de la mano y desactive el botón para continuar con el proceso"	73
Figura 52 Casilla de puerto de comunicación	73
Figura 53 Pantalla de menú.....	74
Figura 54 Botón inicio de la pantalla menú	75
Figura 55 Botón generar reporte	75
Figura 56 Generación del reporte de actividades	76
Figura 57 ingreso de datos del paciente	76
Figura 58 Seteo del dedo índice.....	77
Figura 59 Botón menú.....	77
Figura 60 Botón nuevo.....	78
Figura 61 Seteo de los dedos de la mano, previo a iniciar el movimiento	78
Figura 62 Seteo de los dedos de la mano, seleccionado la acción de contraer.....	79
Figura 63 Pantalla ejercicio 1	79
Figura 64 Botón INICIO/PAUSA	80
Figura 65 Mensaje emergente "Revise seteo de los dedos"	80
Figura 66 Panel de control	81
Figura 67 Panel de indicadores	81
Figura 68 Panel de ajustes.....	82
Figura 69 Indicador slider para el desplazamiento de cada uno de los dedos	82
Figura 70 Pantalla ejercicio 2.....	83
Figura 71 Panel de control	83
Figura 72 Mensaje emergente "Revise el número de repeticiones que el paciente va a realizar"	83
Figura 73 Pantalla ejercicio 3.....	84
Figura 74 Pantalla ejercicio 4.....	85
Figura 75 Pantalla ejercicio 5.....	85
Figura 76 Mensaje emergente "Seleccione uno o varios dedos para poder realizar el ejercicio"	86

Figura 77 Base.....	87
Figura 78 Soporte de motores	88
Figura 79 Base de la estructura	88
Figura 80 Manivela	90
Figura 81 Biela.....	90
Figura 82 Guía Corredera.....	90
Figura 83 Base de dedos.....	90
Figura 84 Base principal	92
Figura 85 Base secundaria.....	93
Figura 86 Base auxiliar y lengüeta.....	93
Figura 87 Base de la muñeca.....	93
Figura 88 Base del antebrazo	93
Figura 89 Extensor 2	93
Figura 90 Extensor 1	94
Figura 91 Servomotor	95
Figura 92 Fuente de alimentación	96
Figura 93 Cables	96
Figura 94 Arduino	96
Figura 95 Computadora.....	97
Figura 96 Flujograma del ensamble del mecanismo biela manivela.....	98
Figura 97 Acoplamiento de los servomotores a la estructura	99
Figura 98 Partes del base de los dedos	99
Figura 99 Acoplamiento de los rieles en la estructura	100
Figura 100 Ensamblaje del mecanismo en los servomotores.....	100
Figura 101 Mecanismo de dedos.....	100
Figura 102 Plantilla de la mano.....	100
Figura 103 Acoplamiento de la plantilla de la mano.....	100
Figura 104 Mecanismo del dedo pulgar	101
Figura 105 Base del dedo pulgar.....	101
Figura 106 Soporte del imán Figura.....	101
Figura 107 Base del dedo (imán)	101
Figura 108 Cubierta de la estructura	101
Figura 109 Ensamble final	102
Figura 110 Flujograma del ensamble del ante brazo.....	104
Figura 111 Base principal	104
Figure 112 Base principal partes	104
Figure 113 Base secundaria.....	104
Figure 114 Ensamblaje de base secundaria.....	104
Figura 115 Base auxiliar y lengüeta.....	105
Figura 116 Base de muñeca	105
Figura 117 Base secundaria.....	105
Figura 118 Base auxiliar y lengüeta.....	105

Figura 119 Base de la muñeca.....	105
Figura 120 Ensamblaje de bases	105
Figura 121 Base de antebrazo	106
Figura 122 Ensamblaje de antebrazo	106
Figura 123 Ensamblaje final	106
Figura 124 Paro de emergencia.....	106
Figura 125 Flujograma del ensamble del sistema eléctrico.....	107
Figura 126 Pista de placa de conexión	108
Figura 127 Placa de control.....	108
Figura 128 Placa de potencia	108
Figura 129 Componentes de aislamiento y sujeción de placa de control.....	109
Figura 130 Componentes de aislamiento y sujeción de placa de potencia.....	109
Figura 131 Pista de placa de conexión	109
Figura 132 Sistema eléctrico ensamblado.....	109
Figura 133 Desplazamiento de los dedos	113
Figura 134 Numero de repeticiones	114
Figura 135 Tiempo de repeticiones.....	115
Figura 136 Desplazamiento vs Angulo de giro	117
Figura 137 Mecanismo biela manivela	117

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Longitudes promedio, ancho de la mano y de la palma en mujeres expresado.....	24
Tabla 2 Longitudes promedio, ancho de la mano y de la palma en hombres expresado	24
Tabla 3 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en mujeres.	24
Tabla 4 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en hombres.	24
Tabla 5 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo indicador en mujeres.	25
Tabla 6 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo indicador en hombres.	25
Tabla 7 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo medio en mujeres.....	25
Tabla 8 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo medio en hombres.	25
Tabla 9 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en mujeres.....	25
Tabla 10 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en hombres.	26
Tabla 11 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo mínimo en mujeres.	26
Tabla 12 Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo minino en hombres.	26
Tabla 13 Datos de persona 1	26
Tabla 14 Datos de persona 2	27
Tabla 15 Datos de persona 3	27
Tabla 16 Datos de persona 4	27
Tabla 17 Especificaciones de Servo HS-755HB Hitec	36
Tabla 18 Propiedades mecánicas acero A36.....	55
Tabla 19 Análisis de esfuerzos.....	56
Tabla 20 Análisis de los desplazamientos.....	56
Tabla 21 Factor de diseño	57
Tabla 22 Propiedades del material	59
Tabla 23 Análisis estático de Tensiones.....	59
Tabla 24 Análisis estático de Desplazamientos	60
Tabla 25 Factor de diseño	61
Tabla 26 Análisis de esfuerzos.....	63
Tabla 27 Análisis de los desplazamientos.....	64
Tabla 28 Factor de diseño	64
Tabla 29 Pin de arduino al que corresponde con respecto al servomotor y el dedo a mover.....	66
Tabla 30 Funcionamiento del botón "Paro de emergencia"	66
Tabla 31 Diagrama de proceso de construcción de la estructura.	86
Tabla 32 Partes del soporte.	87
Tabla 33 Diagrama de proceso de construcción del mecanismo de accionamiento de los dedos	89
Tabla 34 Elementos del mecanismo biela- manivela -corredera.....	90
Tabla 35 Diagrama de proceso de construcción del apoya brazo.	91
Tabla 36 Partes del apoya brazo.....	92
Tabla 37 Diagrama de proceso de construcción del sistema eléctrico.	94
Tabla 38 Equipos y dispositivos eléctricos	95
Tabla 39 Datos del paciente	112
Tabla 40 Desplazamiento de los dedos	113
Tabla 41 Numero de repeticiones.....	114
Tabla 42 Tiempo de repeticiones	115

Tabla 43 Desplazamiento vs Angulo de giro	117
Tabla 44 Hipótesis.....	12019
Tabla 45 Estructura	120
Tabla 46 Mecanismo biela-manivela-corredera.....	121
Tabla 47 Equipos y dispositivos eléctricos	122
Tabla 48 Apoya brazo	123
Tabla 48 Mesa	123

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecu(1) Posición Angular del Mecanismo	48
Ecu(2) Posición Lineal del Mecanismo	48
Ecu(3) Velocidad Angular del Mecanismo.....	49
Ecu(4) Velocidad Lineal del Mecanismo.....	49
Ecu(5) Aceleración Angular del Mecanismo.....	50
Ecu(6) Aceleración Lineal del Mecanismo.....	50
Ecu(7) Media	118
Ecu(8) Desviación Estandar	118
Ecu(9) Cálculo de t-student	118

RESUMEN

El trabajo de titulación se encuentra enfocado al diseño y construcción de un dispositivo para la terapia de los dedos de la mano izquierda, para pacientes con daño cerebral adquirido; con el fin de mejorar el déficit de movilidad de estos pacientes, luego de un accidente cerebrovascular. En este trabajo va a intervenir en las fases 2 y 3 de la terapia ocupacional, logrando mejorías parciales en un tiempo limitado, de esta manera se está promoviendo a la transferencia, desarrollo e innovación tecnológica como lo plantea el plan nacional del buen vivir. El trabajo relaciona las ciencias de la computación, salud y mecatrónica, ya que el equipo se encuentra conformado por elementos mecánicos, eléctricos y un sistema de control asistido por un computador; con el fin de desarrollar un equipo que realice diversos ejercicios terapéuticos, al generar movimiento de los dedos de forma autónoma; bajo la supervisión de un terapeuta, el mismo debe tener el conocimiento del equipo y de los ejercicios terapéuticos que deba realizar, de acuerdo a una evaluación continua, siendo este profesional de la salud, la persona encargado de setear el equipo, con el objetivo de calibrar la longitud de los dedos del paciente, posterior a este proceso se procede a seleccionar el tipo de ejercicio para el paciente, la cantidad de repeticiones y el tipo de ejercicio lo determina el profesional terapeuta de las manos.

PARABRAS CLAVE:

- **MANOS - REHABILITACION**
- **ICTUS (INFARTO CEREBRAL)**
- **REABILITACIÓN ROBÓTICA**
- **LABVIEW**
- **INTERFAZ DE COMUNICACION**

ABSTRACT

The degree project is focused on the design and construction of a device for the therapy of the fingers of the left hand for patients with acquired brain damage, in order to improve the mobility deficit of these patients after a stroke. This project will intervene in phases 2 and 3 of occupational therapy, achieving partial improvements in a limited time, thus promoting the transfer, development and technological innovation as proposed by the national plan of good living. The project relates computer science, health and mechatronics, since the equipment is made up of mechanical and electrical elements and a computer-assisted control system, in order to develop a team that performs various therapeutic exercises to generate movement of the fingers independently; under the supervision of a therapist, the therapist must have the knowledge of the equipment and the therapeutic exercises to be performed, according to a continuous evaluation, being this health professional, the person in charge of setting the equipment, with the aim of calibrating the length of the patient's fingers, after this process is proceeded to select the type of exercise for the patient, the number of repetitions and the type of exercise is determined by the professional hand therapist.

PARABRAS CLAVE

- **HANDS - REHABILITATION**
- **STROKE (CEREBRAL INFARCTION)**
- **ROBOTIC REHABILITATION**
- **LABVIEW**
- **COMMUNICATION INTERFACE**

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES

1.1. Introducción

El primer capítulo se establecen las etapas de la investigación a seguir, como son el problema generado por la no existencia de equipos especializado para tratar la rehabilitación a persona con problemas de atrofia muscular de los dedos del mano producido por el ictus.

Parar llegar a comprender y establecer una solución fue necesario, realizar una investigación bibliográfica, considerando las áreas de conocimiento vinculadas en este trabajo como: medicina, mecánica, eléctrica, electrónica y software. Así como, delimitar los parámetros de funcionamiento de acuerdo a los percentiles existentes en nuestro país.

Por lo que se plantean los objetivos bajo los preceptos y técnica enunciados con anterioridad.

El segundo capítulo se encuentra enfocado al estado del arte a través de la investigación de la fundamentación teórica necesaria para el diseño, construcción y funcionamiento del equipo como:

- La mano humana; las características a considerarse son: fuerza, longitud de las falanges tanto a mujeres como hombres, tamaño de la mano de mujeres como hombres y el tipo de movilidad que genera su funcionamiento óptimo.
- Análisis teóricos de equipos semejantes basados en investigaciones como: papers, revistas y tesis que se encuentra en el mercado.
- Elementos constitutivos para generar movilidad como; mecánicos, eléctrico, electrónicos y tipos de software.

El tercer capítulo se encuentra enfocado al diseño y construcción del equipo a través de mecanismos tales como: mecánico, eléctrico, electrónico y un sistema de control, siendo este el encargado de ejecutar su funcionamiento. El sistema de control nos permite controla los cinco servomotores a través de la variación de los ángulos de giro, los mismo que nos servirán para determinar el avance y retroceso de las bases de los dedos de acuerdo al tipo de ejercicios; este desplazamiento se encuentra se lo realiza por medio del mecanismo biela-manivela – corredera diseñado para el efecto.

En la construcción de los elementos mecánicos como el mecanismo biela-manivela-corredera se lo realiza de acuerdo al siguiente análisis.

La biela y manivela se la construyo en 3D, considerando las cargas, validadas y analizadas en formas analíticas y simuladas por medio de un software CAD-CAE.

La corredera se selecciona considerando las cargas que va a soportar y su funcionalidad siendo esta MGN-H

El apoyo brazos se lo construyo considerando las dimensiones del brazos y mano y las cargas que va a soportar.

Y el soporte de todos tanto mecánicos como eléctricos y electrónicos considerando sus dimensiones de acuerdo a la movilidad que se pretende generar.

El cuarto capítulo se expone la validación de la hipótesis, dando como resultado la corroboración o refutación de la tesis.

El quinto capítulo está constituido por las conclusiones de la investigación, y las recomendaciones que se deben tomar en consideración para investigaciones posteriores.

1.2. Planteamiento del problema

De acuerdo, Franco & Dr. Óscar, 2017 ; el hospital Clínica Kennedy realizó un estudio en 100 pacientes guayaquileños considerados de estrato socioeconómico medio y alto (57 hombre y 43 mujeres), en el cual el 63% de pacientes presentó un infarto cerebral y el 37% restante, un evento hemorrágico, y según el registro de hospitalización por accidentes cerebro vasculares de personas negras e hispanos en el Hospital del norte de Manhattan el 11% de hispanos y el 7% de blancos tuvieron hemorragias intracraneales, una figura que sugirió que los ictus hemorrágicos pueden ser más comunes en hispanos que en blancos. (Franco & Dr., 2017)

La no existencia de un equipo en centros especializado para tratar la terapia muscular de los dedos de la mano, producido por el ictus, el cual abarca la zona sierra centro del país respecto al DCA, por lo que se decidió en diseñará y desarrollar el trabajo. El cual está enfocado al diseño y construcción de un dispositivo robótico para la terapia muscular de los dedos de la mano izquierda; para una mejora rápida del paciente. (Ojeda del Pozo, Ezquerra-Iribarren, Urruticoechea-Sarriegui, Qemada-Ubis, & Muñoz-Céspedes, 200)

1.3. Antecedentes

Los primeros registros de terapias de rehabilitación funcional empleando robots data de los años ochenta; los antecedentes de estos ocasionaron que no fueran confiables por diferentes tipos accidentes suscitados, además de brindar una limitada capacidad de movimientos y reprogramación. En el año de 1999 la Universidad de Tecnología y Economía

de Budapest ejecuta el proyecto “REHAROB”, siendo los primeros en el mundo en emplear robots industriales estándar en terapia de rehabilitación física en humanos. (Fazekas, Horvath, Troznai, & Toth, 2007)

La rehabilitación del paciente con daños cerebrovascular tiene como finalidad tratar de compensar los déficits de la discapacidad motriz para conseguir la máxima capacidad funcional posible, es un proceso limitado en el tiempo y orientado por objetivos; facilitando la independencia y la reintegración del paciente al entorno familiar, social y laboral. (David de Noreña, 2010)

De los trabajos con contenido y desarrollo científico sobre la rehabilitación de los dedos de las manos se puede establecer:

a.1 “Sistema robótico de tipo exoesqueleto para la rehabilitación de la mano”, el cual se visualiza en la figura 1, está enfocado a personas que hayan sufrido un evento cerebro-vascular, y se haya afectado la movilidad de la mano. Dicho artefacto plantea que el usuario pueda sujetar y transportar elementos, así como también abrir y cerrar la mano de la manera más cómoda y natural posible. (Enriquez, et al., 2014)

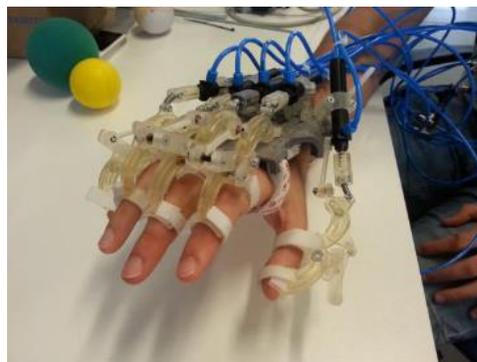


Figura 1 Exoesqueleto neumático para la rehabilitación de la mano

Fuente: (Enriquez, et al., 2014)

b.1 “Exoesqueleto para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación”, este artículo plantea las aplicaciones que pueden tener en la vida humana este tipo de dispositivos, con la ayuda de señales dieléctricas para la rehabilitación de las extremidades del cuerpo humano. (Manuel Alejandro Chávez Cardona, 2010)

En la actualidad existe pocos centros de rehabilitación, que prestan este tipo de servicio relacionado con la fisioterapia; en donde empleen equipos de última generación para dar asistencia a sus pacientes y obtener resultados satisfactorios en los menores plazos de tiempo posibles, siendo estos potenciales clientes para la adquisición de equipos robotizados como el equipo de la figura 2, para rehabilitación física del cuerpo humano. (Manuel Alejandro Chávez Cardona, 2010)



Figura 2 Equipo empleado en la Clínica de Fisioterapia En Badajoz

Fuente: (Badajoz, 2018)

1.4. Justificación e Importancia

El trabajo planteado pretende ayudar en las terapias de rehabilitación física, a personas que con daño cerebral adquirido. Logrando mejorar su habilidad sensorial y motriz, siempre y cuando esta se realice de forma continua. (Ojeda del Pozo, Ezquerria-Iribarren, Urruticochea-Sarriegui, Qemada-Ubis, & Muñoz-Céspedes, 200). Se pretende cumplir con lo que establece el Plan Nacional del buen vivir 2013-2017

- Objetivo 3, del artículo 358 del Sistema Nacional de Salud para “el desarrollo, protección y recuperación de capacidades y potencialidades, incluyendo los servicios de promoción, prevención y atención integral”. (vivi, 2013-2017)
- Objetivo 4 literal 4.6, que promueve la “transferencia, el desarrollo y la innovación tecnológica, a fin de impulsar la producción nacional de calidad y alto valor agregado, con énfasis en los sectores priorizados como: la investigación, diseño y

construcción de equipos relacionados con las discapacidades de los miembros superiores”. (vivir P. d., 2013-2017)

Se empleará un sistema robotizado para realizar la maniobrabilidad de los dedos de la mano a través del equipo, considerando las tolerancias que deben existir sobre la flexibilidad de las falanges, ejecutados por sensores y actuadores los mismos que son controladas y monitoreadas por un computador. (Calderitaa, et al., 2015)

Por lo anteriormente expuesto se puede establecer que no existen centros especializados sobre la rehabilitación de la terapia muscular de los dedos de la mano de forma autónoma; esto es un equipo mecatrónica, que tenga la capacidad de flexionar las falanges de los dedos a través mediante un control electrónico; razón indispensable para generar una investigación relacionada sobre este tema.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

“Diseñar y construir un dispositivo robótico para la terapia de los dedos del mano asistido por computador, para pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA) “

1.5.2. Objetivos Específicos

- Investigar las características clínicas sobre programas de rehabilitación relacionada a la terapia activa y pasiva para la movilidad de los dedos de la mano en los pacientes con Daño Cerebral Adquirido DCA.
- Diseñar un módulo de apertura y cierre, normalizados a los percentiles del Ecuador para la realización de la rehabilitación.
- Construir el equipo de rehabilitación bajo normas técnicas de manufactura, salud y terapia sistemática.
- Implementar el control asistido por computador, que permita la rehabilitación con secuencias temporales dependiendo del grado de lesión.

1.6. Alcance y Limitaciones

1.6.1. Alcance

- Diseñar el sistema de accionamiento de apertura y cierre de los dedos mediante la acción de un mecanismo óptimo.
- Diseñar y construir los diferentes elementos y mecanismos del sistema de rehabilitación de los dedos.
- Diseñar el sistema de control asistido por un computador para establecer los programas de rehabilitación de la mano de los dedos
- Simular el agarre natural y la secuencia de los movimientos automatizados de los dedos de los pacientes a ser tratados en una forma activa o pasiva.
- Diseñar un interfaz gráfico que sea amigable e intuitiva para el usuario.

1.6.2. Limitaciones

- El prototipo se lo realizara en nueve meses a partir de la fecha de egresamiento (agosto del 2017)
- Pocos datos acerca de equipos de rehabilitación en Ecuador; son escasas las clínicas dedicadas a dar el servicio de rehabilitación física de pacientes con Daño Cerebral Adquirido DCA.
- El equipo de rehabilitación solo se puede usar en pacientes que se encuentren entre las fases 2 y 3 de la Terapia Ocupacional.
- El prototipo podrá ser empleado a partir de adolescentes mayores de 18 años de edad, hasta personas adultas de 65 años.
- Es difícil determinar el nivel de recuperación que va a alcanzar el paciente, porque existe multitud de factores que intervienen en este proceso. Entre ellos destacamos: gravedad de la lesión, tiempo de permanencia en coma, duración de la amnesia post-traumatismo (APT), entre otros. Además, también influye en la recuperación el estado de salud previo a lesión y los hábitos de vida.

Entre las principales pruebas de imagen diagnóstico tenemos: TAC (tomografía axial computer), resonancia magnética, PET (tomografía por emisión de positrones), etc. todas ellas nos ofrecen una imagen del cerebro mediante la cual se evaluará el tipo de lesión, su gravedad, función, localización y dimensión.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN

2.1. Estado del arte

2.1.1. Daño Cerebral Adquirido (DCA)

El cerebro, es el órgano encargado de la supervivencia de todo el organismo, el cual desempeña funciones cognitivas, emotivas, y el control de actividades vitales tales como el sueño, los movimientos, el tacto, entre otros. Se encuentra alojado dentro de una estructura ósea (el cráneo), y revestido por unas membranas llamadas meninges. Formado por millones de células nerviosas depende de la sangre del corazón, que les provee del oxígeno y nutrientes ineludibles para su supervivencia. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

El cerebro posee dos mitades llamados hemisferios cerebrales derecho e izquierdo; el hemisferio derecho controla la parte izquierda del cuerpo, y el hemisferio izquierdo controla la parte derecha. Sus funciones correspondientes son: (Navarro Pérez, y otros, 2007)

Los hemisferios a su vez se dividen en cuatro posiciones denominadas lóbulos, las cuales observamos en la figura 3, en donde cada uno de estos realizan funciones específicas, considerando que se encuentran interconectados, esto implica que cuando una se ve dañada la otra se ve afectada. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

- **Lóbulo Frontal**, Se encarga de las funciones intelectuales tales como el pensamiento, la atención, la organización y la planificación: incidiendo en la personalidad la conducta y el control de emociones. Se encuentra localizado detrás de la frente. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

- **Lóbulos Temporales**, Encargados de dotar la capacidad de controlar la memoria entender las cosas y hablar. Se encuentran localizado por detrás del lóbulo frontal. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

- **Lóbulos Parietales**, Encargado de interpretar las relaciones espaciales, leer y escribir. En medio de los lóbulos parietales y frontales se encuentran unas zonas que se

encargan de controlar la sensibilidad y el movimiento. Se encuentran localizados por encima de las orejas. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

- Lóbulos Occipitales, se encargan de la visión. Se encuentran localizados en la parte más posterior de la cabeza. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

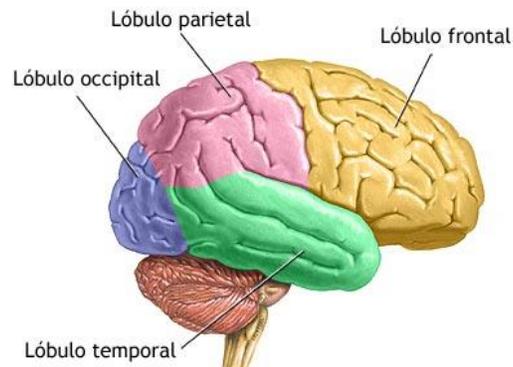


Figura 3 Hemisferios cerebrales

Fuente: (Navarro Pérez, y otros, 2007)

El **daño cerebral adquirido**, conlleva importantes consecuencias en el terreno personal, familiar y social de quienes la padecen, y otras aspectos de dimensiones complejas debido a la diversidad de sus secuelas (con diversos grados de dureza en los planos físico, sensorial, neuropsicológico-cognitivo, conductual, emocional y relacional), que pueden ser de larga duración; la difícil situación y el compromiso que adquiere el entorno familiar; la súbita interrupción; la dependencia a largo plazo que está discapacidad genera, y la dificultad que existe actualmente a la hora de acceder a los servicios de rehabilitación especializada y apoyos sociales adecuados. (A.García-Molina, et al., 2015)

El daño cerebral adquirido son lesiones o daños súbitos que se originan en el cerebro a causas externas mecánicas o internas, en la figura 4 observamos los tipos de accidentes cerebrovasculares, siendo las causas más comunes: (Navarro Pérez, y otros, 2007)

- Lesiones en la práctica deportiva.
- Tumores.
- Enfermedades metabólicas.

- Accidentes de tráfico.
- Agresiones.
- Accidentes domésticos.
- Accidentes cerebrovasculares: ictus isquémicos y hemorragias.
- Anoxias (interrupción del oxígeno al cerebro). (Navarro Pérez, y otros, 2007)

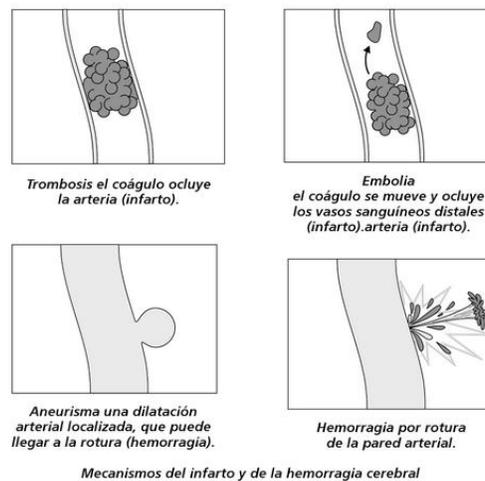


Figura 4 Tipos de accidentes cerebrovasculares

Fuente: (Rodríguez Suárez, 2006)

Accidente cerebro vascular (ACV)

Las principales causas de daño cerebral adquirido son los accidentes cerebrovasculares (ACV), también conocidos con el nombre de ictus, y los traumatismos craneoencefálicos (TCE). Existen otras enfermedades que pueden provocar daño cerebral adquirido; son las agnosias cerebrales, los tumores cerebrales con perspectiva de supervivencia y las infecciones. (rehabilitador, 2010)

El daño cerebral se produce por un trastorno brusco del flujo de sanguíneo cerebral que altera de forma parcial o permanente la función cerebral de una determinada región del cerebro. (Rodríguez Suárez, 2006), generando algunas alteraciones como:

- Isquemia

Es la disminución o pérdida del flujo sanguíneo cerebral agresivo y/o con duración prolongada puede provocar trastorno de la función cerebral. Se tienen tres casos básicos: el embolismo, la trombosis y la perfusión sistemática disminuida. (Rozo Uribe & Alvarado Bestene, 2003)

- Hemorragia,

Es la disminución de la pared vascular, ocasionando la ruptura de la pared del vaso sanguíneo, se tienen dos grupos: la hemorragia subaracnoidea y la hemorragia intraparenquimatosa. (Rozo Uribe & Alvarado Bestene, 2003)

a) Ictus

Se denomina ictus cuando ACV tiene una duración mayor de 24 horas, si posee una duración menor se le llama accidente isquémico transitorio (AIT) que comúnmente tiene una duración de entre 2 y 15 minutos. (Rodríguez Suárez, 2006)

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), los accidentes cerebrovasculares son “signos clínicos de desarrollo rápido de una perturbación focal de la función cerebral de origen presumiblemente vascular y de más de 24 horas de duración”. Esta definición engloba muchos casos de infarto cerebral, hemorragia cerebral y hemorragia subaracnoidea, tomando en consideración que no se toman los casos en donde la recuperación se produce dentro de las 24 horas. (Rodríguez Suárez, 2006)

b) Etimología y factores de riesgo

Se incrementa el riesgo de sufrir ictus con:

- La obesidad.
- La hipertensión arterial.
- La diabetes.
- Los antecedentes de enfermedad vascular cerebral o coronaria.
- El estilo de vida sedentario.
- Los antecedentes familiares de ictus.

- El tabaquismo o alcoholismo importantes. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

c) **Causas que producen el ictus**

Generalmente se ha determinado por:

- Bloqueo de una arteria, producto de una embolia, o por trombosis, que provoca una isquemia o un infarto cerebral.
- Sangramiento en el cerebro, producto de una aneurisma, o por laceración de un vaso sanguíneo. (Rodríguez Suárez, 2006)

d) **Tipos de Ictus**

- Ictus Isquémico

Se presenta con mucha frecuencia, siendo producido cuando un vaso sanguíneo que transporta sangre al cerebro es taponado por una partícula o un coagulo. Lo antes mencionado produce que las células nerviosas (neuronas) mueran transcurridos minutos, esto debido a que no reciben flujo de sangre quedándose sin oxígeno. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

El alojamiento de grasa en las paredes sanguíneas se designa con el nombre de arterosclerosis, y se describen básicamente dos tipos de obstrucciones:

- Trombosis: se origina un coagulo en el mismo vaso sanguíneo cerebral.
- Embolia: se origina un coagulo de sangre en otra parte del cuerpo, generalmente en grandes arterias tales como las que se encuentran en el cuello, el pecho, o corazón, de estas se desprende una fracción de coagulo la que viaja por el flujo sanguíneo hasta el cerebro, donde logra obstruir un vaso sanguíneo pequeño. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

- Ictus Hemorrágico

El rompimiento de la pared del vaso sanguíneo provoca una interrupción de flujo de sangre hacia el cerebro y aprisioné el tejido cerebral. Se describen dos tipos de ictus hemorrágicos, los cuales son vasos “débiles”: (Navarro Pérez, y otros, 2007)

- Aneurisma: es una región debilitada o inflamada de un vaso sanguíneo. Si el problema no es tratado el vaso crece hasta romperse.
- Malformación arteria venosa: grupo de vasos sanguíneos que se pueden romper por mal formación. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

e) Tipo de lesiones

a.1 Lesión de hemisferio Izquierdo

La parte comprometida del cuerpo es la derecha, la cual observamos en la figura 5, los síndromes son:

- Problemas del habla o del lenguaje.
- Pérdida de memoria.
- Parálisis del lado derecho del cuerpo.
- Estilo de comportamiento cauto, enlentecido.
- Alteración sensitiva. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

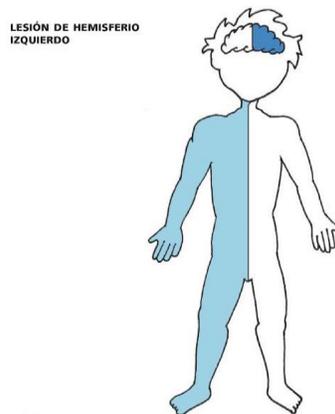


Figura 5 Lesión del hemisferio izquierdo, parálisis del lado derecho del cuerpo

Fuente: (Navarro Pérez, y otros, 2007)

b.1 Lesión de hemisferio Derecho

La parte comprometida del cuerpo es la izquierda, la cual observamos en la figura 6, los síndromes son:

- Heminegligencia izquierda.
- Pérdida de memoria.
- Parálisis del lado izquierdo del cuerpo.
- Comportamiento inquisitivo, acelerado.
- Alteraciones sensitivas.

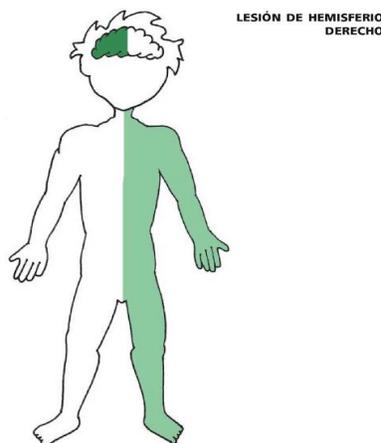


Figure 6 Lesión del hemisferio derecho, parálisis del lado izquierdo del cuerpo

Fuente: (Navarro Pérez, y otros, 2007)

f) Principales deficiencias

Luego de haber sufrido daño cerebral adquirido el paciente puede presentar diferentes secuelas las cuales son muy diferentes, cuya gravedad va a depender de:

- La zona cerebral afectada.
- La dificultad de la lesión primaria.
- Apariciones de lesiones secundarias.

- Lesiones ligadas al percance (lesiones de órganos vitales, fracturas, entre otros).
- La permanencia y el grado del coma. (Navarro Pérez, y otros, 2007)

El paciente puede ver afectadas las siguientes áreas:

- Trastornos cognitivos:
 - Trastornos de las funciones cerebrales.
 - Desorientación del tiempo y espacio.
 - Falta de memoria, desorden de la atención.
 - El pensamiento se da de forma lenta.
 - La planificación, organización y su capacidad de resolver dificultades se da con dificultad.
 - Insuficiencia visio espaciales y perspectivas. (Navarro Pérez, y otros, 2007)
- Trastorno de comportamiento y emociones:
 - Agresividad.
 - Inactividad.
 - Falta de control de sus emociones.
 - Depresión.
 - Fogosidad.
 - Entre otros. (Navarro Pérez, y otros, 2007)
- Trastornos de comunicación:

- Dificultad en la expresión de palabras y entendimiento de órdenes. (Navarro Pérez, y otros, 2007)
- Trastornos físicos:
 - Falta de equilibrio y coordinación de movimiento.
 - Alteración del tono muscular.
 - Falta de sensibilidad.
 - Deformaciones ocasionadas por falta de actividad. (Navarro Pérez, y otros, 2007)
- Trastornos de la deglución:
 - Complicación al comer determinados alimentos o líquidos. (Navarro Pérez, y otros, 2007).

2.1.2. Rehabilitación

Según la Real Academia Española, la rehabilitación médica es “Conjunto de métodos que tiene por finalidad la recuperación de una actividad o función perdida o disminuida por traumatismo o enfermedad” por tanto partiendo de esta definición tenemos que la rehabilitación es la mejoría de una persona para volverla a reintegrar en las funciones que comúnmente desempeñaba. (Real Academia Española, 2014)

a) Terapeuta ocupacional

Los terapeutas ocupacionales son profesionales que dirigen su actuación a personas que presentan una discapacidad, de modo permanente o temporal, impedido en sus funciones físicas o mentales.

La terapia ocupacional implica:

- Lograr entender cuáles son las ocupaciones que contribuyen de mejor manera a mantener una vida satisfactoria y saludable de las personas.

- Exponer de qué manera las ocupaciones inciden en el desarrollo de la vida cotidiana, cuando por causas externas o internas la capacidad del paciente para ejecutar tareas está limitada o es nula.
- Definir en que forma la ocupación influye en un medio y en un fin para la recuperación del bienestar físico, social, emocional y espiritual de los pacientes. (Molina & Tarrés, 2010)

2.1.3. Funciones específicas de la terapia ocupacional (TO)

a) Fase crítica

El paciente se encuentra termodinámicamente estable, pero persiste la probabilidad de aparición de complicaciones tras el daño cerebral existiendo aun riesgo para su vida. Esta fase se desarrolla en las unidades de cuidados intensivos de los hospitales y/o en las plantas de NEUROLOGÍA/NEUROCIRUGÍA.

Las funciones del terapeuta ocupacional que desarrolla su labor en esta fase pueden resumirse en:

1. Prevención de alteraciones secundarias a la lesión cerebral
2. Información y pautas de actuación a la familia y al resto del personal medico
3. Desarrollar programas y actividades de estimulación sensorial global.
4. Contribuir al apoyo psíquico y ayuda necesaria a la familia desde terapia ocupacional.
5. Valorar y asesorar sobre la posible necesidad de utilización de férulas posturales y/o adaptaciones.

(Cuadrado, 2009)

b) Fase aguda

La persona se encuentra estable neurológicamente, disminuyendo el riesgo de presentar complicaciones. Comienzan a identificarse las secuelas a nivel físico, cognitivo,

conductual y funcional. Se inicia el proceso de rehabilitación por parte más activa del lesionado. Se mantiene la atención en régimen hospitalario y la duración es independiente para cada afectado. La intervención del terapeuta ocupacional ira encaminada a:

1. Valoración del estado funcional de la persona.
2. Evaluación de los componentes de ejecución ocupacional afectados.
3. Establecimiento de objetivos realistas a corto plazo de forma consensuada y coordinada entre todos los miembros del equipo.
4. Iniciar el reentrenamiento progresivo de las actividades básicas de la vida diaria: alimentación, aseo personal, transferencias, vestimenta.
5. Estimulación de funciones cognitivas y perceptivas implicadas en el desempeño de actividades de la vida diaria. Información y pautas de actuación a familiares y años propios afectados.
6. Planificar y llevar a cabo actividades específicas de rehabilitación de aspectos sensorio-motores reentrenamiento motor del miembro superior, control postural, equilibrio en sedestación, rehabilitación de sensibilidad en la extremidad superior del cuerpo.
7. Tratamiento de los problemas de disfagia y otros trastornos de la deglución, en coordinación con el servicio de logopedia disponible.
8. Información y pautas de actuación al personal auxiliar.
9. Asesoramiento, valoración y adaptación de los sistemas de sedestación y posicionamiento apropiados, así como de las sillas de ruedas necesarias.
10. Asesoramiento, valoración, confección y/o adaptación de ortesis y férulas para evitar posibles deformidades articulares secundarias a la lesión.
11. Entrenamiento del paciente y la familia en la correcta utilización de dichas ayudas.

12. Visitas domiciliarias para el momento del alta. Adaptación del domicilio.
13. Orientación de posibles recursos al alta.

(Cuadrado, 2009)

c) Fase subaguda y rehabilitadora

En esta fase comienza el tratamiento rehabilitador más intensivo, especializado y específico. Esta fase incluye la rehabilitación en régimen de hospitalización, así como el tratamiento de manera ambulatoria cuando la situación clínica es estable y la persona ya no requiere de asistencia médica continua.

Las funciones del terapeuta ocupacional son:

1. Evaluación específica de las actividades de la vida diaria, así como de los componentes, sensitivos, motores, cognitivos y conductuales
2. Valoración, entrenamiento y adaptación para la realización de transferencias de manera segura en el paciente afectado.
3. Valoración, adaptación y entrenamiento en los correctos sistemas de posicionamiento.
4. Valoración y entrenamiento en el correcto control motor y postura del paciente.
5. Entrenamiento en la realización de actividades de la vida diaria básicas.
6. Entrenamiento en la realización de actividades de la vida diaria instrumentales.
7. Reeducación de destreza manual en las extremidades superiores, entrenamiento para el cambio de dominancia en pacientes con otro miembro superior dominante no funcional.
8. Restauración, rehabilitación de componentes de ejecución.

9. Entrenamiento y aprendizaje de técnicas de compensación.
10. Intervención en domicilios de los pacientes y en su entorno social y comunitario.
11. Información y formación a familiares y cuidadores.
12. Valorar las capacidades residuales para una adecuada reincorporación laboral u orientación a nuevas profesiones
13. Planificación de objetivos realistas a largo plazo: reinserción laboral, estudios, tiempo libre, etc.
14. Motivar a la persona afectada hacia nuevos intereses ocupacionales y recreativos adaptados a su capacidad real.
15. Reentrenamiento en la tolerancia al esfuerzo.
16. Valoración de necesidad de nuevas ayudas externas o retirada de las anteriores. Entrenamiento en el manejo de las mismas.
17. Orientación sobre posibles recursos más específicos.

(Cuadrado, 2009)

d) Fase de readaptación

Se desarrolla al alta del tratamiento rehabilitador, la persona se encuentra estable en su proceso de recuperación. Las secuelas físicas, cognitivas y conductuales, con mayor o menor intensidad, se mantienen en el tiempo. A partir de este periodo la atención al afectado por daño cerebral se desarrolla en diferentes recursos asistenciales más o menos especializados:

- Centros de día
- Residencias, centros de respiro familiar
- Pisos tutelados

- Centros ocupacionales, centros especiales de empleo

(Cuadrado, 2009)

2.2. Características de los dedos de la mano humana

2.2.1. La mano humana

Es la extremidad superior del ser humano que cumple diversas funciones mecánicas, sensitivas e incluso de comunicación, por tal motivo es uno de los órganos principales para el desenvolvimiento cotidiano de una persona. (MhEducation, 2013)

El control de movimientos de la mano se da gracias a un número finito de músculos, los cuales son los responsables de otorgar funcionalidad a la mano, la cual podemos observar en la figura 7. Los músculos antes mencionados se encuentran posicionados en el exterior de la mano y muñeca, específicamente en el antebrazo, y la fuerza que es generada por los mismos es transmitida gracias a tendones largos y finos que llegan hasta los dedos. (MhEducation, 2013)

La realización de los diferentes movimientos de la mano se debe gracias a tres elementos principales:

- Dedo pulgar, permite realizar el agarre firme de objetos, lograr sostenerlos o transportarlos, esto debido a que se encuentra en ángulo rectos con respecto a los demás dedos.
- Dedo índice y medio, siendo unos de los dedos más fuertes y largos de la mano, poseen la habilidad de poder transmitir una mayor fuerza de agarre, considerando que esto último se encuentra estrechamente ligado con el dedo pulgar.
- Dedo anular y meñique, estos poseen la característica de flexibilidad permitiendo realizar agarres de objetos de configuración diferentes, además de desplazar el objeto hacia el centro de la mano y el pulgar en dicha posición. (Trew & Everett, 2006)



Figura 7 Dedos de la mano

Fuente: (Trew & Everett, 2006)

2.2.2. Descripción de la mano

La mano posee la capacidad de realizar miles de movimientos ya sea para la ejecución de un trabajo o simplemente hacer ciertos gestos con la misma; todo esto es logrado gracias a las diferentes partes que la componen, en la figura 8 observamos los diferentes músculos que tienen la mano, tales como:

- Músculos y huesos
- Venas y arterias
- Nervios
- Piel y uñas

a) Músculos externos de los dedos

Los músculos externos de los dedos son cinco:

- Extensor común de los dedos
- Extensor propio del meñique
- Extensor propio del índice
- Extensor corto del pulgar

- Largo del pulgar

b) Músculos flexores de los dedos

Los músculos flexores de los dedos son dos:

- Común profundo
- Común superficial

c) Grupo muscular que conforman los dedos

- Interóseos (entre los espacios metacarpianos, que sirven para acercar o separar los dedos).
- Umbricales (el tendón flexor de los dedos a excepción del pulgar).
- Músculos destinados al pulgar, son seis: aductor, oponente, abductor corto, flexo corto, flexo largo y abductor largo.
- Músculos destinados al movimiento del dedo meñique, son tres: oponente, flexor corto y el aductor.

(MhEducation, 2013)

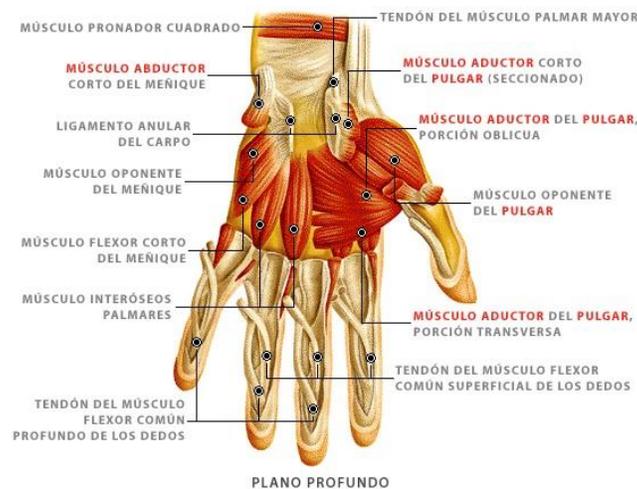


Figure 8 Músculos de la mano

Fuente: (MhEducation, 2013)

2.2.3. Longitud de la mano

Los promedios obtenidos por genero tanto derecho como izquierdo y grupos etarios para la longitud y ancho de la mano, así como de la longitud de la palma se muestran en la Tablas 1 – 12.

Con respecto a las longitudes, de los dedos en los hombres, se consideran los promedios obtenidos para cada sector de las falanges correspondientes a: pulgar, 72,5 en la mano derecha y 72,4 en la mano izquierda; indicador, 104,2 y 104,5; medio, 115 y 114,6; anular, 109,1 y 108,9 y el mínimo, 88,5 y 88,4; respectivamente.

En mujeres, las longitudes en mm promedios son: pulgar de la mano derecha, 63,5 y 62,6 en la mano izquierda; indicador, 91 y 90,7 ; medio, 100,4 y 99,2; anular, 94,4 y 94,2 y el mínimo, 75,8 y 75,9;respectivamente. (Binvignat, Lizana, & Olave, 2012)

Tabla 1

Longitudes promedio, ancho de la mano y de la palma en mujeres expresado.

	Longitud	Ancho	Palma
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	171±11	80±7	97±15

Tabla 2

Longitudes promedio, ancho de la mano y de la palma en hombres expresado

	Longitud	Ancho	Palma
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	186±13	89±9	107±13

Tabla 3

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en mujeres.

	Proximal	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda
50-54	35±6	28±4

Tabla 4

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo pulgar en hombres.

	Proximal	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda
50-54	40±7	32±4

Tabla 5

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo indicador en mujeres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	42±13	27±6	22±3

Tabla 6

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo indicador en hombres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	51±11	31±6	24±3

Tabla 7

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo medio en mujeres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	45±14	31±7	23±3

Tabla 8

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo medio en hombres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	56±12	36±7	26±4

Tabla 9

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en mujeres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	52±12	34±6	25±3

Tabla 10

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo anular en hombres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	42±13	30±6	23±3

Tabla 11

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo mínimo en mujeres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	42±10	25±5	22±3

Tabla 12

Promedio de las longitudes del sector de las falanges del dedo minino en hombres.

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	33±11	22±6	20±2

Fuente: (Binvignat, Lizana, & Olave, 2012)

2.2.4. Fuerza de los dedos de la mano

Las fuerzas que se pueden ejercer por medio de los dedos de la mano, varía de acuerdo a su posición del dedo y la edad de la persona, como se lo puede visualizar en las tablas 13 – 16, el mismo que es el resultado experimental realizado en la Universidad Militar Nueva Granada, a un grupo de personas según (CASTIBLANCO MORENO & KLINGE MORA, 2017)

Tabla 13

Datos de persona 1

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	30.9	27.32	32.06	26.4	22.3

Tabla 14**Datos de persona 2**

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	39.5	33.2	30.9	31.5	28.9

Tabla 15**Datos de persona 3**

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	30.9	25.98	25.35	25.72	23.21

Tabla 16**Datos de persona 4**

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	27.36	21.98	21.36	21.73	19.45

Fuente: (CASTIBLANCO MORENO & KLINGE MORA, 2017)

2.3. Desarrollos tecnológicos de la fisioterapia de los dedos

2.3.1. Desarrollos tecnológicos orientados a fisioterapia

En los últimos años, gracias a la robótica, ha existido un auge especial en las investigaciones y desarrollos aplicados a los procesos de rehabilitación del cuerpo humano. Algunos de los dispositivos enfocados a terapias de manos y dedos se mencionan a continuación.

En la figura 9 a, se presenta un trabajo referente a un guante que permite el movimiento de una mano humana mediante el uso de actuadores neumáticos (pistones) en la palma de la misma. Este dispositivo elimina cables y tensores, dotando al sistema de compactibilidad y ligereza; el mismo que permite la medición

de la posición incorporando sensores infrarrojos por medio de efecto hall, utilizando la interface RS-232 como medio de comunicación para la PC.

La disposición de este sistema permite el movimiento de flexión y extensión, utilizado para ello el acoplamiento dinámico existente en los dedos. Este guante se puede usar en aplicaciones de terapia pasiva. (Mourad, George, George, & Rares, 2002)

En la figura 9 b, se muestra el trabajo publicado en el año 2005 denominado Hand-Wrist Assisting Robot Device "HOWARD", el cual consiste en un dispositivo robótico de tres grados de libertad que proporciona ayuda en procesos de rehabilitación referentes al agarre de objetos. Este sistema permite el movimiento de los cuatro dedos de la mano humana con una unidad dispuesta a lo largo de la unión metacarpo falángica con un rango flexión de aproximadamente 25 a 90 grados, correspondientes al 75% de la flexión total. El sistema utiliza como actuadores elementos neumáticos de aproximadamente 1.59 cm. (cilindros) que generan una fuerza de 122.8 N a una presión de 689KPa. Mediante el uso de potenciómetros permite la medición angular del movimiento generado, información presentada en una computadora. (Takahashi C. D.-Y., 2005)

Por su parte, en la figura 9 c, se presenta el desarrollo de un sistema de rehabilitación basado en autocontrol. Este dispositivo consta de un sistema esclavo y un maestro, cuyo objetivo es la auto-rehabilitación de personas con discapacidad en alguna de sus manos. La finalidad de este trabajo consiste en que el paciente controla los movimientos que debe ejecutar para rehabilitación realizándolos con la mano sana, es decir, el sistema esclavo reproduce estos movimientos generados en el sistema maestro. Este dispositivo actúa con motores de corriente directa y utiliza como retroalimentación encoders para la medición angular del movimiento de los dedos. La actualización del movimiento en el sistema maestro se ejecuta cada 15 ms. Para después hacerse presente en la extremidad discapacitada. (Kawasaki H. K., 2006)

En la figura 9 d, contiene el diseño de una mano robótica diseñada para la ayuda en la rehabilitación de personas con algún tipo de discapacidad. Este robot fue concebido como un instrumento para terapia de rehabilitación. Contenía 18 grados de libertad y permitía movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción. El control de este dispositivo se realiza utilizando 22 servomotores encargados de producir el movimiento en cada uno de los dedos cuyos sensores permitían un control en lazo cerrado de tipo Proporcional-derivativo (PD). (Kawasaki H. I., 2007)

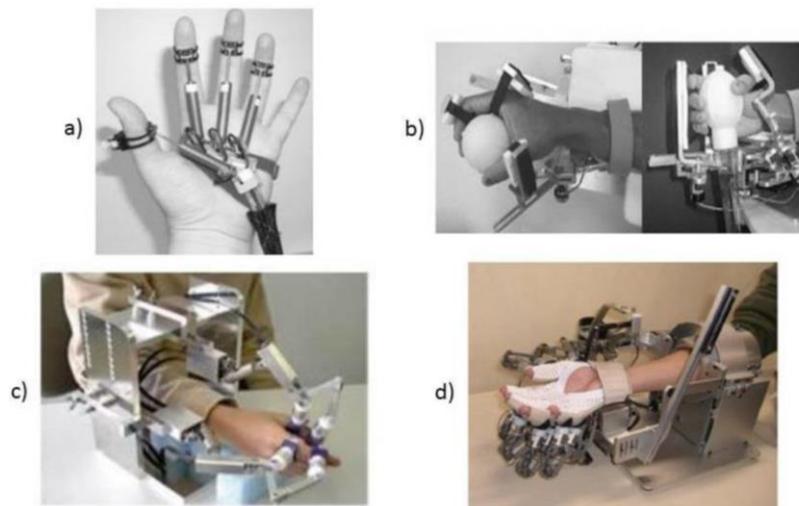


Figure 9 Sistemas de rehabilitación: a) Guante para rehabilitación pasiva; b) Robot HOWARD; c) Sistema de auto-rehabilitación; d) Mano robótica

Fuente: (Kawasaki H. I., 2007)

En noviembre del 2007, se presenta un dispositivo de rehabilitación basado en movimientos repetitivos utilizando una computadora como referencia (figura 10 a). El objetivo de este sistema consiste en la reeducación del miembro afectado en su conjunto total cerebro-visión; consiguiendo con ello una rehabilitación motora interactiva tras algún tipo de lesión cerebral. Las pruebas realizadas a este sistema de rehabilitación estuvieron basadas en agarres de objetos y su contrario, presentándose en el monitor las acciones correspondientes a los principales movimientos involucrados como “Abrir” y “Cerrar” durante 10 u 11 ocasiones por sesión terapéutica. (Takahashi C. D.-Y., 2007)

En el año del 2010 la compañía europea Xtensor lanzó a la venta un guante que permite el movimiento en forma de rehabilitación activa. Este guante contiene unos anillos en los que se ingresan los dedos y permite movimiento flexo-extensivo utilizando ligas para

contraer los dedos (figura 10 b). La disposición de estos anillos se encuentra en la base de la palma. (GOTTAU, 2008)



Figure 10 Otros dispositivos enfocados a terapias para manos y dedos: a) Sistema de rehabilitación, b) Guante de rehabilitación activa

Fuente: (GOTTAU, 2008)

2.3.2. Rehabilitación robótica

La rehabilitación robótica Lugo-Villeda la define en (Marcos A. Lazcano-López, 2013) como el campo multidisciplinario dedicado a la rehabilitación de personas con discapacidades a un nivel aceptable en salud física, mental y a la interacción social y su entorno mediante la robótica aplicada, tecnologías emergentes y áreas de la salud.

El concepto de la rehabilitación robótica incluye una gran cantidad de dispositivos mecatrónicos, desde extremidades articulares hasta robots para apoyar terapias de rehabilitación o para proveer asistencia personal en hospitales o en residencias (Cruz-Martínez, Vilchis-González, Zúñiga-Avilés, Ávila-Vilchis, & Hernández-Sánchez, 2018) En la Figura 11 se muestra la integración de las diversas disciplinas unificando los conceptos y tecnologías para producir rehabilitación automatizada mediante dispositivos que son accesibles a los pacientes (Lugo-Villeda, 2010).

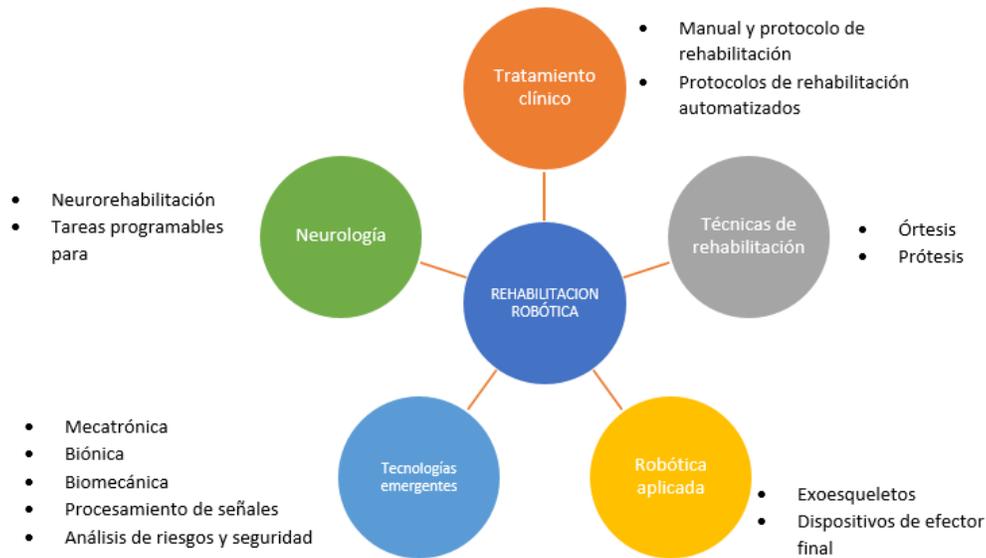


Figure 11 Campos de la rehabilitación robótica

La rehabilitación robótica, además del uso de dispositivos robóticos, es un concepto de diseño, análisis, construcción y desarrollo de dispositivos automatizados para asistir y ayudar a que las personas discapacitadas se integren a las actividades de la vida cotidiana a pesar de las consecuencias y efectos de la discapacidad. Así, este concepto requiere de comprensión de las ciencias médicas, de la rehabilitación y de la ingeniería. Las ciencias médicas y la rehabilitación se encargan del análisis del movimiento neuromuscular, motor y los procesos de neuro recuperación(terapia) y la ingeniería del diseño y control de las interfaces hombre-máquina, que sean ergonómicas y útiles para estimular con seguridad al paciente durante una sesión de terapia (rehabilitador, 2010)

El análisis de movilidad de la extremidad es de gran importancia para el diseño de dispositivos robóticos, y es por esto que, la rehabilitación robótica, como un concepto de diseño, permite la descripción de la movilidad humana para fines terapéuticos a través de los conceptos y paradigmas de robótica. El uso de la robótica para la representación de modelos humanos permite de una manera simplificada conocer la movilidad articular de la extremidad a través de modelos cinemáticos. Con la representación cinemática es posible proponer modelos del dispositivo a diseñar, de tal manera, que sean capaces de proveer la movilidad natural de la extremidad.

Con la movilidad natural de la extremidad en el dispositivo, la rehabilitación robótica ofrece la capacidad de integrar gradualmente a los pacientes a un tipo diferente de rehabilitación comparado con la terapia convencional. Es decir, proveer los movimientos en cada articulación, mediante el robot, con las mismas repeticiones de ejercicios que usualmente el terapeuta provee.

Por otra parte, la inclusión de escenarios virtuales y retroalimentación de fuerza en la rehabilitación robótica, hacen que mejore en gran medida la información y la estimulación hacia el paciente; pueden aumentar el entrenamiento con características audiovisuales adicionales a las que comúnmente se realizan. También, con los escenarios virtuales y la retroalimentación de fuerza, la terapia es más emocionante y esto incrementa la motivación del paciente, y así, el éxito de la rehabilitación debido a que la estimulación sensorial es parte fundamental en la recuperación (M.Bayón & J.Martínez, 2010)

2.4. Análisis del equipo AMADEO ®

AMADEO ® es un sistema moderno mecatrónico para la terapia de los dedos de la mano, cuyo propósito es la rehabilitación de pacientes con disfunción motora en la extremidad superior. (AMADEO®, 2016)

Consta de mecanismo de movimientos eléctricos, apoya brazo, apoya mano, apoya dedo, es ajustable la altura de la mesa, panel de control basado en PC y la unidad operativa para configuración de los parámetros de la terapia. (AMADEO®, 2016)

De acuerdo a los parámetros ingresados se da una u otra rutina de movimiento de los dedos de la mano; se pueden ejecutar movimientos tales como extensión y flexión de forma individual o grupal de los dedos, y de acuerdo a las características del equipo movimientos al azar también son posibles. (AMADEO®, 2016)

El rango de movimiento de cada uno de los dedos se configura de forma individual, de tal manera que el paciente este lo más cómodo posible. El equipo también posee un apoya brazo, muñeca y mano. Realizada la configuración antes descrita el equipo ejecuta una serie de movimientos en donde el paciente participa de forma pasiva o activa en la terapia, esto de acuerdo a la necesidad del mismo. (AMADEO®, 2016)

Los avances que el paciente tiene a lo largo de la terapia son almacenados en una base de datos, los cuales luego son analizados por el terapeuta, y es de acuerdo a esto que se configuran los parámetros de movimiento de los dedos. Las consideraciones de movimiento secuencial de cada uno de los dedos de forma individual o grupal están ligadas a las limitaciones anatómicas y fisiológicas del movimiento. (AMADEO®, 2016)

El apoyo brazo y mano se ajustan a las necesidades individuales de cada usuario del equipo, esto permite tener una correcta posición del brazo y de la mano del paciente. (AMADEO®, 2016)

Los dedos de la mano son asegurados al mecanismo mecánico AMADEO® con una pequeña cinta que consta de un imán que asegura una sujeción magnética, este último actuando como un mecanismo de seguridad en caso de que se produzca esfuerzos excesivos, desacoplado de forma automática los dedos del mecanismo. (AMADEO®, 2016)

2.4.1. Propósito del equipo de rehabilitación AMADEO ®

El sistema mecánico AMADEO ®, se encuentra diseñado para apoyar en la terapia de los dedos de la mano de pacientes con daño cerebral adquirido (DCA), causadas por accidente cerebrovascular o traumatismo craneoencefálico. (AMADEO®, 2016)

El equipo de rehabilitación AMADEO ® de la figura 12 se emplea de forma frecuente en fisioterapia y ergoterapia, y otras formas de terapia convencional en mejora e intensificación. El estímulo extrínseco e intrínseco en los dedos de la mano se genera gracias a un movimiento repetitivo de las articulaciones, cuyo ejercicio arroja como resultado la plasticidad neuronal lo que beneficia a las células nerviosas a recuperar movimientos perdidos. (AMADEO®, 2016)



Figura 12 Equipo de rehabilitación AMADEO

Fuente: (AMADEO®, 2016)

2.5. Componentes eléctricos y electrónicos del equipo

2.5.1. Arduino UNO

El Arduino es una plataforma computacional física open-source basada en una simple tarjeta de I/O y un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje Processing/Wiring. El Arduino Uno R3 puede ser utilizado para desarrollar objetos interactivos conectado a software de tu computadora (Flash, Processing, MaxMSP). El IDE open-source ; (PATIÑO, 2014)

Características:

Microcontrolador ATmega328.

Voltaje de entrada 7-12V.

14 pines digitales de I/O (6 salidas PWM).

6 entradas análogas.

32k de memoria Flash.

Reloj de 16MHz de velocidad



Figure 13 Arduino uno

Fuente: (PATIÑO, 2014)

Utilización del Arduino

La placa de Arduino tiene varias características que lo hacen elegible como:

- a) **Barato:** Las placas Arduino son relativamente baratas comparadas con otras plataformas microcontroladoras. La versión menos cara del módulo Arduino puede ser ensamblada a mano, e incluso los módulos de Arduino pre ensamblados cuestan menos de 25\$. (PATIÑO, 2014)
- b) **Multiplataforma:** El software de Arduino se ejecuta en sistemas operativos Windows, Macintosh OSX y GNU/Linux. La mayoría de los sistemas microcontroladores están limitados a Windows. (PATIÑO, 2014)
- c) **Entorno de programación simple y claro:** El entorno de programación de Arduino es fácil de usar para principiantes, pero suficientemente flexible para que usuarios avanzados puedan aprovecharlo. Para profesores, está convenientemente basado en el entorno de programación Processing, de manera que sus estudiantes aprendan a programar en ese entorno estarán familiarizados con el aspecto y la imagen de Arduino. (PATIÑO, 2014)
- d) **Código abierto y software extensible:** El software Arduino está publicado como herramientas de código abierto, disponible para extensión por programadores experimentados. El lenguaje puede ser expandido mediante librerías C++, y la gente que quiera entender los detalles técnicos pueden hacer el salto desde Arduino a la programación en lenguaje AVR C en el cual está basado. De forma similar, puedes añadir código AVR-C directamente en tus programas Arduino si quieres. (PATIÑO, 2014)

e) Código abierto y hardware extensible: El Arduino está basado en microcontroladores ATMEGA8 y ATMEGA168 de Atmel. Los planos para los módulos están publicados bajo licencia Creative Commons, por lo que diseñadores experimentados de circuitos pueden hacer su propia versión del módulo, extendiéndolo y mejorándolo. Incluso usuarios relativamente inexpertos pueden construir la versión de la placa del módulo para entender cómo funciona y ahorrar dinero. (PATIÑO, 2014)

2.5.2. Software

LabVIEW es un software de ingeniería de sistemas que requiere pruebas, medidas y control con acceso rápido a hardware e información de datos.



Figure 14 LabView

2.5.3. Servomotores

El Servomotor Hitec HS-755HB Quarter Scale, por su alto torque es usado en aplicaciones de brazos robóticos y sistemas electromecánicos, que requieren posicionamiento; además este servomotor tiene piñonería de karbonita, la misma que soporta esfuerzos de flexión y picadura a los que están sometidos los engranajes, y su forma de empaquetado lo hace resistente al polvo y al agua. Las especificaciones del servo las podemos observar en la Tabla 17. (POSADA, 2015)

Tabla 17

Especificaciones de Servo HS-755HB Hitec

CARACTERISTICAS

UNIDADES

CONTINÚA 

Voltaje Alimentación	4.8V - 6.0V
Velocidad	0.23 sec/60°
Material	Plástico
Torque	13.2kg-cm
Piñonera	Karbonita
Tamaño	58.93 x 28.96 x 49.78
Peso	110g
Función	Servomotor RC giant scale control por PWM rotación de 180°

Fuente: (POSADA, 2015)

2.5.4. Guías lineales

Las guías lineales esta constituidos por un carril y una guía, lo que permite un movimiento lineal que utiliza elementos rodantes como las bolas o los rodillos. Utilizando estos elementos rodantes re circulantes entre el carril y el bloque, la guía lineal consigue un movimiento lineal de alta precisión, en comparación con un carro tradicional; el coeficiente de fricción para una guía lineal es sólo de 1/50. Debido al efecto de contención entre los carriles y los bloques, los carriles-guía lineales absorben cargas tanto en la dirección superior / inferior como izquierda/derecha. Con estas características, las guías lineales mejoran la precisión de movimiento, especialmente cuando van acompañadas de husillos de bolas de precisión. Las partes de la guía la podemos ver en la Figura 15 (AGUSTÍN, ROGELIO, & DIEGO, 2011)

a) Características de la serie MGN

La serie de guía- lineal utilizado es el MGN-H, basado en la característica, construcción, aplicación, instalación y las prestaciones que nos da este tipo de guía.

b) Características de diseño de guías

- Diminuto y ligero, adecuado para equipos médicos.

- El diseño de contacto en arco gótico puede soportar cargas desde todas las direcciones y ofrece alta rigidez y alta precisión.
- Las bolas de acero se sujetan con un retenedor en miniatura para evitar que las bolas se caigan, incluso cuando los bloques se retiran del riel.
- Los tipos intercambiables están disponibles en ciertos grados de precisión.

c) Construcción de la serie MGN

En la figura 15 observamos los diferentes componentes de la guía lineal.

- Sistema de circulación rodante: bloque, riel, tapa y retenedor.
- Sistema de lubricación: La boquilla de engrase está disponible para MGN15, lubricada con pistola de engrase.
- Sistema de protección contra polvo: sello final, junta inferior

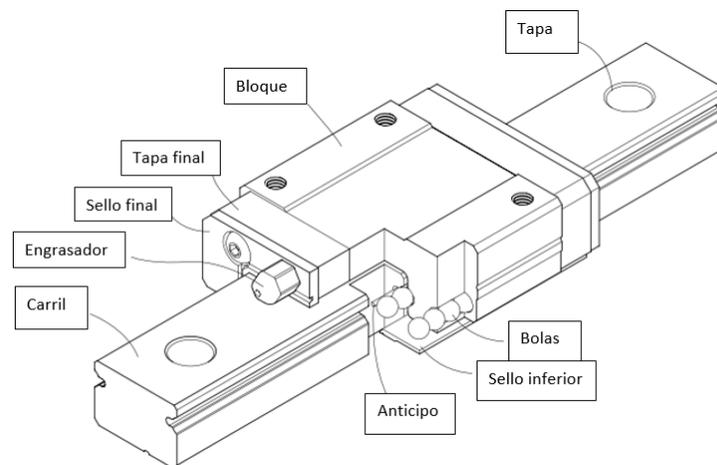


Figura 15 Guía lineal MGN

Fuente: (AGUSTÍN, ROGELIO, & DIEGO, 2011)

d) Aplicación

La serie MGN se utiliza en diversas aplicaciones, como equipos: semiconductores, médicos, robótica, medición, automatización y otras máquinas de deslizamiento en miniatura.

c.1 Procedimientos de montaje

Se recomiendan tres métodos de instalación basados en la precisión de funcionamiento requerida y el grado de impactos y vibraciones.

d.1 Métodos de montaje

Es posible que los rieles y los bloques se desplacen cuando la máquina esté sometida a vibraciones e impactos. Para eliminar estas dificultades y lograr una alta precisión de funcionamiento, se en la figura 16 están los cuatro métodos para la fijación.

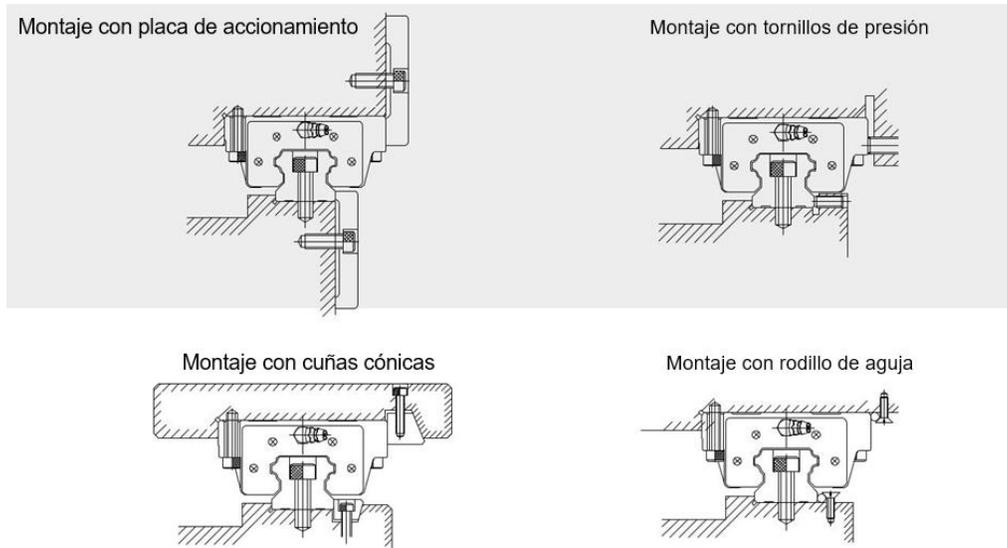


Figure 16 Métodos de montaje

Fuente: (AGUSTÍN, ROGELIO, & DIEGO, 2011)

e.1 Procedimiento de instalación del carril

La figura 17, contiene paso a paso el correcto procedimiento de instalación del carril

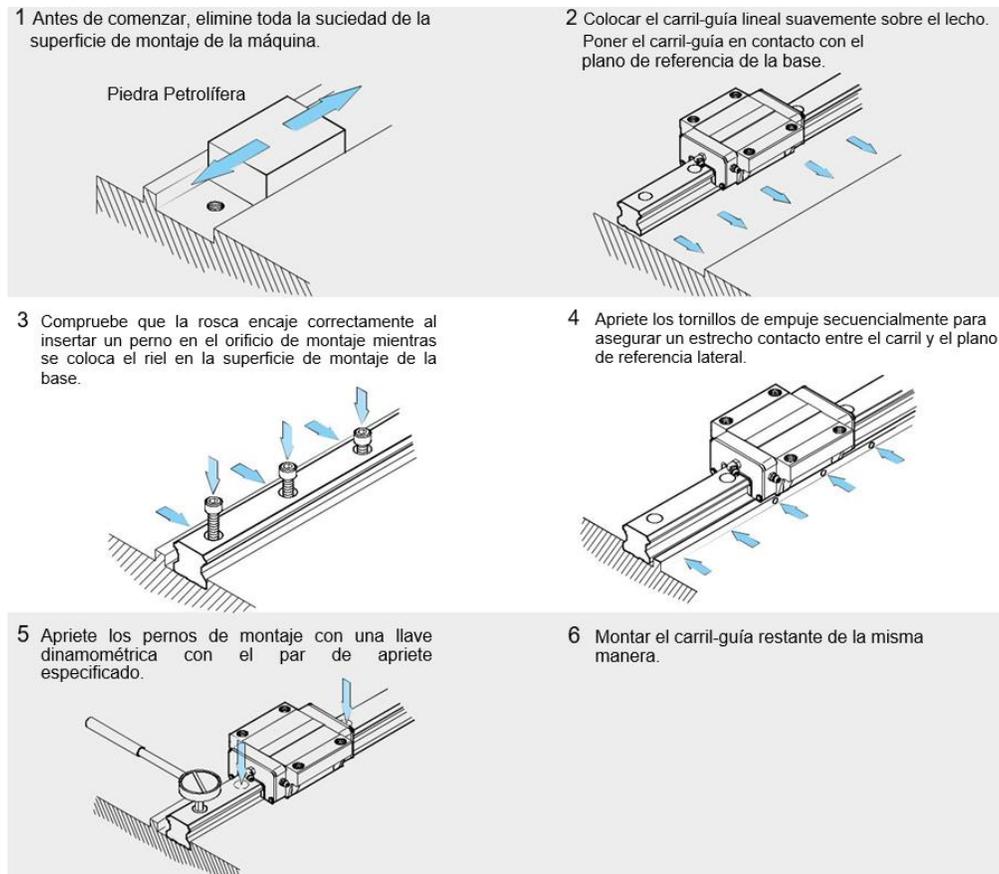


Figura 17 Procedimiento de instalación del carril

Fuente: (AGUSTÍN, ROGELIO, & DIEGO, 2011)

CAPÍTULO III

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL EQUIPO PARA LA REHABILITACIÓN DE LOS DEDOS DE LA MANO

3.1. Introducción

En este capítulo se realiza el diseño del equipo, sustentado en el sistema de rehabilitación mano/robotizado AMADEO de la empresa Tyromotion. Previo al diseño es necesario determinar el tipo de mecanismo a utilizarse, para poder transformar el movimiento circular a un movimiento lineal alternativo. Para este tipo de conversión se utiliza el mecanismo biela manivela corredera como una solución viable en este proceso. Bajo este sustento se realiza el análisis estático y cinemático del mecanismo, para determinar las fuerzas y esfuerzos en cada elemento; utilizando las ecuaciones, teorías de diseño y síntesis de mecanismo.

3.2. Diseño de elementos

3.2.1. Análisis estático del mecanismo biela – manivela - corredera

La fuerza a considerarse es de 70 N, esta fuerza es la máxima (experimental), medida a una persona. (Mayordomo, 2011)

Para el cálculo de las fuerzas, que ejercen cada uno de los elementos que conforman el mecanismo biela -manivela –corredera (figura 18); se utiliza el método de análisis estático nodal.

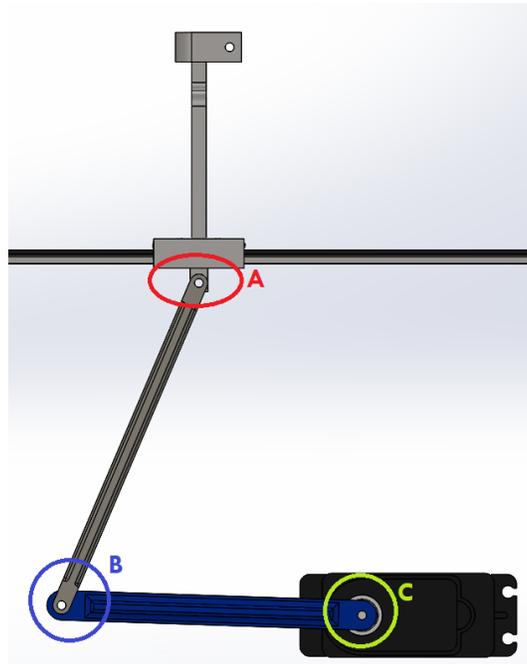


Figura 18 Esquema del mecanismo

NODO A

La figura 19, se presenta el diagrama de fuerzas establecido en el nodo A; del mecanismo biela-manivela-corredera

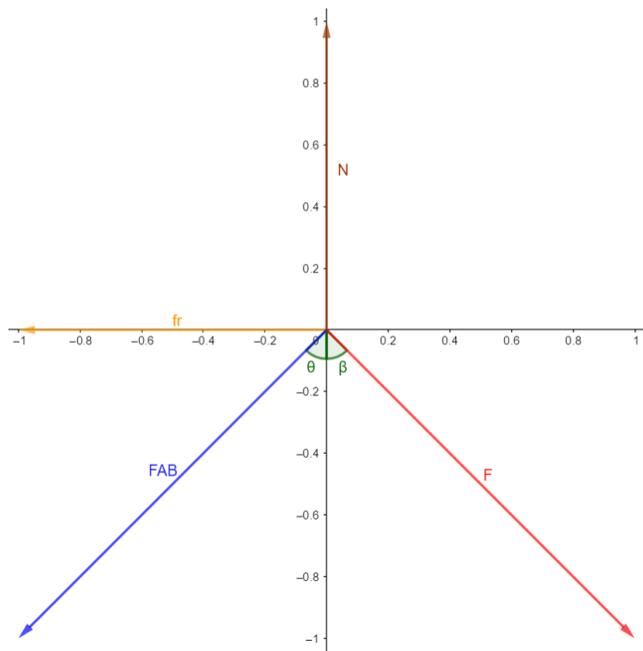


Figure 19 Diagrama de fuerzas nodo A

DATOS

$$F = 70 \text{ N}$$

$$\mu = 0,4$$

$$\beta = 85^\circ$$

$$\theta = 20^\circ$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$F \times \sin \beta - F_{AB} \times \sin \theta - fr = 0$$

$$70 \times \sin 85 - F_{AB} \times \sin 20,20 - N \times \mu = 0$$

$$-F_{AB} \times \sin 20,2 - (0,35) \times (F_{AB} \times \cos 20,2 + 6,1) = -69,73$$

$$F_{AB} \times \sin 20,2 + 0,35 \times F_{AB} \times \cos 20,2 + 2,135 = 69,73$$

$$0,345 \times F_{AB} + 0,328 \times F_{AB} = 67,595$$

$$F_{AB} = 100,438 \text{ N}$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$N - F_{AB} \times \cos 20,2 - F \times \cos 80 = 0$$

$$N = F_{AB} \times \cos 20,2 + 70 \times \cos 85$$

$$N = F_{AB} \times \cos 20,2 + 6,1$$

$$N = 118,327 \times \cos 20,2 + 6,1$$

$$N = 94,26 \text{ N}$$

NODO B

En la figura 20, tenemos el mecanismo en su punto crítico. El Angulo donde la fuerza generada por el servomotor es la máxima al ser cercana a la co linealidad.

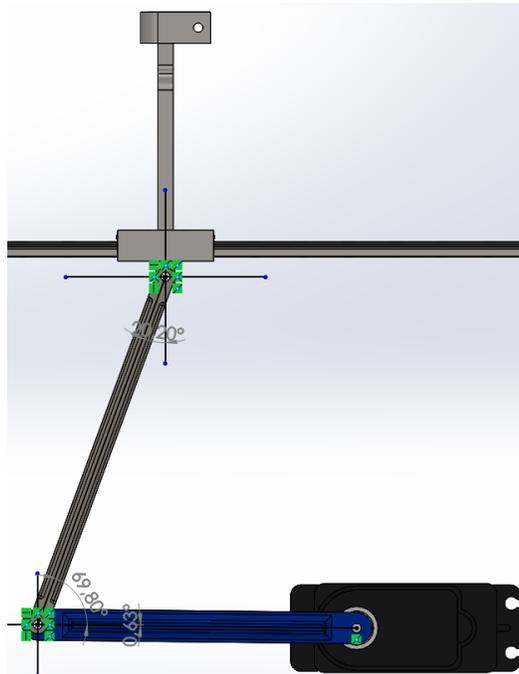


Figura 20 Ángulos en el punto crítico

La figura 21 presenta el diagrama de fuerzas del nodo B del mecanismo biela-manivela-corredera

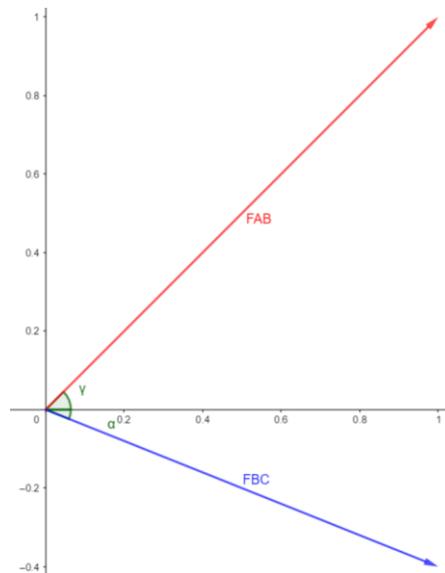


Figura 21 Diagrama de fuerzas nodo B

DATOS

$$F_{AB} = 100,438 \text{ N}$$

$$\gamma = 69,8^\circ$$

$$\alpha = 0,63^\circ$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$F_{AB} \times \cos \gamma + F_{BC} \times \cos \alpha = 0$$

$$F_{BC} = -\frac{F_{AB} \times \cos \gamma}{\cos \alpha}$$

$$F_{BC} = -\frac{(100,438) \times \cos 69,8}{\cos 0,63}$$

$$F_{BC} = -34,68N$$

La figura 22 contiene el diagrama de fuerzas del nodo B, en dicha grafica observamos la proyección de un vector FABP perpendicular al vector FBC el cual es la fuerza máxima proyectada del mecanismo, con dicha fuerza sacamos el torque máximo para el cálculo y selección del motor.

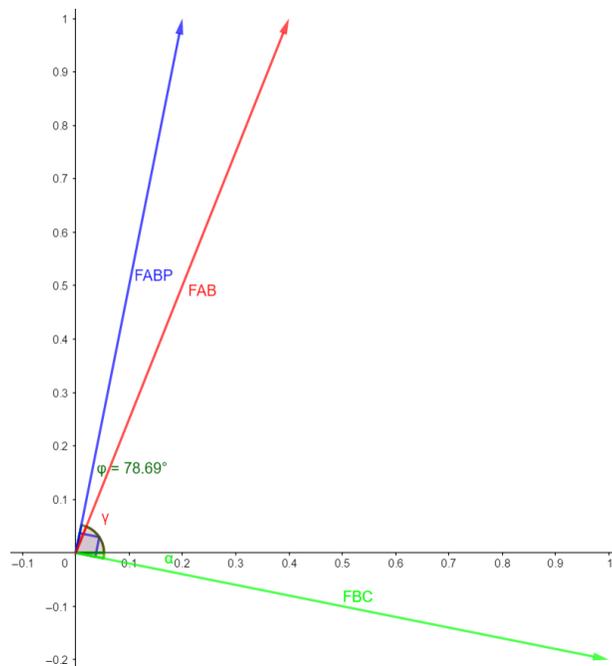


Figura 22 Diagrama de fuerzas nodo B

DATOS

$$F_{BC} = -34,68 \text{ N}$$

$$\alpha = 0,63^\circ$$

$$\varphi = 19,57^\circ$$

Componente F_{ABP}

$$F_{ABP} = \frac{F_{AB}}{\cos 19,57}$$

$$F_{ABP} = 106,5 \text{ N}$$

NODO C

La figura 23 contiene el diagrama de fuerzas en el nodo C la cual se encuentra en el motor, estas fuerzas son necesarias para la selección del tipo de soporte.

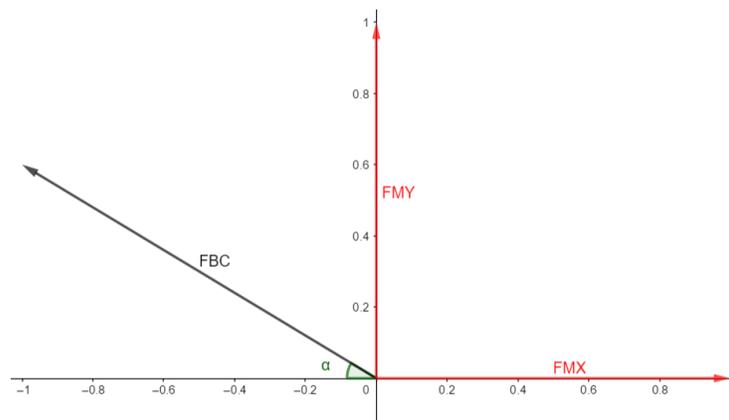


Figura 23 Diagrama de fuerzas nodo C

DATOS

$$F_{BC} = 24,46 \text{ N}$$

$$\alpha = 1,9^\circ$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$F_{Mx} - F_{CB} \cos \alpha = 0$$

$$F_{My} + F_{CB} \sin \alpha = 0$$

$$F_{Mx} = 24,37 \cos 1,9$$

$$F_{My} = -24,37 \sin 1,9$$

$$F_{Mx} = 24,34 \text{ N}$$

$$F_{My} = -0,81 \text{ N}$$

Calculo del torque

$$T = F_{BCP} \times d$$

$$T = 106,48 \times 119$$

$$T = 358,24 \text{ N} \cdot \text{mm}$$

$$T = 11,9 \text{ Kg} - \text{cm}$$

Selección del motor

El motor seleccionado es un Servo motor HITEC 755HB que tiene un torque de 12 kg.cm.

3.2.2. Análisis dinámico del mecanismo biela -manivela - corredera

Para determinar el análisis dinámico del mecanismo biela- manivela- corredera y poder establecer, la posición, velocidad y aceleración del mecanismo, para diferentes ángulos; se lo realiza generando una variación del ángulo de entrada entre la biela con referencia a la base del servomotor (Delta 1); este movimiento angular se establece por medio del servomotor. El estudio se encuentra basado en el análisis de un mecanismo (biela – manivela- corredera); por medio ecuaciones de mecanismos de máquinas, resueltas a través de un software de matemáticas. Considerando las magnitudes generadas a través del software CAD, que son visualizadas en la figura 24, estas son:

$$r_1 = \text{Longitud entre el eslabón 1 y la corredera (vertical)}$$

$$r_2 = \text{Longitud de la manivela}$$

$$r_3 = \text{Longitud biela}$$

$$r_4 = \text{Longitud entre el eslabón 1 y la corredera (horizontal)}$$

$$\text{delta } 2(\theta_2) = \text{Angulo entre eslabón 1 y la manivela}$$

$$\text{delta } 3(\theta_3) = \text{Angulo entre manivela y la biela}$$

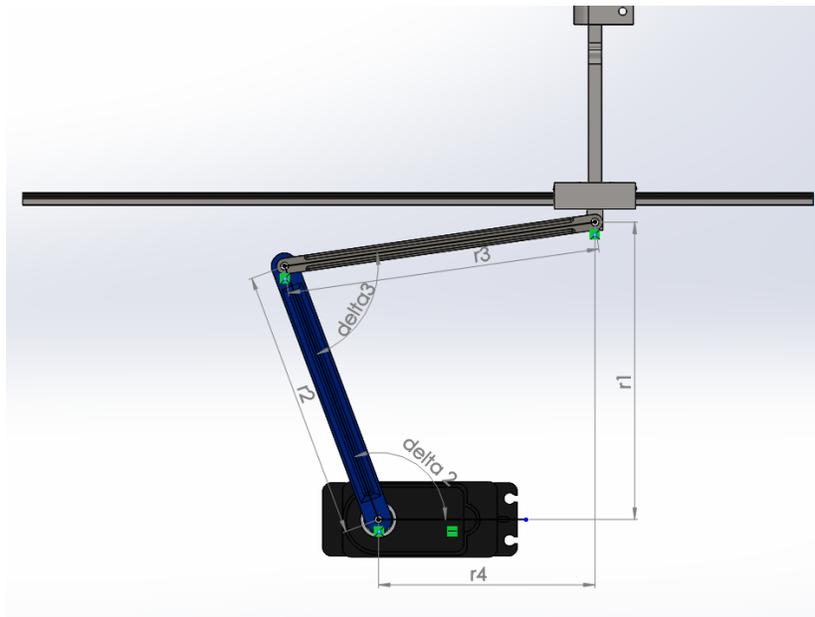


Figura 24 Esquema de las partes del mecanismo manivela- biela - corredera

a) Posición

Para determinar la posición, velocidad y aceleración en este tipo de mecanismo es necesario estructurar la ecuación vectorial de lazo cerrado, la misma que generara el desplazamiento máximo de la corredera teniendo en consideración el ángulo de entrada.

$$r_1 + r_4 = r_2 + r_3$$

$$r_1 e^{i\theta_1} + r_4 e^{i\theta_4} = r_2 e^{i\theta_2} + r_3 e^{i\theta_3}$$

$$r_4 = r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3$$

$$r_1 = r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3$$

$\theta_3 = \sin^{-1} \left(\frac{r_1}{r_3} - \frac{r_2}{r_3} \sin \theta_2 \right)$	<i>Ecu(1)</i>
$r_4 = r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \left[\sin^{-1} \left(\frac{r_1}{r_3} - \frac{r_2}{r_3} \sin \theta_2 \right) \right]$	<i>Ecu(2)</i>

b) Velocidad

Para la obtención de las velocidades se deriva la ecuación de lazo cerrado expresada en forma compleja respecto al tiempo. Es decir:

$$V_4 e^{i\theta_4} = ir_2 \omega_2 e^{i\theta_2} + ir_3 \omega_3 e^{i\theta_3}$$

Se separa en parte real e imaginaria por lo se genera el siguiente sistema de ecuaciones,

$$V_4 = -r_2 \omega_2 \sin \theta_2 - r_3 \omega_3 \sin \theta_3$$

$$0 = r_2 \omega_2 \cos \theta_2 + r_3 \omega_3 \cos \theta_3$$

Su resolución conduce a,

$$\omega_3 = \frac{-r_2 \omega_2 \cos \theta_2}{r_3 \cos \theta_3} \quad \text{Ecu(3)}$$

$$V_4 = -r_2 \omega_2 \sin \theta_2 + r_2 \omega_2 \cos \theta_2 \tan \theta_3 \quad \text{Ecu(4)}$$

Que son las velocidades del mecanismo en función de la velocidad de entrada

c) Aceleración

Para determinar la aceleración, se considera la ecuación de lazo cerrado expresada en forma compleja y se deriva esta vez dos veces respecto del tiempo obteniendo la siguiente expresión,

$$A_4 e^{i\theta_4} = -r_2 \omega_2^2 e^{i\theta_2} + ir_2 \alpha_2 e^{i\theta_2} - r_3 \omega_3^2 e^{i\theta_3} + ir_3 \alpha_3 e^{i\theta_3}$$

Expresando es expresión compleja en forma algebraica produce,

$$A_4 = -r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2 - r_2 \alpha_2 \sin \theta_2 - r_3 \omega_3^2 \cos \theta_3 - r_3 \alpha_3 \sin \theta_3$$

$$0 = -r_2 \omega_2^2 \sin \theta_2 + r_2 \alpha_2 \cos \theta_2 - r_3 \omega_3^2 \sin \theta_3 + r_3 \alpha_3 \cos \theta_3$$

Que es un sistema lineal de dos ecuaciones con dos incógnitas cuya solución produce,

$$\alpha_3 = \frac{r_2 \omega_2^2 \sin \theta_2 - r_2 \alpha_2 \cos \theta_2 + r_3 \omega_3^2 \sin \theta_3}{r_3 \cos \theta_3} \quad \text{Ecu(5)}$$

$$A_4 = -r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2 - r_2 \alpha_2 \sin \theta_2 - r_3 \omega_3^2 \cos \theta_3 - (r_2 \omega_2^2 \sin \theta_2 - r_2 \alpha_2 \cos \theta_2 + r_3 \omega_3^2 \sin \theta_3) \tan \theta_3 \quad \text{Ecu(6)}$$

d) Cálculo analítico de la posición, velocidad y aceleración

Para el cálculo analítico de los parámetros: posición, velocidad y aceleración del mecanismo se utiliza el software MatLab, con ello se utiliza el siguiente diagrama figura 25, de acuerdo al dimensionamiento del mecanismo a construirse:

Datos:

$$r_1 = 112,8 \text{ mm}$$

$$r_2 = 102,5 \text{ mm}$$

$$r_3 = 119 \text{ mm}$$

$$r_4 = \text{variable}$$

$\delta 2(\theta_2) =$ con una variación 1° entre 0° y 180°

$\delta 3(\theta_3) =$ variable

La figura 25, se representa el mecanismo biela- manivela-corredera; considerando las cotas conocidas y las variables por ser evaluadas, este tipo de cálculo se realiza utilizando las ecuaciones para el análisis dinámico que se determinaron con anterioridad;

como son: posición, velocidad y aceleración. Los mismo que se lo realizara por medio de software MatLab, por lo que es necesario generar códigos como parte de su solución.

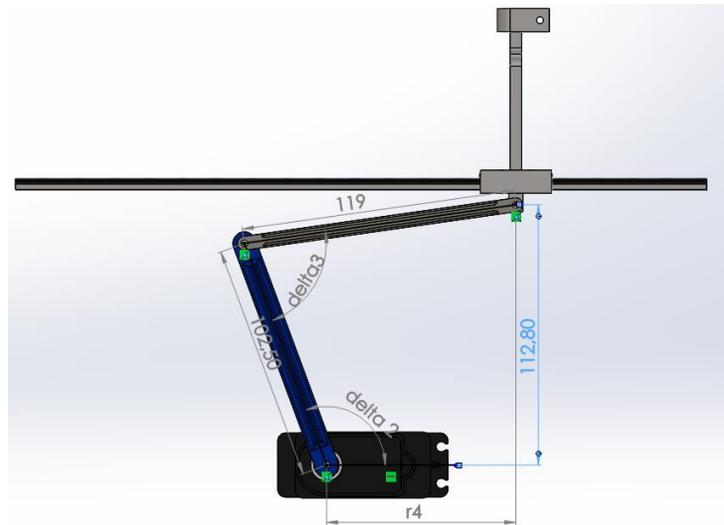


Figura 25 Esquema del mecanismo (resultados)

e) Código de Matlab

```
clear;
clc;
disp('          UNIVESIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE EL');
disp('INTEGRANTES:');
disp('ANDRES HIDROVO');
disp('GUIDO TORRES');

disp('          ANALSIS DEL MECANISMO BIELA MANIVELA');

r1=102.5;
r2=119;
r3=118.5;

delta2=5:1:75
delta3=asin(r1/r3-(r2/r3)*sin(delta2))
r4=r2*cos(delta2)+r3*cos(asin(r1/r3-(r2/r3)*sin(delta2)))

figure
plot(delta2,delta3,'r-', 'LineWidth', 1);
grid on
```

```
xlabel('Delta2')
ylabel('Delta3')
title('GRAFICO DE ANGULOS')
```

```
pause;
```

```
figure
plot(delta2,r4,'b-', 'LineWidth', 1);
grid on
xlabel('ANGULO')
ylabel('POSICION 4')
title('GRAFICO DE POSICION FINAL')
pause;
```

%VELOCIDAD

```
w2=10;
w3=(-r2*w2.*cos(delta2))/(r3*cos(delta3));
v4=-r2*w2.*sin(delta2)+r2*w2.*cos(delta2).*tan(delta3)
```

```
figure
plot(delta2,v4,'y-', 'LineWidth', 1);
grid on
xlabel('ANGULO')
ylabel('VELOCIDAD')
title('GRAFICO DE VELOCIDADES')
pause;
```

%ACELERACION

```
teta2=10;
A4=-r2*(w2)^2*cos(delta2)-r2*teta2*sin(delta2)-r3*(w3)^2*cos(delta3)-
(r2*(w2)^2*sin(delta2)-r2*teta2*cos(delta2)+r3*(w3)^2*sin(delta3)).*tan(delta3)
figure
plot(delta2,A4,'g-', 'LineWidth', 1);
grid on
xlabel('ANGULO')
ylabel('ACELERACION')
title('GRAFICO DE ACELERACIONES')
pause;
```

En la figura 26, se esquematiza la relación los ángulos de la biela (θ_2) y la manivela (θ_3) del mecanismo los cuales varían de 5 a 75 grados de grado en grado

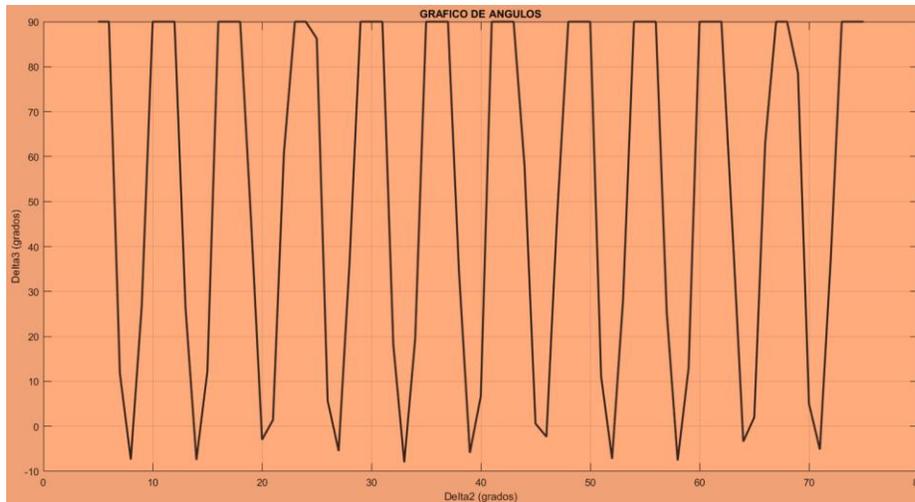


Figura 26 Grafico desplazamiento de ángulos del mecanismo

La figura 27 representa la posición lineal final vs el ángulo de giro de la manivela producido por el motor (θ_2) del mecanismo, la cual es la corredera (r_4) con un recorrido máximo de 17,3 cm, considerando como punto de partida 0,3 cm; lo que nos genera un desplazamiento de la corredera de 17 cm. Longitud suficiente para el desplazamiento de los dedos.

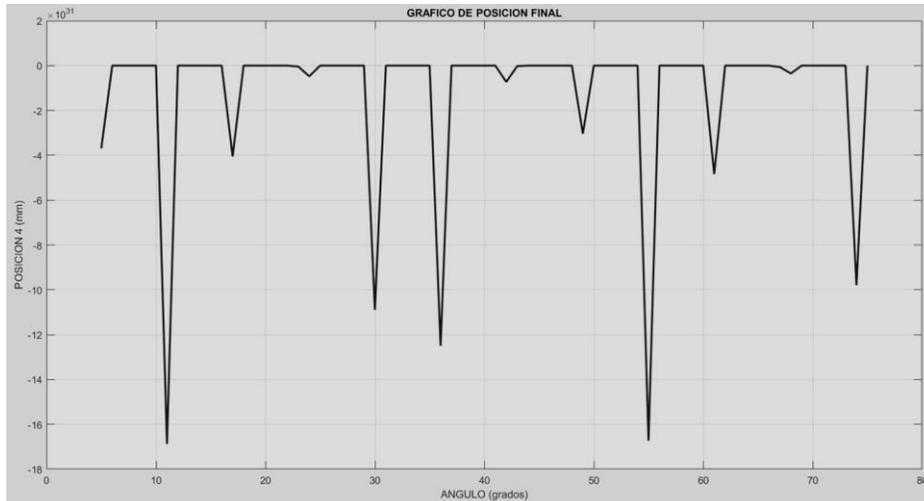


Figura 27 Posición final del mecanismo

La figura 28 contiene el gráfico entre la velocidad del servo motor vs en el ángulo de la manivela (θ_2), de acuerdo a la programación se determina un grado de variación de la manivela; por lo que en este caso la velocidad máxima del mecanismo es de 0,23 rev/s con ($\theta_2 = 60^\circ$), soportable para la rehabilitación muscular de los dedos.

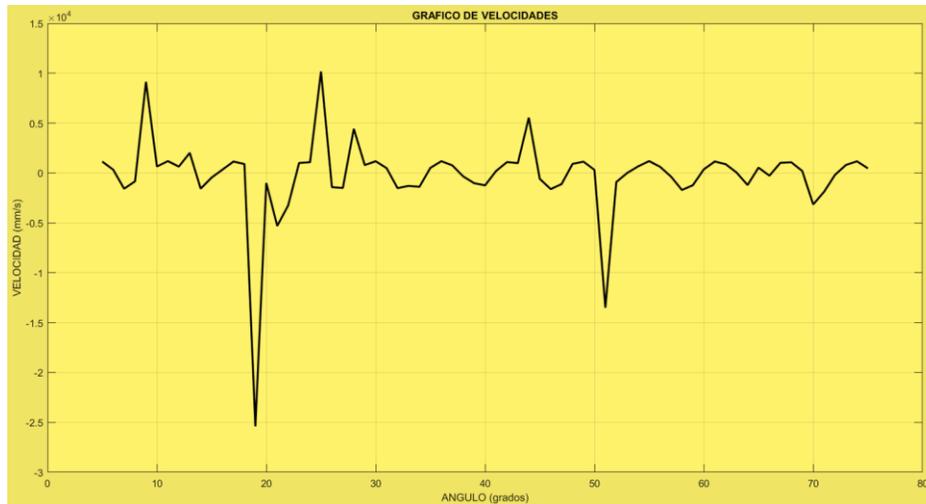


Figura 28 Velocidades del mecanismo

La figura 29 representa la aceleración máxima del mecanismo en función del ángulo de la manivela (θ_2), la cual tiene una aceleración máxima de 8,23 cm/s²

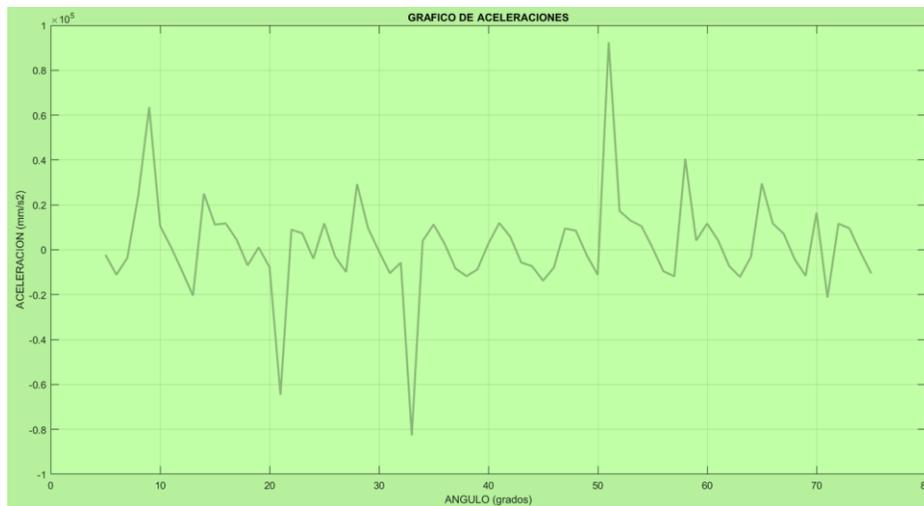


Figura 29 Aceleraciones del mecanismo

3.2.3. Análisis de esfuerzos y selección del material de los elementos mecánicos

a) Análisis de esfuerzos en el soporte de los dedos

Para determinar los esfuerzos a los que se encuentra sometido la base del soporte de los dedos, es necesario realizar la simulación en un software CAD- CAE; bajo consideraciones de carga y material a los que se encuentra sometido.

Las cargas distribuidas que va a soportar la base de los dedos, es de 70 N; siendo esta la presión ejercida por el dedo dividido para el área, la misma que se encuentra apoyada en el riel por medio de pernos de sujeción figura 30

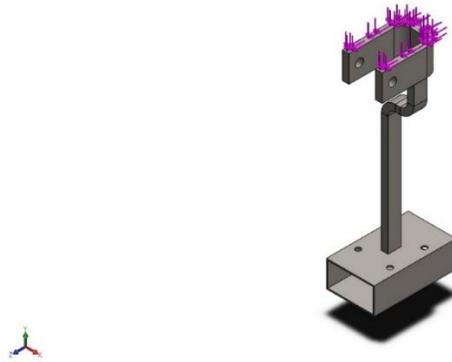


Figura 30 Analisis de esfuerzos del soporte de los dedos

En la gráfica 30, carga sobre el soporte de los dedos

El Material, que se utiliza para su evaluación; es un acero ASTM A36 que tiene las siguientes propiedades mecánicas en la tabla 18:

Propiedades mecánicas acero A36

Las propiedades mecánicas del acero A36 observamos en la tabla 18.

Tabla 18

Propiedades mecánicas acero A36

Resistencia a la tracción: 58,000 - 80,000 psi [400-550 MPa]

Min. Punto de fluencia: 36,000 psi [250 MPa]

Elongación en 8": 20% min

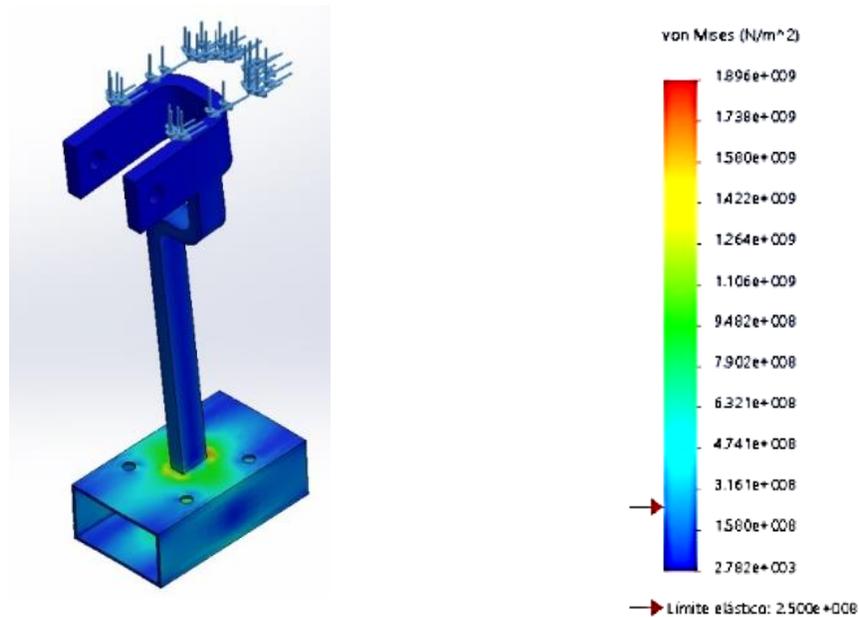
Elongación en 2": 23% min

Fuente (Goytisolo Espinosa, Hernández Herrera, & Martínez Díaz, 2017)

Análisis de esfuerzos, para el restudio se aplica la teoría de esfuerzos de Von Mises considerando la carga máxima a la cual está sometido este elemento, ya que el mismo soporta esfuerzos combinados.

Tabla 19**Análisis de esfuerzos**

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	2.782e+003N/m ² Nodo: 5772	1.896e+009N/m ² Nodo: 18908

**Figura 31 Análisis estático de Tensiones**

La figura 31 y la tabla 19 muestran el valor máximo de 1.896 KPa y un mínimo de 2.782 KPa a compresión, el valor máximo del equivalente de Von mises no llega a superar el límite elástico del acero de ASTM A36 de 250 MPa. Evitando una deformación permanente de la base de los dedos

Análisis de los desplazamientos, en la figura 32 se esquematiza los desplazamientos generados por la carga y el material seleccionado en la base del dedo

Tabla 20**Análisis de los desplazamientos**

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+000mm Nodo: 6028	1.305e+001mm Nodo: 518

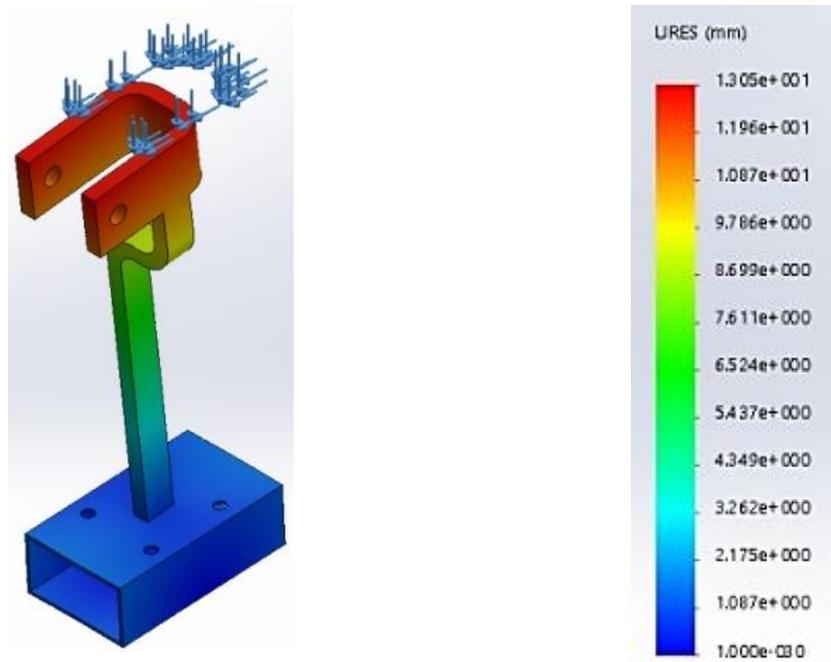


Figura 32 Análisis de los Desplazamientos

La figura 32 y la tabla 20, muestran el valor de desplazamiento máximo de $1.305 e^{+001} mm$, este desplazamiento máximo se da en el extremo del elemento, ya que se encuentra a una mayor distancia con respecto al empotramiento o ensamble producto de una deflexión; su deformación es aceptable al ser una deformación despreciable con respecto a las medidas de la base.

Factor de diseño, se determina el factor de diseño del elemento, considerando las cargas aplicadas y el material seleccionado, utilizando la teoría de diseño de Von Mises.

Tabla 21

Factor de diseño

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	1.318e-001 Nodo: 18908	2.000e+000 Nodo: 1

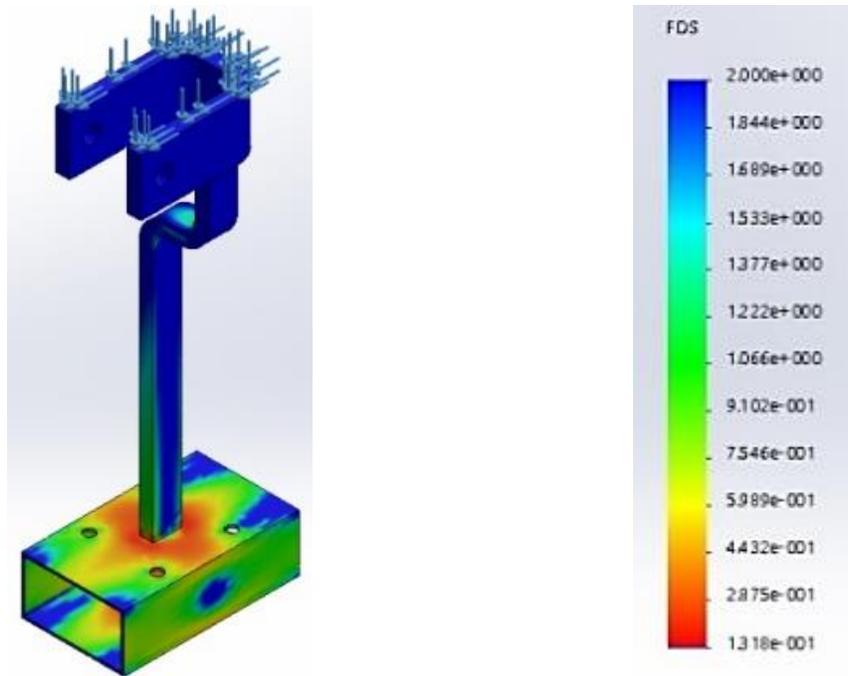


Figura 33 Factor de seguridad

La figura 41 y la tabla 21, se visualiza el factor de seguridad mínimo en toda la barra a compresión con un valor de 1,318 el cual cumple con el criterio de ingeniería $n > 1$ comprobando que el acero ASTM A36 es capaz de resistir las cargas de los dedos de las manos.

b) Análisis de los esfuerzos de la manivela

En la figura 34, se determinan los esfuerzos a los que se encuentra sometida la biela considerando la fuerza máxima que se lo determino de acuerdo a los cálculos realizados en Matlab. Para establecer el material a utilizarse teniendo en consideración el factor de diseño y la deformación máxima.

Fuerzas aplicadas, la fuerza máxima aplicada, es la que se determinó por medio de nodos considerando el ángulo que genere una tensión máxima es de 106,5 N.



Figura 34 Analisis de esfuerzos de la manivela

Material, que se utiliza para su evaluación; es una poliamida con las siguientes con las siguientes propiedades mecánicas en la tabla 22.

Tabla 22

Propiedades del material

Nombre: Poliamida	Características
Límite de tracción	3e+007 N/m ²
Módulo elástico	2e+009 N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.394
Densidad:	1020 kg/m ³
Módulo cortante:	3.189e+008 N/m ²

Análisis de esfuerzos, para el estudio se aplica la teoría de esfuerzos de Von Mises considerando la carga máxima a la cual está sometido este elemento, ya que el mismo soporta esfuerzos combinados.

Tabla 23

Análisis estático de Tensiones

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	6.075e+004N/m ² Nodo: 18736	5.410e+006N/m ² Nodo: 19108

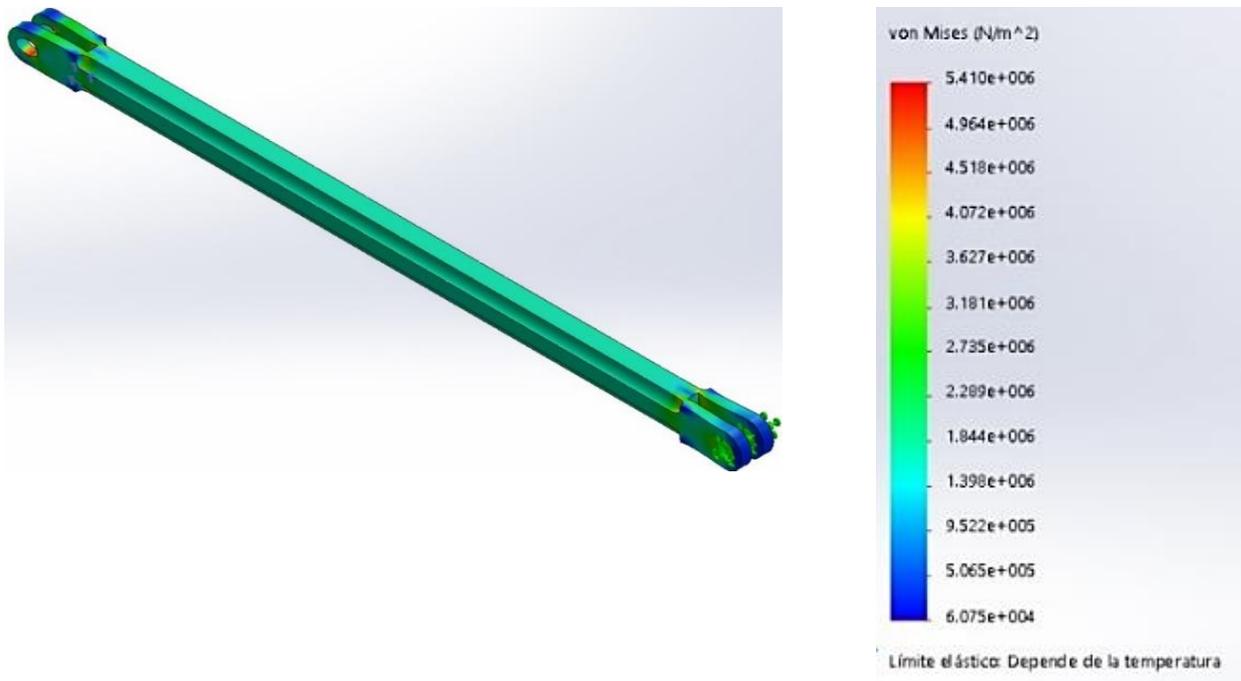


Figura 35 Análisis estático de Tensiones

La figura 45 y la tabla 23, muestran un valor máximo de 5.41 *MPa* y un mínimo de 60.75 *KPa* a tensión, el valor máximo del equivalente de Von mises no llega a superar el límite elástico del plástico de impresión 3D ABS es de 30 *MPa*. Evitando una deformación permanente de la biela.

Análisis de los desplazamientos, en la figura 36 se esquematiza los desplazamientos generados por la carga y el material seleccionado en la manivela.

Tabla 24

Análisis estático de Desplazamientos

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+000mm Nodo: 65	1.149e- 001mm Nodo: 9

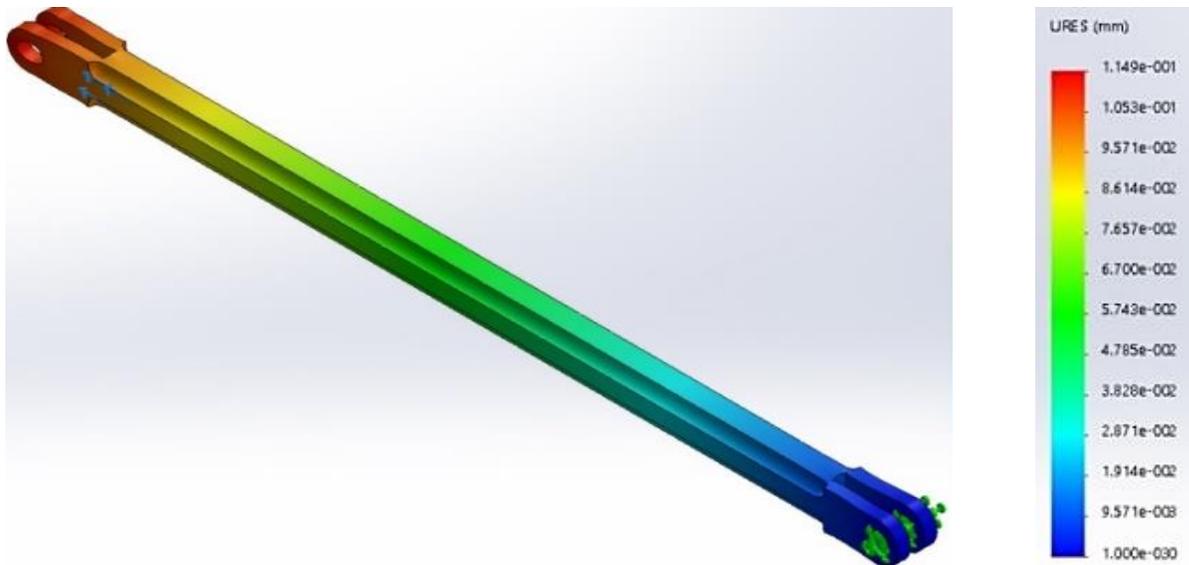


Figura 36 Análisis estático de Desplazamientos

La figura 36 y la tabla 24, muestran el valor de desplazamiento máximo de la biela con un valor de $1.149 e^{-1} mm$, este desplazamiento máximo se da en la biela la cual se conecta con la base de los dedos y la manivela que mediante criterio de ingeniería se considera este valor como mínimo

Factor de diseño, se determina el factor de diseño del elemento, considerando las cargas aplicadas y el material seleccionado, utilizando la teoría de diseño de Von Mises.

Tabla 25

Factor de diseño

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	2.000e+000 Nodo: 1	2.000e+000 Nodo: 1

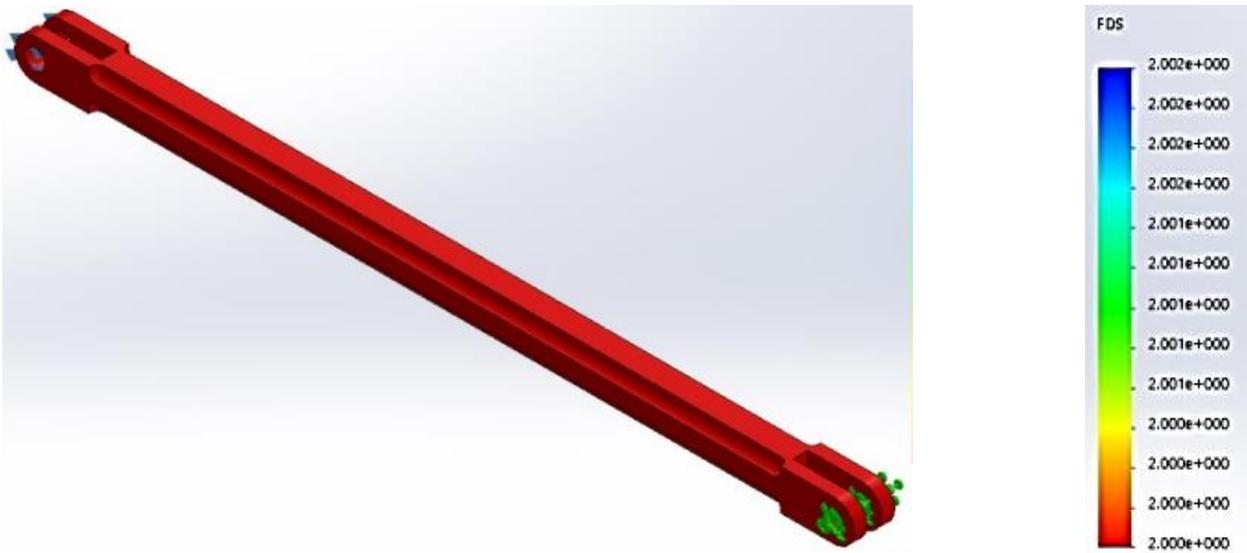


Figura 37 Factor de seguridad

La figura 37 y la tabla 25, muestran el mínimo factor de seguridad estático en toda la barra a compresión con un valor de 2 el cual cumple con el criterio de ingeniería $n > 2$ comprobando que el plástico de impresión 3D ABS, es capaz de resistir las cargas de la biela y el servo motor.

c) Análisis de los esfuerzos en la biela

En la gráfica 38, se determinan los esfuerzos a los que se encuentra sometida la biela considerando la fuerza máxima que se lo determino de acuerdo a los cálculos realizados en Matlab. Para establecer el material a utilizarse teniendo en consideración el factor de diseño y la deformación máxima.

Fuerza aplicada, la fuerza máxima aplicada, es la que se determinó por medio de nodos considerando el ángulo que genere una tensión máxima es de 106,5 N.



Figura 38 Analisis de esfuerzos de la manivela

Análisis de esfuerzos, para el restudio se aplica la teoría de esfuerzos de Von Mises considerando la carga máxima a la cual está sometido este elemento, ya que el mismo soporta esfuerzos combinados.

Tabla 26

Análisis de esfuerzos

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	1.102e+003N/m ²	1.183e+006N/m ²
		2	2
		Nodo: 4470	Nodo: 14261

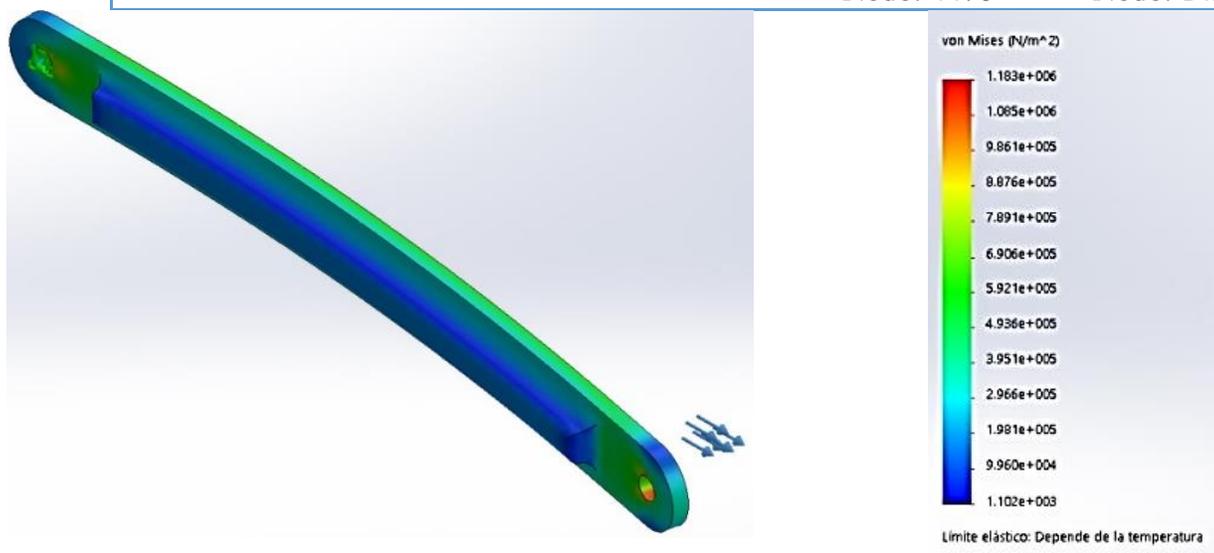


Figura 39 Análisis de Tensiones

La figura 39 y la tabla 26, muestran un valor máximo de 1.183 MPa y un mínimo de 1.102 KPa a tensión, el valor máximo del equivalente de Von mises no llega a superar el límite elástico del plástico de impresión 3D ABS es de 30 MPa . Evitando una deformación permanente de la manivela.

Análisis de los desplazamientos, en la figura 46 se esquematiza los desplazamientos generados por la carga y el material seleccionado en la biela.

Tabla 27

Análisis de los desplazamientos

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+000mm Nodo: 1	3.588e-001mm Nodo: 43

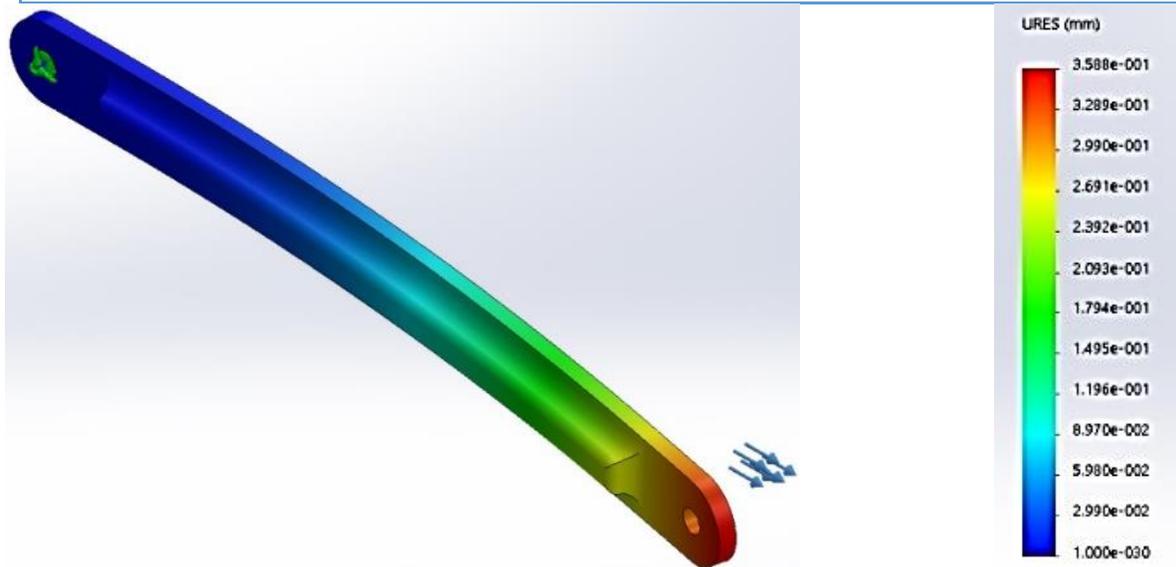


Figura 40 Análisis del Desplazamientos

La figura 40 y la tabla 27, muestran el valor de desplazamiento máximo de la manivela con un valor de $3.588 \text{ e}^{-1} \text{ mm}$, este desplazamiento máximo se da en la manivela la cual se conecta con la manivela y el servo motor que mediante criterio de ingeniería se considera este valor como mínimo

Factor de diseño, se determina el factor de diseño del elemento, considerando las cargas aplicadas y el material seleccionado, utilizando la teoría de diseño de Von Mises.

Tabla 28

Factor de diseño

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	2.000e+000 Nodo: 1	2.000e+000 Nodo: 1



Figura 41 Análisis del Factor de seguridad

La figura 41 y la tabla 28, muestran el mínimo factor de seguridad estático en toda la barra a compresión con un valor de 2 el cual cumple con el criterio de ingeniería $n > 2$ comprobando que el plástico de impresión 3D ABS es capaz de resistir las cargas de la biela y el servo motor.

3.3. Diseño electrónico de los dispositivos de control

3.3.1. Circuito esquemático

En la siguiente figura se describe las conexiones de los diferentes elementos eléctricos y electrónicos que constituyen el circuito eléctrico. El cual describe las siguientes características:

- Los pines 3, 5, 6, 9, 10 del arduino, corresponden a salidas pwm para el control de posición de los servos, los pines que controlan cada servomotor se describen a continuación en la Tabla 29:

Tabla 29

Pin de arduino al que corresponde con respecto al servomotor y el dedo a mover

Pin del arduino	Dedo al que corresponde el servomotor
3	Índice
5	Medio
6	Anular
9	Meñique
10	Pulgar

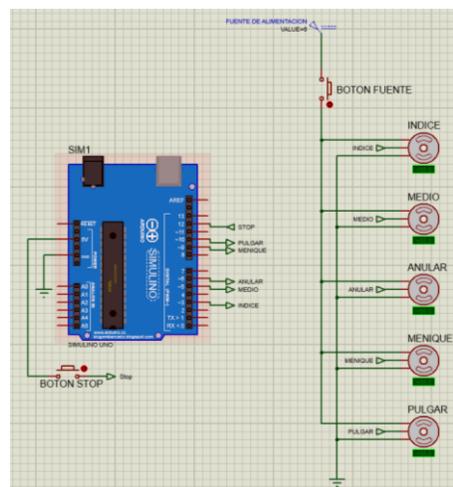
- El pin 12 del arduino, corresponde a la entrada de una señal del botón “Paro de emergencia”. La cual se encuentra establecida en la Tabla 30, de la siguiente manera:

Tabla 30

Funcionamiento del botón "Paro de emergencia"

Señal de entrada	Interpretación en la programación
5 V (Alta)	Paro de emergencia activo
0 V (Baja)	Para de emergencia inactivo

- El pin GND de la placa arduino se encuentra conectado con la salida GND de la fuente de alimentación. En la figura 42 observamos la conexión del circuito eléctrico.

**Figura 42 Diagrama esquemático**

3.4. Diseño del sistema de control asistido por computadora

3.4.1. Diagrama de flujo de la programación

Las figuras 57-60, describen el diagrama del flujo de programación que a continuación se explica la forma en que se encuentra constituido, el programa realizado para el control de la máquina de rehabilitación de los dedos de la mano.

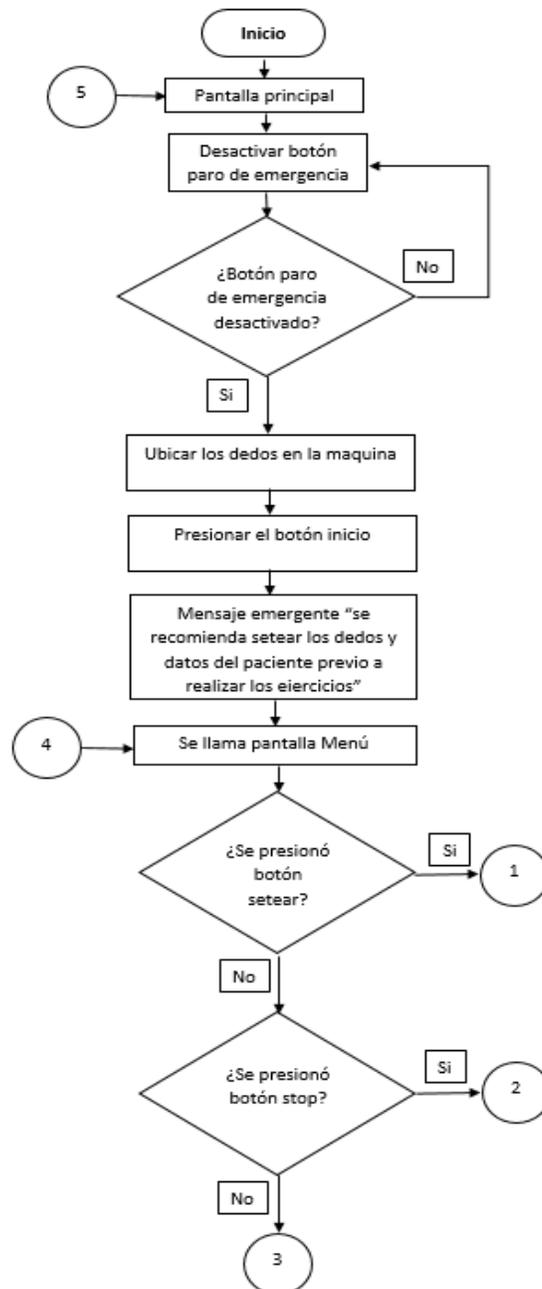


Figure 43 Diagrama de flujo de programación 1

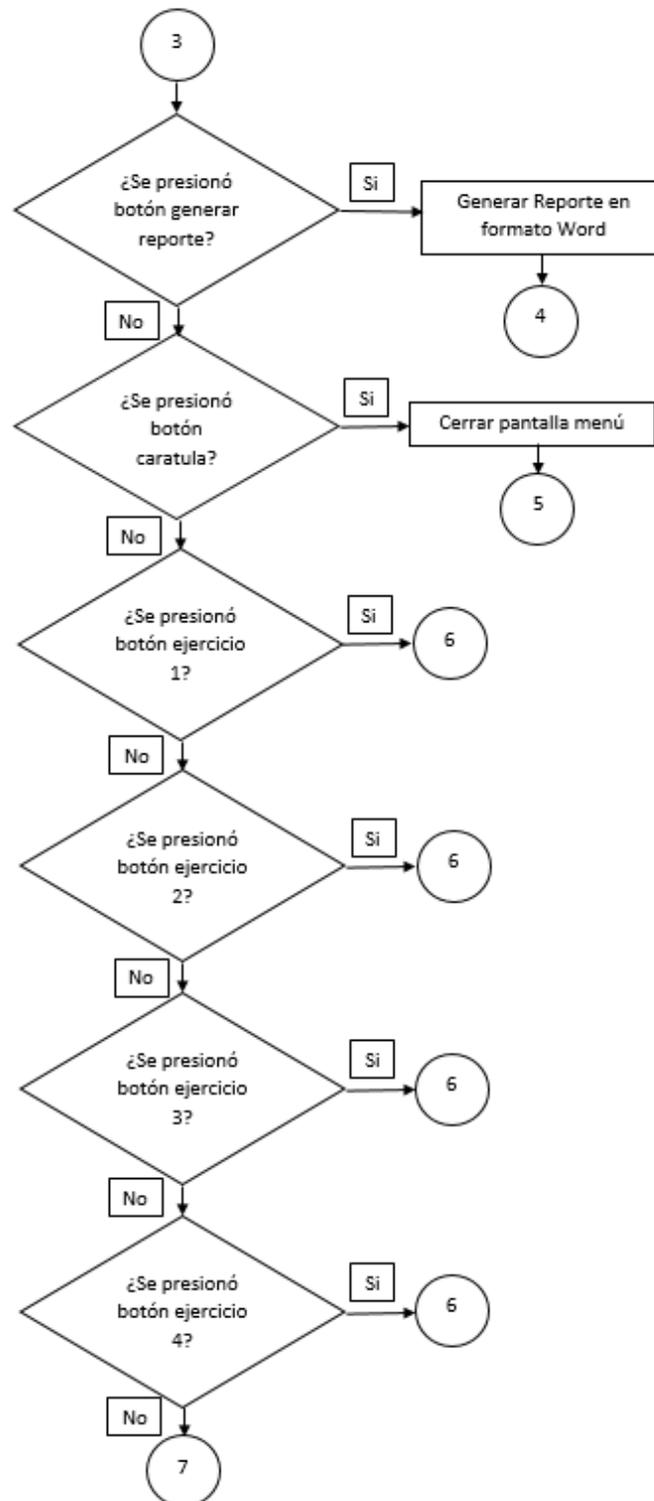


Figure 44 Diagrama de flujo de programación 2

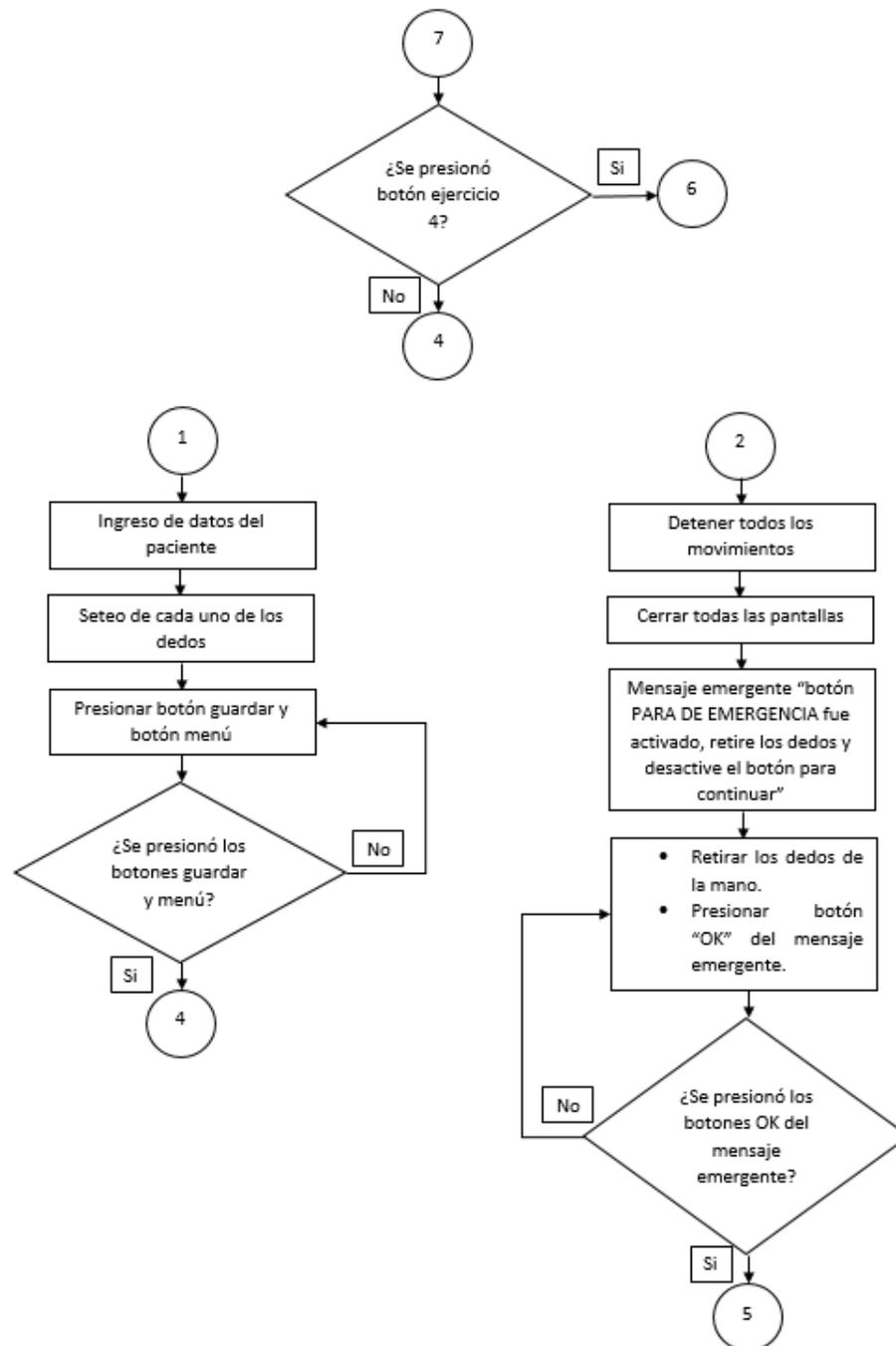


Figure 45 Diagrama de flujo de programación 3

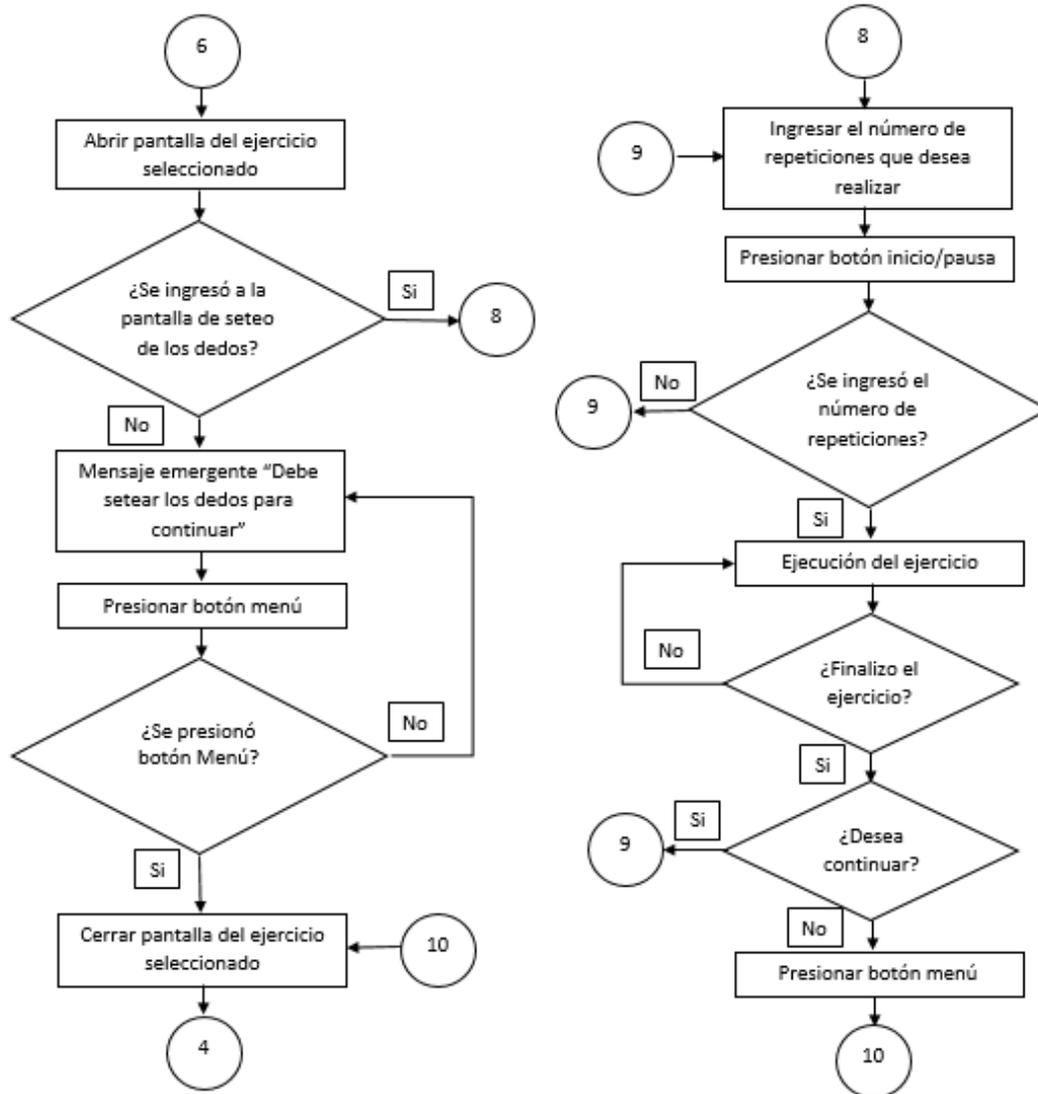


Figure 46 Diagrama de flujo de programación 4

3.4.2. Descripción del diagrama de flujo del software

En general, la relación que existe entre un software y su entorno es clara ya que el software provoca ciertos efectos en el programa, que a continuación, se desarrollará.

a) Pantalla Principal

Como se aprecia en la figura 47, es un interfaz gráfico en el que se muestra la información general del trabajo como: integrantes, director y comandos; visualizados por botones.

- Inicio
- Stop
- Casilla de opciones múltiples llamada “comunicación”.



Figura 47 Pantalla principal

a.1 Botón inicio

Este botón, al ser presionado nos aparece una ventana emergente con el mensaje “Se recomienda setear los dedos y datos del paciente previo a realizar los ejercicios” (figura 48-49), y una vez presionado el botón “OK” se abre el menú de opciones.



Figura 48 Botón inicio

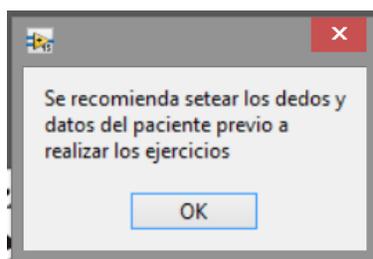


Figura 49 Mensaje emergente, “Se recomienda setear los dedos y datos del paciente previo a realizar los ejercicios”

b.1 Botón stop

Este botón se encuentra presente en todas las pantallas, con las que consta el software desarrollado para el presente tema de investigación, el cual al ser presionado detiene todos los movimientos que se estén realizando. Luego de desactivar el botón “stop” aparece una ventana emergente con el mensaje “El botón PARO DE EMERGENCIA fue activado, retire los dedos de la mano y desactive el botón para continuar con el proceso”, figura 50-51.

Nota: cuando se desactiva el botón “stop” la maquina retorna a su posición de inicio, borrando los datos seteados de posición de los dedos.



Figura 50 Botón STOP

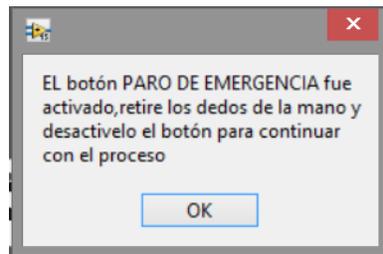


Figura 51 Mensaje emergente, "El botón PARA DE EMERGENCIA fue activado, retire los dedos de la mano y desactive el botón para continuar con el proceso"

c.1 Casilla comunicación

Esta nos permite seleccionar el puerto de comunicación entre el arduino y el computador, figura 52.



Figura 52 Casilla de puerto de comunicación

b) Pantalla menú

En esta pantalla se encuentran varios botones que permiten acceder a diferentes opciones, figura 53, considerando que solo se permite acceder a una opción a la vez

(poder acceder una opción a la vez está restringido por programación). Los botones con los que cuentas son:

- Inicio
- Stop
- Generar reporte
- Ejercicio 1
- Ejercicio 2
- Ejercicio 3
- Ejercicio 4
- Ejercicio 5



Figura 53 Pantalla de menú

a.1 Inicio

Este botón al ser presionado cierra la pantalla de “menú” regresando a la pantalla principal, figura 54.

b.1 Stop

Es un paro de emergencia.



Figura 54 Botón inicio de la pantalla menú

c.1 Botón generar reporte

Este botón al ser presionado genera un reporte de las actividades realizadas por el paciente, figura 55, donde se encuentran los datos del paciente, el desplazamiento que posee cada dedo, y el número de repeticiones, tiempo y velocidad que el paciente realizo en cada uno de los ejercicios, figura 56.



Figura 55 Botón generar reporte

Reporte de actividades realizadas

Paciente:
 Edad:
 No. de Cedula:
 Ciudad:
 e-mail:
 Fecha: 26/04/2018

Desplazamiento de cada uno de los dedos:

Dedo índice: 0,0 cm
 Dedo medio: 0,0 cm
 Dedo anular: 0,0 cm
 Dedo meñique: 0,0 cm
 Dedo pulgar: 0,0 cm

Ejercicio 1:

Repeticiones realizadas= 0
 Tiempo de ejecución= 0.0 (min:seg)
 Velocidad= 0

Ejercicio 2:

Repeticiones realizadas= 0
 Tiempo de ejecución= 0.0 (min:seg)
 Velocidad= 0

Ejercicio 3:

Repeticiones realizadas= 0
 Tiempo de ejecución= 0.0 (min:seg)
 Velocidad= 0

Ejercicio 4:

Repeticiones realizadas= 0
 Tiempo de ejecución= 0.0 (min:seg)
 Velocidad= 0

Ejercicio 5:

Repeticiones realizadas= 0
 Tiempo de ejecución= 0.0 (min:seg)
 Velocidad= 0

Figura 56 Generación del reporte de actividades

c) Pantalla panel de calibración

En esta pantalla se ingresan datos del paciente, figura 57, y se procede al seteo de cada dedo, esto de acuerdo a la pestaña en la que se encuentre, figura 58. Además, cuenta con varios botones los cuales son:

- Menú
- Stop
- Guardar cambios
- Posición inicial
- Nuevo

Figura 57 ingreso de datos del paciente



Figura 58 Seteo del dedo índice

a.1 Botón Menú

Este botón permite regresar a la pantalla “menú”, con la condición de que se debe guardar cambios o presionar el botón posición inicial (se encuentra restringido mediante programación), figura 59.

Este botón se encuentra presente en cada uno de los ejercicios, más en estos no se encuentra restringida ninguna condición para la operación del mismo.



Figura 59 Botón menú

b.1 Botón nuevo

Este botón al ser presionado borra todos los datos ingresados del paciente, además de borrar todo lo realizado por el mismo, figura 60.



Figura 60 Botón nuevo

c.1 Seteo de los dedos

Para iniciar a mover los dedos, setar la posición de los dedos contraídos y extendido se deben presionar los botones “Cal Min ...” o “Cal Max ...” respectivamente, figura 61.

Al presionar el botón “Cal Min ...” se deshabilita el botón “Cal Max ...” y viceversa, esta para evitar conflictos a la hora de realizar el seteo; otro punto importante a destacar es que solo al ser presionado uno de los botones aparece las fechas para extender o retraer los dedos, figura 62.

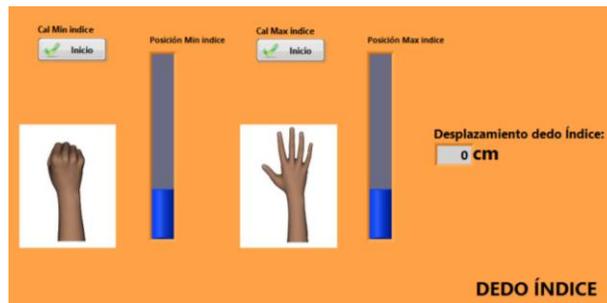


Figura 61 Seteo de los dedos de la mano, previo a iniciar el movimiento

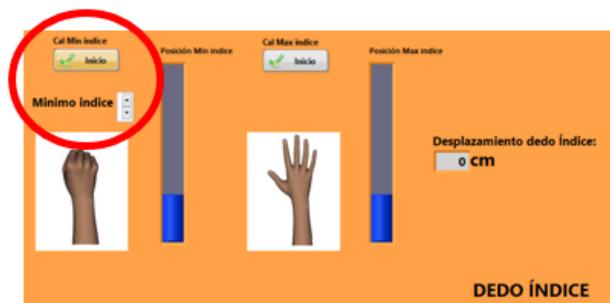


Figura 62 Seteo de los dedos de la mano, seleccionado la acción de contraer

d) Ejercicios a desarrollarse

a.1 Pantalla ejercicio 1

Previo al seteo de los dedos, el ejercicio 1, figura 63, es un desplazamiento controlado, ya que los dedos de la mano no se moverán al menos que sea presionada la orden de extender o contraer los dedos por parte del terapeuta que maneja el software. En esta pantalla se encuentran con diferentes elementos tales como:

- Control
- Indicadores
- Ajuste

Además de botones que cumplen diferentes funciones:

- Inicio / pausa
- Menú
- Plegar
- Replegar
- Velocidad (slider)
- Dedo pulgar



Figura 63 Pantalla ejercicio 1

a.2 Botón inicio/pausa

Este botón se encuentra presente en cada uno de los ejercicios, permitiendo iniciar o pausar el ejercicio según requiera el usuario; por tanto, en este ejercicio si este botón no es accionado, no se podrá extender o contraer los dedos, figura 64.

En caso de que el botón inicio/pausa, sea presionado y no se hayan seteado los dedos saltara el mensaje “revise seteo de los dedos”, figura 65.



Figura 64 Botón INICIO/PAUSA

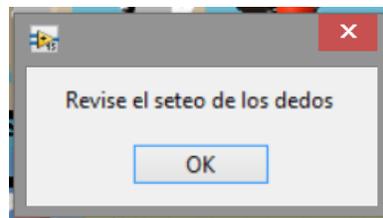


Figura 65 Mensaje emergente "Revise seteo de los dedos"

b.2 Control

Este panel cuenta con los botones “plegar y replegar”, y únicamente entran en funcionamiento luego de ser accionado el botón “inicio/pausa”; el botón plegar permite extender los dedos mientras que replegar permite contraer los dedos, figura 66.



Figura 66 Panel de control

c.2 Indicadores

Se indican las repeticiones que el paciente ha realizado (número de veces que el paciente ha extendido y contraído los dedos), y el tiempo de ejecución en realizar los ejercicios, figura67.



Figura 67 Panel de indicadores

d.2 Ajustes

Se encuentran dos opciones las cuales son velocidad y dedo(s) condicionados(s):

La opción velocidad permite cambiar la velocidad con la que se están moviendo los dedos.

La opción dedo(s) condicionado(s), los dedos que no se van a mover; al menos que el botón sea presionado. Otorgando permiso para realizar el movimiento del mismo, figura 68.

Nota: el dedo pulgar es el único dedo condicionado para cada uno de los ejercicios.



Figura 68 Panel de ajustes

e.2 Slider dispuestos sobre la figura de la mano

El desplazamiento de los cilindros rojos, indican la posición en la que se encuentran los dedos en cada instante de tiempo, figura 69.

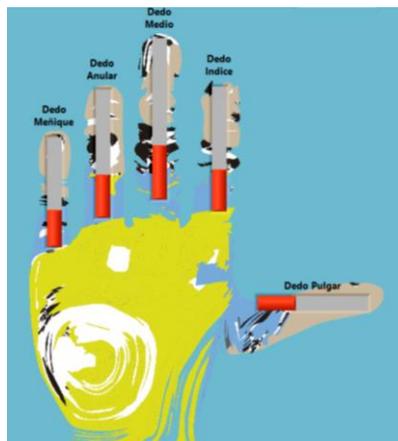


Figura 69 Indicador slider para el desplazamiento de cada uno de los dedos

b.1 Pantalla ejercicio 2

Previo al seteo de los dedos, el ejercicio dos permite realizar un desplazamiento total de los dedos de acuerdo al número de repeticiones que el terapeuta desee que el paciente realice. En esta pantalla se cambia el panel de control, figura 70.



Figura 70 Pantalla ejercicio 2

a.2 Control del ejercicio 2

En este se ingresa el número de repeticiones que el paciente va a realizar, figura 71, además consta de un indicador llamado progreso que indica en avance de las repeticiones. En el caso que se dé inicio al ejercicio y si no se ha ingresado el número de repeticiones saltara el mensaje “escriba el número de repeticiones que el paciente va a realizar”, figura 72.



Figura 71 Panel de control

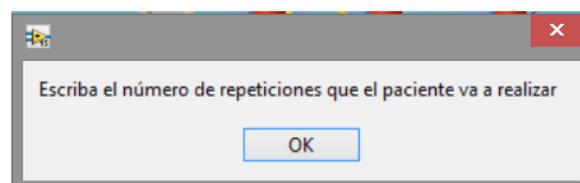


Figura 72 Mensaje emergente "Revise el número de repeticiones que el paciente va a realizar"

b.2 Pantalla ejercicio 3

Previo al seteo de los dedos, el ejercicio tres permite realizar un desplazamiento parcial de los dedos de acuerdo al número de repeticiones que el terapeuta desee que el paciente realice, figura 73.

Este movimiento parcial se lo realiza desde la posición media de cada dedo, y es a partir de esta; que se inicia el ejercicio. Generando un pequeño movimiento de extensión y contracción de los dedos.



Figura 73 Pantalla ejercicio 3

c.2 Pantalla ejercicio 4

Previo al seteo de los dedos, el ejercicio cuatro permite realizar un desplazamiento total de los dedos de acuerdo al número de repeticiones que el terapeuta desee que el paciente realice, tomando en cuenta que este movimiento va a ser aleatoria para cada uno de los dedos, figura 74.

Nota: el ejercicio se detendrá cuando todos y cada uno de los dedos cumplan con el número de repeticiones ingresadas.



Figura 74 Pantalla ejercicio 4

d.2 Pantalla ejercicio 5

Previo al seteo de los dedos, el ejercicio cinco permite realizar un desplazamiento total de los dedos de acuerdo al número de repeticiones que el terapeuta desee que el paciente realice, figura 75.

El movimiento de cada dedo va a estar condicionado por lo que se debe seleccionar los dedos que van a participar de los ejercicios, en caso de que ningún dedo sea seleccionado saltara el mensaje “seleccione uno o varios dedos para realizar el ejercicio”, figura 76.



Figura 75 Pantalla ejercicio 5

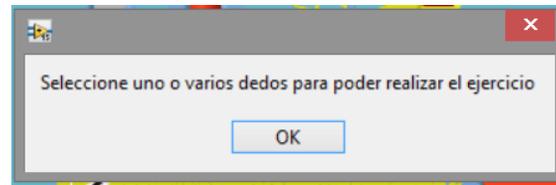


Figura 76 Mensaje emergente "Seleccione uno o varios dedos para poder realizar el ejercicio"

3.5. Construcción y ensamble del equipo

3.5.1. Diagrama de procesos de la construcción de la estructura.

Realizados los cálculos y simulaciones de los diferentes elementos del mecanismo por medio del cual genera la fuerza necesaria para el equipo de rehabilitación de los dedos de la mano izquierda, Se procederá a realizar su construcción. La construcción la iniciamos guiándonos en el diagrama de procesos de construcción de la estructura la cual se ubica en la Tabla 31.

Tabla 31

Diagrama de proceso de construcción de la estructura.

CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA).								
MÉTODO ACTUAL		MÉTODO PROPUESTO				FECHA: 29/01/2018		
DESCRIPCIÓN DE LA PARTE:			<i>ESTRUCTURA</i>					
DESCRIPCIÓN DE LA OPERACIÓN:			<i>CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLE</i>					
		ACTUAL		PROPUESTO		DIFERENCIA		ANÁLISIS
		TIEMPO	NUM	TIEMPO	NUM	TIEMPO	NUM	
○	OPERACIONES	4	5					ESTUDIADO POR: Grupo de investigación
⇒	TRANSPORTE	2	2					
□	INSPECCIONES	5	10					
D	RETRASOS	2	30					
▽	ALMACENAMIENTO	2	30					
DIST. RECORRIDA (Km)		2km						

CONTINÚA 

PASO	DETALLES DEL PROCESO	MÉTODO	OPERACIÓN	TRANSPORTE	INSPECCIÓN	RETRASO	ALMACENAMIENTO	DIST. (m)	CANTIDAD	TIEMPO (HORAS)	CÁLCULO DE TIEMPO/COSTO
1	Adquisición de material	Platina	●	➔	■	D	▼	200	1	2	
2	Mediciones	Calibrador	●	➔	■	D	▽	1	8	0.5	
3	Corte	Sierra	●	➔	■	D	▽	5	10	1	
3	Soldado	Soldadora	●	➔	■	D	▽	5	4	1	
4	Ensamblaje	ensamblado	●	➔	■	D	▼	6	30	2	

a) Descripción de las piezas del soporte

En la tabla 32 se visualiza el proceso de construcción de la estructura que se encuentra constituida por las Figuras 77 – 78.

Tabla 32

Partes del soporte.

NOMBRE	PARTE	CANTIDAD	DESCRIPCIÓN
BASE		1	Platinas ASTM A36, PLT 12x3.

Figura 77 Base

CONTINÚA ➔

SOPORTE DE MOTORES		8	Planchas de acero ASTM A36 de 380X210.
Figura 78 Soporte de motores			

b) Construcción de la estructura

Se debe considerar que la base (Figura 79) es parte fundamental del trabajo, ya que sobre él se instalarán la mayoría de elementos constitutivos de los mecanismos. Realizado los cálculos de análisis y simulaciones respectivas, se determina que el material a utilizarse para la estructura es AISI 1010, constituido por una platina de 12.5x2.5 con 5000 mm de longitud, para la base se usó una plancha laminada en frío ASTM A36 de 380X210 mm con un espesor de 0,45, para los soportes de los motores se implementó platinas ASTM A36, PLT 12x3 con longitudes de 28x25mm, todas las uniones se realizaron por medio de la soldadura tipo MIG.



Figura 79 Base de la estructura

3.5.2. Diagrama de procesos de la construcción del mecanismo biela manivela corredera

Tabla 33

Diagrama de proceso de construcción del mecanismo de accionamiento de los dedos

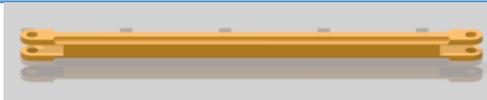
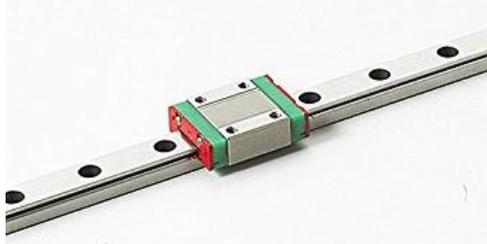
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA).										
MÉTODO ACTUAL		MÉTODO PROPUESTO					FECHA:17/09/2014			
DESCRIPCIÓN DE LA PARTE:			MECANISMO BIELA MANIVELA CORREDERA							
DESCRIPCIÓN DE LA OPERACIÓN:			CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLE							
		ACTUAL		PROPUESTO		DIFERENCIA		ANÁLISIS		
		TIEMPO	NUM	TIEMPO	NUM	TIEMPO	NUM			
○	OPERACIONES	12	70							
⇒	TRANSPORTE	7	30							
□	INSPECCIONES	8	65							ESTUDIADO POR: Grupo de investigación
D	RETRASOS	3	25							
▽	ALMACENAMIENTO	3	25							
DIST. RECORRIDA (Km)		200 m								
1	Adquisición de material	Vehículos	●	⇒	□	D	▽	10000	5	4
2	Mediciones	Calibrador y flexómetro	●	⇒	■	D	▽	1	5	1
3	Perforaciones	taladro	●	⇒	■	D	▽	3	15	2
3	Montaje	Llaves mixtas	●	⇒	■	D	▽	3	20	2
4	Pruebas	Llaves, tors, copas	●	⇒	■	D	▽	1000	25	3

a) Partes constitutivas del mecanismo biela -manivela -corredera

En la tabla 34 se muestra los diferentes elementos del mecanismo que genera el movimiento lineal alternativo (Figura 80 – 83).

Tabla 34

Elementos del mecanismo biela- manivela -corredera

NOMBRE	PARTE	CANTIDAD	DESCRIPCION
MANIVELA	 Figura 80 Manivela	5	Impresión 3D en ABS de 112.5*5 mm
BIELA	 Figura 81 Biela	5	Impresión 3D en ABS de 112.5*5 MM
GUÍA CORREDERA	 Figura 82 Guía Corredera	5	SELECCION
BASE DE DEDOS	 Figura 83 Base de dedos	5	Platina de acero ASTM A36 de PLT 12x3

b) Construcción de la biela y manivela

Para la construcción de la biela y manivela, se consideran las fuerzas y esfuerzos que van a soportar, por lo que se establece que el material a utilizarse es PLA; Estos elementos se lo fabricaron por medio de la impresión 3D, utilizando un software necesario en este proceso.

3.5.3. Construcción de las bases de los dedos

Para determinar el dimensionamiento de las bases de los dedos, es necesario considerar varios factores como son: tamaño de las falanges, fuerzas ejercidas y simetría del mismo, bajo estas consideraciones para su construcción, se utiliza una platina de PLT 12x3 con 45 mm de longitud. La misma que es doblada y soldada a través de la MIG, de acuerdo a las normas y planos establecidos.

3.5.4. Selección de la corredera y riel

Para la selección de la corredera y riel, se lo realizo de acuerdo a los parámetros de funcionalidad y tamaño como se lo puede ver en el capítulo 2, dándonos como resultado una el riel-corredera MGN9-H con una longitud de 250 mm.

3.5.5. Diagrama de procesos de la construcción del apoya brazo

Tabla 35

Diagrama de proceso de construcción del apoya brazo.

CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA).								
MÉTODO ACTUAL	MÉTODO PROPUESTO				FECHA:18/09/2014			
DESCRIPCIÓN DE LA PARTE:			<i>APOYA BRAZO</i>					
DESCRIPCIÓN DE LA OPERACIÓN:			<i>CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLE</i>					
		ACTUAL		PROPUESTO		DIFERENCIA		ANÁLISIS
		TIEMPO	NUM	TIEMP O	NUM	TIEMPO	NUM	
○	OPERACIONES	5	38					
⇒	TRANSPORTE	1	3					

CONTINÚA 

□	INSPECCIONES	4	35						ESTUDIADO POR: Grupo de investigación
D	RETRASOS	2	20						
▽	ALMACENAMIENTO	2	20						
DIST. RECORRIDA (Km)		5 km							
1	Adquisición de material	Vehículos	● → □	D	▽	5000	3	1	
2	Medición	Flexómetro y calibrador	● → ■	D	▽	5	3	1	
3	Perforación	taladro	● → ■	D	▽	50	12	1	
4	Ensamblaje	Llaves y pistola aire	● → ■	D	▽	10	20	2	

a) Selección de partes

En la tabla 36 se muestra la selección de partes correspondientes al apoyo brazo (Figura 84 – 90), los cuales son de acero inoxidable tipo 304 y cortados a chorro de agua para una mayor precisión.

Tabla 36

Partes del apoyo brazo

NOMBRE	PARTE	CANTIDAD	DESCRIPCION
BASE PRINCIPAL		1	Plancha acero inoxidable tipo 304

Figura 84 Base principal

CONTINÚA 

<p>BASE SECUNDARI A</p>	 <p>Figura 85 Base secundaria</p>	1	<p>acero inoxidable tipo 304</p>
<p>BASE AUXILIAR Y LENGÜETA</p>	 <p>Figura 86 Base auxiliar y lengüeta</p>	1	<p>acero inoxidable tipo 304</p>
<p>BASE DE LA MUÑECA</p>	 <p>Figura 87 Base de la muñeca</p>	1	<p>acero inoxidable tipo 304</p>
<p>BASE DEL ANTEBRAZO</p>	 <p>Figura 88 Base del antebrazo</p>	1	
<p>EXTENSOR 2</p>	 <p>Figura 89 Extensor 2</p>	1	<p>tubos ASTM A36</p>

CONTINÚA 



b) Construcción del apoya brazo

Previa a la construcción del apoya brazo se realizó el diseño, análisis y simulación de los elementos, el material utilizado es una plancha de acero inoxidable tipo 304. El proceso de construcción inicia con el corte de la plancha de acero inoxidable por el medio chorro de agua, el cual tiene una precisión de 0,1 mm (González & Pilar, 2013) lo que nos representa un buen acabado; al finalizar el corte se procede a efectuar las perforaciones y dobleces respectivos de cada una de las piezas del ensamble (apoya brazo).

Para la construcción de los extensores usamos tubos ASTM A36, por lo que procedemos a cortarlos de acuerdo a los planos y unirlos por ser unidos por medio de soldadura MIG. Finalmente se procede al tapizado del soporte de la base del antebrazo.

3.5.6. Diagrama de procesos de la implementación del sistema eléctrico.

Tabla 37

Diagrama de proceso de construcción del sistema eléctrico.

CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA TERAPIA DE LOS DEDOS DE LA MANO ASISTIDO POR COMPUTADOR, PARA PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA).								
MÉTODO ACTUAL		MÉTODO PROPUESTO				FECHA:05/10/2014		
DESCRIPCIÓN DE LA PARTE:			<i>ELECTRICA</i>					
DESCRIPCIÓN DE LA OPERACIÓN:			<i>CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLE</i>					
		ACTUAL		PROPUESTO		DIFERENCIA		ANÁLISIS
		TIEMPO	NUM	TIEMPO	NUM	TIEMPO	NUM	
○	OPERACIONES	80	220					

CONTINÚA 

⇒	TRANPORTE	72	51								
□	INSPECCIONES	80	220							ESTUDIADO POR: CANDO I. SUASNAVAS V.	
D	RETRASOS	6	99								
▽	ALMACENAMIE NTO	5	79								
DIST. RECORRIDA (Km)		25 km									
1	Adquisición de material	Vehículos	●	⇒	■	D	▽	8000	51	72	
2	Soldadura de cables y elementos	Estaño y cautín	●	⇒	■	D	▽	30	28	2	
3	Sujeción de los de elementos	Taípe	●	⇒	■	D	▽	40	51	3	
4	mediciones	Multímetro	●	⇒	■	D	▽	40	20	1	
3	Instalación	Taípe y correas	●	⇒	■	D	▽	100	70	2	

a) Equipos y dispositivos eléctricos

En la tabla 38, se observa los diferentes equipos y dispositivos eléctricos que se implementaran en el ensamble del equipo, referente al sistema eléctrico.

Tabla 38

Equipos y dispositivos eléctricos

NOMBRE	PARTE	CANTIDAD	CARACTERÍSTICAS
SERVOMOTOR		5	6V/8mA Servomotor Hitec 755 HB de 12kgf
Figura 91 Servomotor			

CONTINÚA 

<p>FUENTE DE ALIMENTACIÓN</p>	 <p>Figura 92 Fuente de alimentación</p>	1	<p>Fuente de Alimentación (MCH-K305D) Tensión de entrada: 230 VAC 50 Hz Tensión de salida: 0-30 VDC regulable Corriente de salida: 0-5 A regulable Tensión de rizado: 2 mV Corriente de rizado: 3 mA Dimensiones (An x Al x P): 110 x 156 x 260 mm Peso: 4390 g</p>																																		
<p>CABLES</p>	 <p>Figura 93 Cables</p>	20	15 cm																																		
<p>ARDUINO UNO</p>	 <p>Figura 94 Arduino</p>	1	<table border="1"> <tbody> <tr> <td>Microcontroller</td> <td>ATmega328P</td> </tr> <tr> <td>Operating Voltage</td> <td>5V</td> </tr> <tr> <td>Input Voltage (recommended)</td> <td>7-12V</td> </tr> <tr> <td>Input Voltage (limit)</td> <td>6-20V</td> </tr> <tr> <td>Digital I/O Pins</td> <td>14 (of which 6 provide PWM output)</td> </tr> <tr> <td>PWM Digital I/O Pins</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>Analog Input Pins</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>DC Current per I/O Pin</td> <td>20 mA</td> </tr> <tr> <td>DC Current for 3.3V Pin</td> <td>50 mA</td> </tr> <tr> <td>Flash Memory</td> <td>32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB bootloader</td> </tr> <tr> <td>SRAM</td> <td>2 KB (ATmega328P)</td> </tr> <tr> <td>EEPROM</td> <td>1 KB (ATmega328P)</td> </tr> <tr> <td>Clock Speed</td> <td>16 MHz</td> </tr> <tr> <td>LED_BUILTIN</td> <td>13</td> </tr> <tr> <td>Length</td> <td>68.6 mm</td> </tr> <tr> <td>Width</td> <td>53.4 mm</td> </tr> <tr> <td>Weight</td> <td>25 g</td> </tr> </tbody> </table>	Microcontroller	ATmega328P	Operating Voltage	5V	Input Voltage (recommended)	7-12V	Input Voltage (limit)	6-20V	Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)	PWM Digital I/O Pins	6	Analog Input Pins	6	DC Current per I/O Pin	20 mA	DC Current for 3.3V Pin	50 mA	Flash Memory	32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB bootloader	SRAM	2 KB (ATmega328P)	EEPROM	1 KB (ATmega328P)	Clock Speed	16 MHz	LED_BUILTIN	13	Length	68.6 mm	Width	53.4 mm	Weight	25 g
Microcontroller	ATmega328P																																				
Operating Voltage	5V																																				
Input Voltage (recommended)	7-12V																																				
Input Voltage (limit)	6-20V																																				
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)																																				
PWM Digital I/O Pins	6																																				
Analog Input Pins	6																																				
DC Current per I/O Pin	20 mA																																				
DC Current for 3.3V Pin	50 mA																																				
Flash Memory	32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB bootloader																																				
SRAM	2 KB (ATmega328P)																																				
EEPROM	1 KB (ATmega328P)																																				
Clock Speed	16 MHz																																				
LED_BUILTIN	13																																				
Length	68.6 mm																																				
Width	53.4 mm																																				
Weight	25 g																																				

COMPUTADORA



1

Figura 95
Computadora

b) Implementación del sistema eléctrico

Para la implementación del sistema eléctrico se necesitó varios componentes eléctricos y electrónicos como son: Computadora, fuente de alimentación, servomotores, arduino uno y cables de protoboard.

- La computadora sirve como interface entre el equipo y el programa labview por medio del cual se desarrolló la programación para establecer los diferentes ejercicios de rehabilitación.
- La fuente de alimentación es de modo interruptor de 30V 5A. Utilizada en nuestro equipo debido a su diseño y modo de interruptor de un pequeño, esta fuente de tiene las siguientes dimensiones: 7(w) x 16(h) x 22(d) cm y pesa 1,35kg.
- Los cinco servomotores son Hitec 755 HB de 12kgf, los mismo que generan el torque necesario para mover el mecanismo biela, manivela y corredera.
- Los cables de protoboard son los elementos flexibles de conexión del sistema eléctrico cuyo objetivo es establecer un conexión rápida y segura entre los dispositivos eléctricos y electrónicos.
- El arduino es la placa base de comunicación entre el programador o usuario y la maquina en general y la computadora tiene el objetivo de usarse como HMI (Interfaz Humano Maquina) y de interactuar con el usuario, si existiera una falla de programación también podría arreglarse desde la computadora en la tabla 4.10.

3.6. Ensamblaje del sistema de rehabilitador de dedos

3.6.1. Ensamblaje del mecanismo biela –manivela- corredera

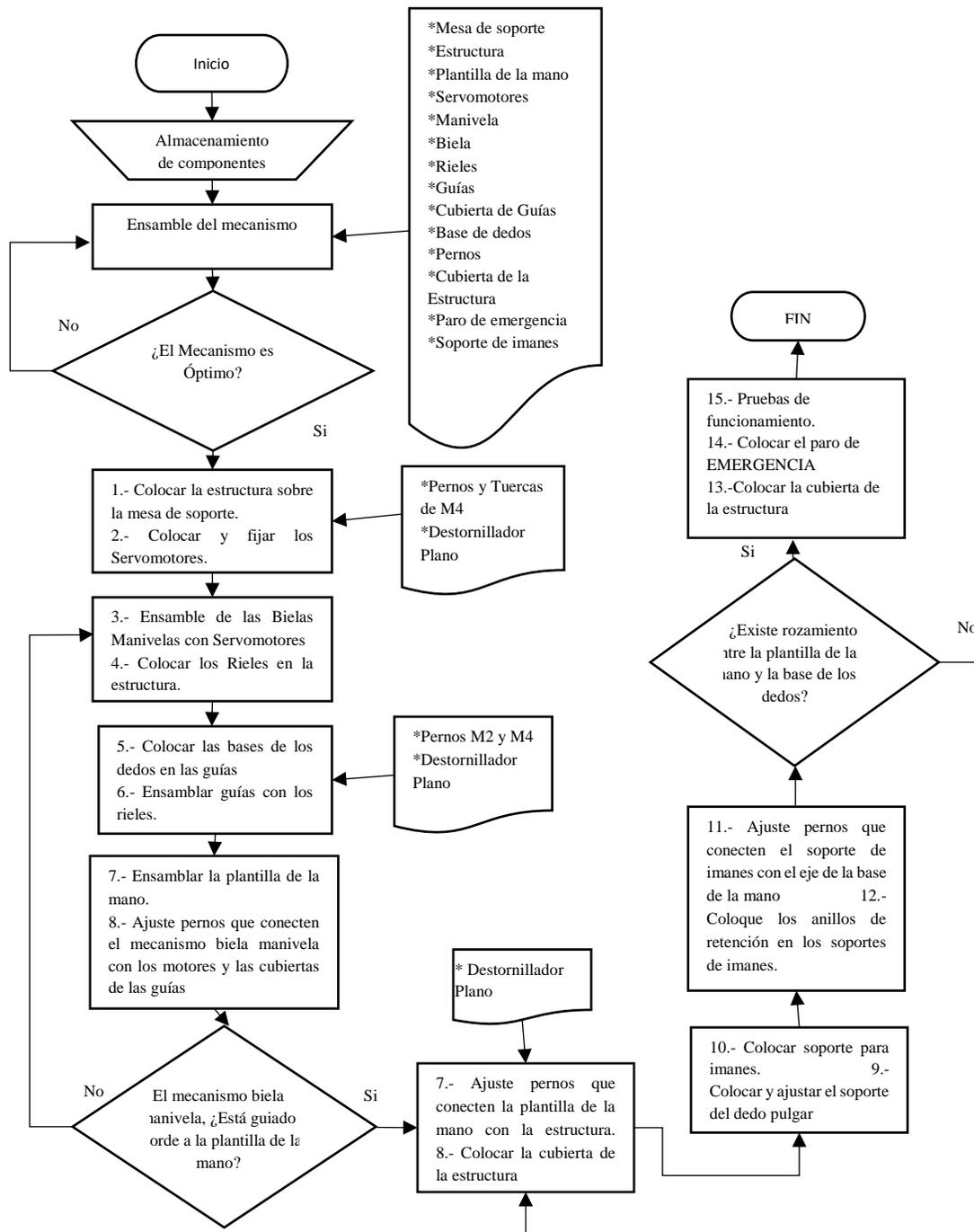


Figura 96 Flujograma del ensamble del mecanismo biela manivela

Ensamble del mecanismo biela- manivela- corredera

Para el ensamblaje del mecanismo biela manivela corredera, se lo realizara de acuerdo con las siguientes fases:

- a) **Instalación de los servomotores**, esto elemento se encuentra sujeto a la base, por medio de pernos y tuercas M4, como se observa en la figura 97



Figura 97 Acoplamiento de los servomotores a la estructura

- b) **Montaje del soporte de los cuatro dedos**, en la figura 98, los dedos al que se hace referencia son: índice, dedo medio, anular y meñique; se encuentran sujetas a las correderas que se desliza sobre el riel; por medio de pernos M2 cabeza avellanada, considerando su posición para que no exista interferencia.



Figura 98 Partes del base de los dedos

- c) **Instalación de los riel**, correderas y soportes de los dedos se encuentran instalados sobre la estructura, los mismo que encuentran sujetos por medio de pernos y tuercas M3, como se lo establecen los planos, como se observa en la figura 99.



Figura 99 Acoplamiento de los rieles en la estructura

d) **Ensamblaje del mecanismo biela, manivela- corredera**, el ensamble del mecanismo, se lo realiza de la siguiente manera: fijar la manivela con el servomotor, unir la manivela con la biela y finalmente unir la biela con la corredera. Todos estos acoplamientos con pernos y tuercas M3. De acuerdo a la disposición de los dedos

e) Acoplamiento de la plantilla de la mano, colocamos la plantilla y la placa del dedo pulgar en posición deseada de la estructura, como se ve en las figuras 102 y 103, para esto usamos pernos M3.



Figura 100 Ensamblaje del mecanismo en los servomotores



Figura 101 Mecanismo de dedos



Figura 102 Plantilla de la mano



Figura 103 Acoplamiento de la plantilla de la mano

- f) **Montaje de la base del dedo pulgar**, este elemento tiene una forma esférica que se encuentra conectada al servomotor por medio de una manivela a través de pernos y tuercas M3, como se observa en las figuras 104 y 105.



Figura 104 Mecanismo del dedo pulgar



Figura 105 Base del dedo pulgar

- g) **Insertamos imanes de neodimio N51**, estos imanes tienen un diámetro de 12x3 mm, con orificios de 3 mm; los mismos se son unidos por medio de pernos M3, como se lo visualiza en las figuras 106 y 107.



Figura 106 Soporte del imán

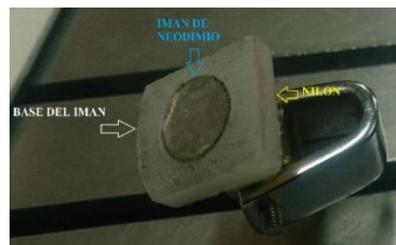


Figura 107 Base del dedo (imán)

- h) **Cubierta de la estructura**, figura 108, se lo realizo en fibra de vidrio de acuerdo a un pre diseño y teniendo como base la estructura mencionada anteriormente, considerando el armado y desarmado una manera fácil y práctica



Figura 108 Cubierta de la estructura

Realizado el proceso de ensamble es necesario realizar la alineación de todos estos elementos, para proceder a verificar los desplazamientos de cada uno de los dedos antes de realizar los diferentes ejercicios de rehabilitación y proceder al montaje sobre la mesa que soportara el equipo, como observamos en la figura 109.



Figura 109 Ensamble final

3.6.2. Montaje de ante brazo

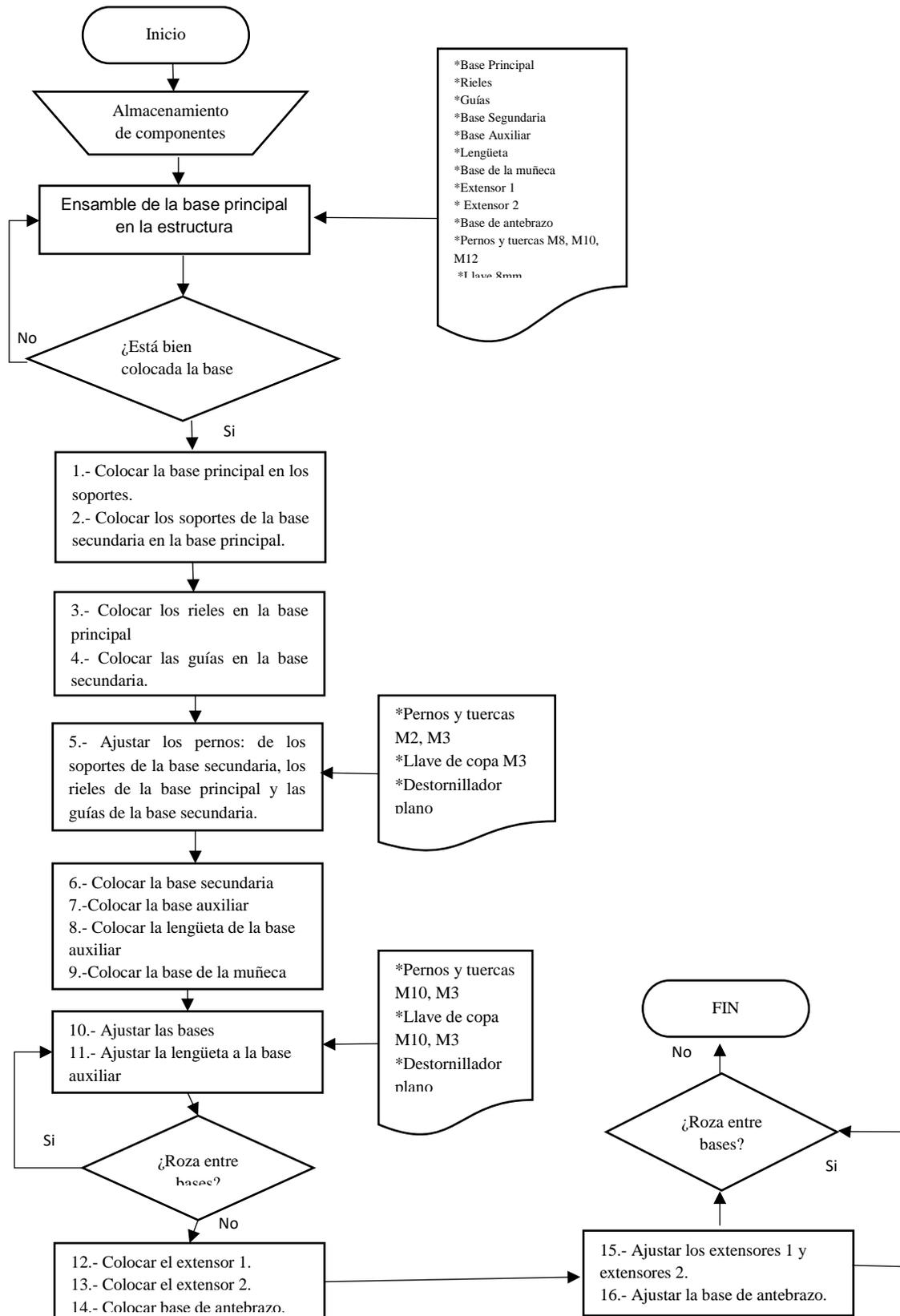


Figura 110 Flujograma del ensamble del ante brazo

Para el ensamble del ante brazo seleccionamos los elementos a unir por medio de pernos tuercas de la siguiente manera

- a) **Base principal** figura (111), se colocan los rieles y guías MGN9 (figura 112) esto se lo realiza por medio de pernos y tuercas M2, y este mecanismo a la vez se lo fija a la estructura base con perno M4



Figura 111 Base principal



Figure 112 Base principal partes

Base secundaria figura 113, el ensamble se lo realiza con respecto a la base principal en la posición deseada, por medio pernos y tuercas M2, M4 (cabeza Allen), como se observa en la figura 114



Figure 113 Base secundaria



Figure 114 Ensamblaje de base secundaria

- b) **Lengüeta con la base auxiliar** (Figura 115), el ensamble de la lengüeta, se lo realiza por medio de pernos y tuercas M4 entre la base auxiliar y la lengüeta.



Figura 115 Base auxiliar y lengüeta

c) **Base auxiliar y la base de la muñeca**, para este ensamble usamos pernos M10 y bocines, este ensamble debe encontrarse centrado con respecto a la base auxiliar como se puede visualizar en las siguientes figuras 116 a 120

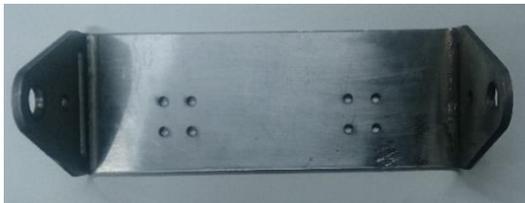


Figura 116 Base de muñeca



Figura 117 Base secundaria



Figura 118 Base auxiliar y lengüeta



Figura 119 Base de la muñeca



Figura 120 Ensamblaje de bases

d) **Antebrazo**, En este ensamble del usamos pernos M4 y M10, el extensor 1 encaja en el extensor 2 como se ve en la figura 121 hecho esto ajustamos con el perno

construido con cabeza mariposa, el cual sirve para regular la longitud de la base del antebrazo, el ensamble final del antebrazo lo observamos en la figura 122.



Figura 121 Base de antebrazo



Figura 122 Ensamblaje de antebrazo

e) **Ensamble final de la máquina (figura 123)**, se lo realiza considerando las normas de seguridad y calidad establecidas para este tipo de equipos



Figura 123 Ensamblaje final

Una vez ensamblado todo el elemento colocamos el paro de emergencia a la derecha de la mesa (figura 124), por normas de seguridad



Figura 124 Paro de emergencia

3.6.3. Montaje de sistema eléctrico

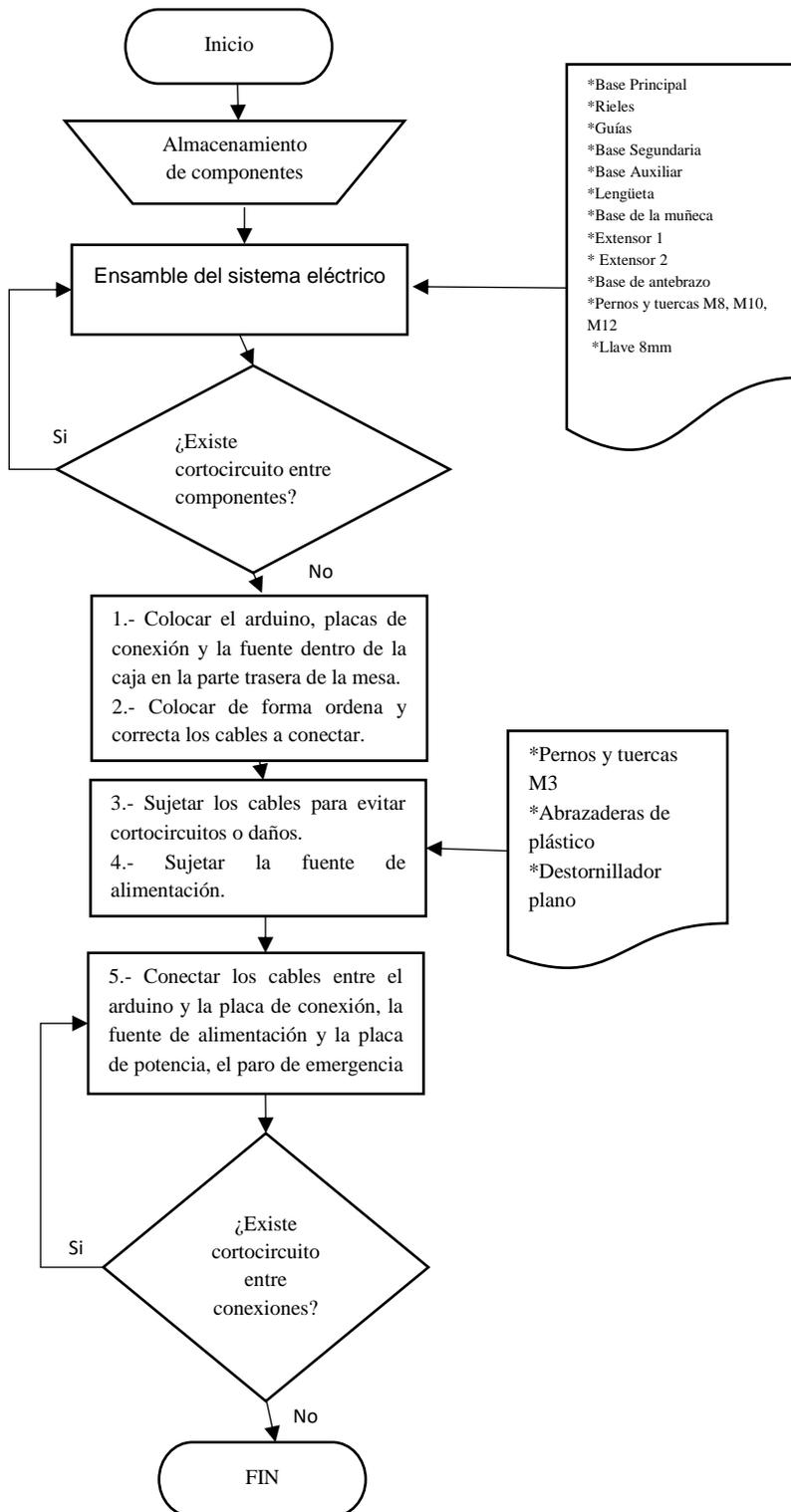


Figura 125 Flujograma del ensamble del sistema eléctrico.

La conexión del sistema eléctrico y electrónico esta estructura por medio de cables, sistemas de control y paro de emergencia conectados de la siguiente manera:

- Colocamos los componentes a conectar como el arduino, las placas de conexión y la fuente dentro de la caja en la parte posterior de la mesa
- Conectamos los cables de los motores a la placa de conexión (figura 126) de acuerdo al diagrama establecido para el efecto.



Figura 126 Pista de placa de conexión

- La conexión de los cables del arduino a la placa de conexión principal se realiza por medio de borneras con cables de protoboard como se ve en la figura 127, para evitar el cruce y desconexión de los cables usamos seguros.



Figura 127 Placa de control

- La conexión de la fuente la hacemos con la placa de conexión secundario y la placa de conexión principal por medio de borneras, como se ve en la figura 128.



Figura 128 Placa de potencia

- Una vez verificadas las conexiones procedemos a colocar un aislante en las placas de conexión y sujetar las placas de conexión mediante pernos y tuercas M3, los componentes de aislamiento los vemos en las figuras 129 – 131.



Figura 129 Componentes de aislamiento y sujeción de placa de control



Figura 130 Componentes de aislamiento y sujeción de placa de potencia



Figura 131 Pista de placa de conexión

La conexión final se visualiza con todos los dispositivos en la siguiente figura 132.



Figura 132 Sistema eléctrico ensamblado.

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1. Evaluación de la movilidad del equipo de acuerdo a diferentes esfuerzos

El siguiente reporte de actividades es el reporte generado del programa base (Labview), en dicho reporte iniciamos con los datos generales del paciente, las posiciones iniciales de cada dedo del paciente, ya hecho esto empezamos con los ejercicios programados, en los ejercicios vemos el número de repeticiones, el tiempo de ejecución y la velocidad con la que se realizamos cada ejercicio.

Reporte de actividades realizadas

Paciente: Alexander Jiménez

Edad: 45

No. de Cedula: 1809295075

Ciudad: Ambato

e-mail: alexjim@hotmail.com

Fecha: 02/04/2018

Desplazamiento de cada uno de los dedos:

Dedo índice: 4,4 cm

Dedo medio: 6,6 cm

Dedo anular: 5,8 cm

Dedo meñique: 4,6 cm

Dedo pulgar: 1,0 cm

Ejercicio 1:

Repeticiones realizadas= 0

Tiempo de ejecución= 2:26 (min:seg)

Velocidad= 341

Ejercicio 2:

Repeticiones realizadas= 35

Tiempo de ejecución= 3:11 (min:seg)

Velocidad= 350

Ejercicio 3:

Repeticiones realizadas= 40

Tiempo de ejecución= 1:8 (min:seg)

Velocidad= 350

Ejercicio 4:

Repeticiones realizadas= 65

Tiempo de ejecución= 1:5 (min:seg)

Velocidad= 349

Ejercicio 5:

Repeticiones realizadas= 35

Tiempo de ejecución= 2:29 (min:seg)

Velocidad= 347

Reporte de actividades realizadas

Paciente: Guido Torres

Edad: 24

No. de Cedula: 1804447660

Ciudad: Ambato

e-mail: guiraft93@gmail.com

Fecha: 03/05/2018

Desplazamiento de cada uno de los dedos:

Dedo índice: 6,0 cm

Dedo medio: 6,8 cm

Dedo anular: 4,6 cm

Dedo meñique: 5,0 cm

Dedo pulgar: 3,4 cm

Ejercicio 1:

Repeticiones realizadas= 1

Tiempo de ejecución= 1:10 (min:seg)

Velocidad= 320

Ejercicio 2:

Repeticiones realizadas= 20

Tiempo de ejecución= 2:18 (min:seg)

Velocidad= 342

Ejercicio 3:

Repeticiones realizadas= 25

Tiempo de ejecución= 0:44 (min:seg)

Velocidad= 347

Ejercicio 4:

Repeticiones realizadas= 28

Tiempo de ejecución= 0:28 (min:seg)

Velocidad= 338

Ejercicio 5:

Repeticiones realizadas= 20

Tiempo de ejecución= 1:48 (min:seg)

Velocidad= 339

En la tabla 39 observamos los datos principales del paciente.

Tabla 39

Datos del paciente

Datos del Paciente	
Nombre	Alexander Jiménez
Edad	45
No. De cedula	1809295075
Ciudad	Ambato
Email	alexjim@hotmail.com
Fecha	02/04/2018
Tiempo de Terapia	4 semanas

En la tabla 40 observamos el desplazamiento realizado en una terapia de cuatro semanas con 16 sesiones, en la figura 133 visualizamos el desplazamiento de los dedos con los cuales podemos notar que avanzamos un promedio de 1 cm por semana o en 5 sesiones.

Tabla 40

Desplazamiento de los dedos

Desplazamiento (cm)																				
	SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6	SESION 7	SESION 8	SESION 9	SESION 10	SESION 11	SESION 12	SESION 13	SESION 14	SESION 15	SESION 16	SESION 17	SESION 18	SESION 19	SESION 20
	1 Semana					2 Semana					3 Semana					4 Semana				
Dedo meñique	1,8	1,8	2	2	2,2	2,2	2,2	2,4	2,6	2,8	2,8	3	3,2	3,4	3,6	3,8	4	4	4,2	4,4
Dedo anular	1,2	1,2	1,4	1,6	1,8	1,8	2	2,2	2,2	2,4	2,6	2,8	2,8	2,8	3	3,2	3,4	3,6	3,6	3,8
Dedo medio	3,2	3,2	3,4	3,6	3,6	3,8	3,8	4	4,2	4,4	4,6	4,8	5	5	5,2	5,4	5,6	5,8	5,8	6
Dedo Índice	2,6	2,6	2,8	2,8	3	3,2	3,2	3,4	3,6	3,8	3,8	4	4,2	4,2	4,4	4,6	4,8	4,8	5	5,2
Dedo pulgar	0,4	0,6	0,6	0,8	0,8	1	1,2	1,2	1,4	1,6	1,6	1,8	1,8	2	2	2,4	2,6	2,6	2,8	2,8

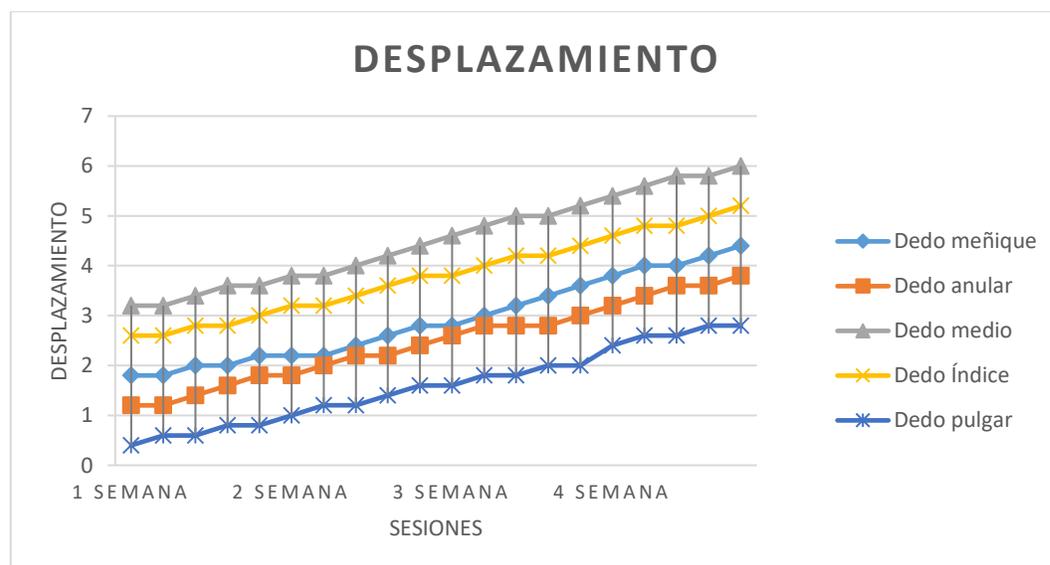


Figure 133 Desplazamiento de los dedos

En la tabla 41 y en la figura 134 tenemos el número de repeticiones hechas en la terapia en las cuales verificamos un avance notorio de 1 a 2 repeticiones dependiendo del ejercicio, como en el ejercicio 1 observamos que no hay avance en las repeticiones, esto se da por el tipo de ejercicio, ya que el ejercicio 1 es la tolerancia del paciente al desplazamiento.

Tabla 41

Numero de repeticiones

Repeticiones																				
	SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6	SESION 7	SESION 8	SESION 9	SESION 10	SESION 11	SESION 12	SESION 13	SESION 14	SESION 15	SESION 16	SESION 17	SESION 18	SESION 19	SESION 20
	1 Semana					2 Semana					3 Semana					4 Semana				
Ejercicio 1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1
Ejercicio 2	3	3	4	5	5	7	7	8	10	12	15	15	16	17	18	19	20	21	22	24
Ejercicio 3	2	2	1	2	3	5	8	10	12	16	17	18	20	22	24	25	26	26	28	28
Ejercicio 4	2	3	3	2	4	4	6	10	14	16	18	20	22	24	26	28	28	30	30	32
Ejercicio 5	1	2	2	2	3	5	8	12	14	14	15	17	18	18	19	20	20	22	22	24

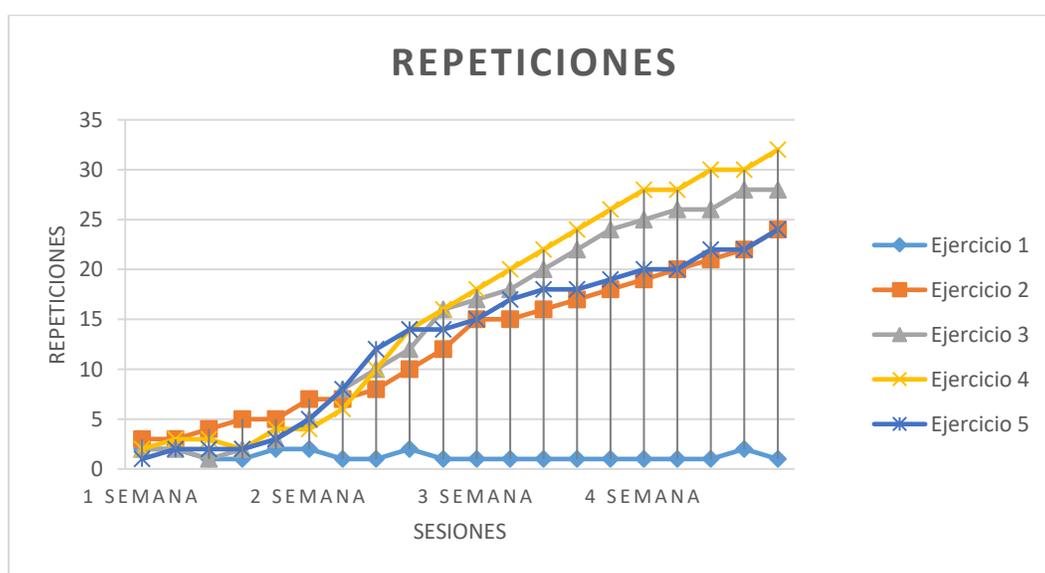


Figura 134 Numero de repeticiones

En la tabla 42 y en la figura 135 observamos el tiempo de ejecución en la terapia en las cuales vemos un avance notorio de 1 minutos entre sesión.

Tabla 42

Tiempo de repeticiones

Tiempo de ejecución (min:seg)																				
	SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6	SESION 7	SESION 8	SESION 9	SESION 10	SESION 11	SESION 12	SESION 13	SESION 14	SESION 15	SESION 16	SESION 17	SESION 18	SESION 19	SESION 20
	1 semana					2 semana					3 semana					4 semana				
Ejercicio 1	3:30	3:28	3:10	3:30	3:30	2:50	2:40	2:40	2:50	2:40	2:28	2:28	2:28	2:28	2:28	1:28	1:28	1:28	1:35	1:28
Ejercicio 2	4:30	4:30	4:40	4:30	4:30	3:30	3:30	3:40	3:45	4:00	3:10	3:10	3:15	3:20	3:25	3:30	3:35	3:38	3:42	3:46
Ejercicio 3	6:00	6:00	5:20	6:00	6:12	5:10	5:50	5:30	5:25	5:40	4:00	4:10	4:20	4:30	4:45	4:30	4:35	4:35	4:40	4:40
Ejercicio 4	5:16	5:30	5:30	5:16	5:45	5:00	5:30	5:30	5:45	6:00	4:46	4:55	5:05	5:15	5:20	4:26	4:26	4:30	4:30	4:34
Ejercicio 5	4:00	4:30	4:00	4:00	4:30	4:30	4:50	5:10	5:20	5:20	3:30	3:40	3:45	3:45	3:50	3:30	3:30	3:38	3:38	3:44

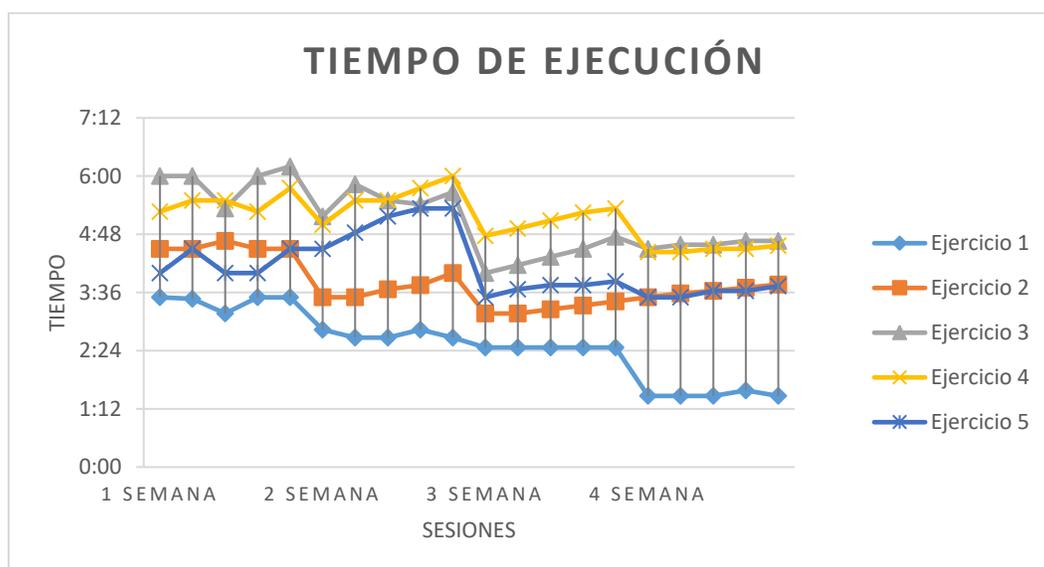


Figura 135 Tiempo de repeticiones

4.2. Validación de la hipótesis

4.2.1. Hipótesis

El dispositivo robotico para la terapia de los dedos de la mano asistida por computador, tendrá la capacidad de rehabilitar la movilidad de los pacientes una distancia de 7 cm en pacientes con daño cerebral adquirido

4.2.2. Pasos para la realización de una prueba de hipótesis

1. Defina H_0 y H_1 .
2. Suponga que H_0 es verdadera.
3. Calcule un estadístico de prueba. Este constituye un estadístico que se usa para evaluar la fuerza de la evidencia en contra de H_0 .
4. Calcule el P-valor del estadístico de prueba. el P-valor es la probabilidad, suponiendo que H_0 es verdadera, de que el estadístico de prueba tenga un valor cuya diferencia con H_0 sea tan grande o mayor que el realmente observado. El P-valor también se llama nivel de significancia observado

Para la validación de la hipótesis nos basamos en una prueba de simulación realizada en SAM 6.1.1, las figuras 136-137 simulamos el desplazamiento de la corredera (variable dependiente) del mecanismo con respecto al ángulo de la biela (variable independiente), dichos valores podemos visualizar en la tabla 43.

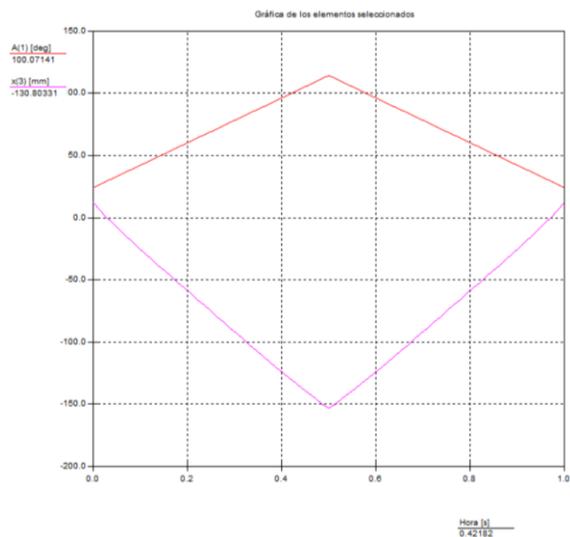


Figura 136 Desplazamiento vs Angulo de giro

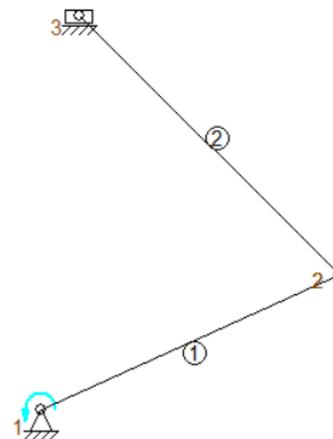


Figura 137 Mecanismo biela manivela

Tabla 43

Desplazamiento vs Angulo de giro

	GRADOS	DESPLAZAMIENTO (cm)
1	31,644	0,469
2	34,144	0,982
3	36,644	1,483
4	39,144	1,973
5	41,644	2,455
6	44,144	2,930
7	46,644	3,399
8	49,144	3,865
9	51,644	4,327
10	54,144	4,787
11	56,644	5,245
12	59,144	5,703
13	61,644	6,159
14	64,144	6,616
15	66,644	7,072

16	69,144	7,528
17	71,644	7,985
18	74,144	8,441
19	76,644	8,898
20	79,144	9,354
21	81,644	9,809
22	84,144	10,263
23	86,644	10,716

Una vez obtenidos los valores consideramos los datos del desplazamiento para la validación de la hipótesis, para ello usamos el método del t-student,

H_o = La hipótesis nula

H_i = La hipótesis alternativa

Para la hipótesis nula es de 5 cm y nuestra hipótesis alterna es de 10 cm con cual esperamos tener un alto factor de confianza.

$\mu = 5$

$$H_o < \mu$$

$$H_i > \mu$$

\bar{x} =Media

s_o =Desviacion estandar

t =t- student

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} \quad Ecu(7)$$

$$s_o = \sqrt{\frac{\sum |x - \bar{x}|^2}{n}} \quad Ecu(8)$$

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s_o / \sqrt{n}} \quad Ecu(9)$$

Tabla 44

Hipótesis

DESPLAZAMIENTO	TOTAL	MEDIA	DESVESTD X-Xm	DESVESTD X-Xm ²	SUM DESVESTD X-Xm ²	SUM DESVESTD X- Xm ² /N	DESVEST	t	t teorico	P- valor
0,469	130,457	6,52285	6,054	36,650	190,8026	9,5401301	3,08871	2,3645	2,3646	0,025
0,982			5,541	30,698						
1,483			5,040	25,402						
1,973			4,550	20,702						
2,455			4,068	16,551						
2,930			3,593	12,911						
3,399			3,124	9,757						
3,865			2,658	7,066						
4,327			2,196	4,822						
4,787			1,736	3,014						
5,245			1,278	1,632						
5,703			0,820	0,673						
6,159			0,364	0,132						
6,616			-0,093	0,009						
7,072			-0,549	0,301						
7,528			-1,005	1,011						
7,985			-1,462	2,137						
8,441			-1,918	3,680						
8,898			-2,375	5,640						
9,354			-2,831	8,014						
9,809			-3,286	10,799						
10,263			-3,740	13,990						
10,716			-4,193	17,578						

El resultado final es P-valor 0,025 o 2,5 %, con el cual obtenemos el factor de confiabilidad

$$\text{factor de confiabilidad} = 100\% - 2,5\%$$

$$\text{factor de confiabilidad} = 97,5\%$$

Después del análisis de resultado de nuestra hipótesis rechazamos nuestra hipótesis nula.

4.3. Análisis Económico del trabajo

Tabla 45

Estructura

N°	Materiales	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Plancha	acero A36, 3mm	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	Platinas	ASTM A36, PLT 12x3.	\$ 30,00	1	\$ 30,00
Sub Total					\$ 60,00

N°	Procesos	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Suelda	MIG	\$ 30,00	1	\$ 30,00
Sub Total					\$ 30,00

Tabla 46

Mecanismo biela-manivela-corredera

N°	Materiales	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Biela y manivela	ABS	\$ 5,00	8	\$ 40,00
2	Guías lineales	MGN-H 250 mm	\$ 70,00	4	\$ 280,00
3	Platina de acero	ASTM A36 PLT 12x3	\$ 30,00	1	\$ 30,00
4	Eje de bronce	D=3 mm	\$ 30,00	1	\$ 30,00
1	Pernos (10*2 mm)	Acero inoxidable	\$ 0,04	70	\$ 2,80
2	Tuercas (2*2 mm)	Acero inoxidable	\$ 0,04	70	\$ 2,80
Sub Total					\$ 385,60

N°	Procesos	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Suelda	MIG	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	impresos en 3D		\$ 5,00	8	\$ 40,00
3	Corte	Sierra	\$ 5,00	10	\$ 50,00
4	perforacion	Taladro	\$ 5,00	10	\$ 50,00
Sub Total					\$ 170,00

Tabla 47

Equipos y dispositivos eléctricos

N°	Materiales	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Computadora		\$1.800,00	1	\$ 1.800,00
2	Servo Motor	Hiter 755HB	\$ 70,00	5	\$ 350,00
3	Fuente de alimentación		\$ 900,00	1	\$ 900,00
4	Arduino	Atmega 328P	\$ 25,00	1	\$ 25,00
5	Cables		\$ 30,00	1	\$ 30,00
6	Seguros	plastico	\$ 10,00	1	\$ 10,00
7	Pernos	acero inoxidable	\$ 0,04	20	\$ 0,80
8	Tuerca	acero inoxidable	\$ 0,04	20	\$ 0,80
9	Placa de conexión	Baquelita	\$ 3,00	1	\$ 3,00
				Sub Total	\$ 3.119,60

N°	Procesos	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Suelda	MIG	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	Impresión vaquelita		\$ 10,00	1	\$ 10,00
3	Corte	Sierra	\$ 10,00	1	\$ 10,00
4	perforacion	Taladro	\$ 10,00	1	\$ 10,00
				Sub Total	\$ 60,00

N°	Materiales	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Computadora		\$1.800,00	1	\$ 1.800,00

2	Servo Motor	Hiter 755HB	\$ 70,00	5	\$ 350,00
3	Fuente de alimentación		\$ 900,00	1	\$ 900,00
4	Arduino	Atmega 328P	\$ 25,00	1	\$ 25,00
5	Cables		\$ 30,00	1	\$ 30,00
6	Seguros	plastico	\$ 10,00	1	\$ 10,00
7	Pernos	acero inoxidable	\$ 0,04	20	\$ 0,80
8	Tuerca	acero inoxidable	\$ 0,04	20	\$ 0,80
9	Placa de conexión	Baquelita	\$ 3,00	1	\$ 3,00
Sub Total					\$ 3.119,60

N°	Procesos	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Suelda	MIG	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	Impresión vaquelita		\$ 10,00	1	\$ 10,00
3	Corte	Sierra	\$ 10,00	1	\$ 10,00
4	Perforacion	Taladro	\$ 10,00	1	\$ 10,00
Sub Total					\$ 60,00

Tabla 48

Apoya brazo

N°	Materiales	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Plancha	acero inoxidable 304	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	Cuero		\$ 30,00	1	\$ 30,00
3	tubos	ASTM A36	\$ 30,00	1	\$ 30,00
4	Guias lineales	acero inoxidable	\$ 30,00	1	\$ 30,00
5	Pernos	acero inoxidable	\$ 0,50	20	\$ 10,00
6	Rodelas	acero inoxidable	\$ 0,15	20	\$ 3,00
7	Tuerca	acero inoxidable	\$ 0,30	40	\$ 12,00
Sub Total					\$ 145,00

N°					
1	Suelda	MIG	\$	1	\$
			30,00		30,00
2	Confeccion		\$	1	\$
			30,00		30,00
3	Corte	Chorro de agua	\$	10	\$
			9,00		90,00
4	perforacion	Taladro	\$	1	\$
			10,00		10,00
Sub Total					\$ 160,00

N°	Materiales	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Plancha	acero inoxidable 304	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	Cuero		\$ 30,00	1	\$ 30,00
3	tubos	ASTM A36	\$ 30,00	1	\$ 30,00
4	Guías lineales	acero inoxidable	\$ 30,00	1	\$ 30,00
5	Pernos	acero inoxidable	\$ 0,50	20	\$ 10,00
6	Rodelas	acero inoxidable	\$ 0,15	20	\$ 3,00
7	Tuerca	acero inoxidable	\$ 0,30	40	\$ 12,00
Sub Total					\$ 145,00

N°	Procesos	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Suelda	MIG	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	Confeccion		\$ 30,00	1	\$ 30,00
3	Corte	Chorro de agua	\$ 9,00	10	\$ 90,00
4	perforacion	Taladro	\$ 10,00	1	\$ 10,00
Sub Total					\$ 160,00

Tabla 49

Mesa

N°	Materiales	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Madera		\$ 60,00	1	\$ 60,00
2	Lija 1500		\$ 5,00	1	\$ 5,00
3	Pintura fondo		\$ 20,00	1	\$ 20,00

CONTINÚA 

4	Tornillos		\$ 0,10	20	\$ 2,00
5	Pintura	Blanca	\$ 20,00	1	\$ 20,00
6	Pegamento		\$ 10,00	1	\$ 10,00
Sub Total					\$ 117,00

N°	Procesos	Descripción	C/U	Cant	Sub Total
1	Corte	Sierra	\$ 10,00	1	\$ 10,00
2	Unión de partes		\$ 20,00	1	\$ 20,00
3	Mano de obra		\$ 40,00	1	\$ 40,00
Sub Total					\$70,00

COSTO TOTAL DEL EQUIPO	\$ 4.317,20
-------------------------------	--------------------

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

- Se diseñó y construyó el equipo para la rehabilitación muscular de los dedos de la mano izquierda, bajo normas estándares de calidad INEN, considerando un percentil 95% del tamaño de las manos y sus dedos de personas adultas. Obteniendo una óptima fiabilidad de funcionamiento, el mismo que utiliza una interfaz gráfica para el control equipo-computador para la ejecución y control de los ejercicios implementados.
- La longitud máxima del recorrido de la corredera es 140 mm, de acuerdo al cálculo generado por la ecuación del mecanismo, biela- manivela-corredera, de laso cerrado con un ángulo de manivela entre 3 y 87°, mayor a lo establecido (Binvignat, Lizana, & Olave, 2012) que es 114,6 mm, lo que permite que el equipo sea ajustado a diferentes medidas de dedos de la mano, para el correcto desenvolvimiento de los ejercicios dispuestos en el equipo de rehabilitación.
- El diseño de los elementos cumple con los estándares establecidos de higiene y seguridad, para conservar las normas sanitarias se emplea acero inoxidable 304 para facilitar su limpieza y aumentar su vida útil. En cuanto a la seguridad se busca un factor de seguridad mayor a 1 en sus elementos del que se encuentra constituido. Referente a la fuerza máxima que aplica para rehabilitación se consideró de 70N (Mayordomo, 2011), asegurando de esta manera que el equipo no va a fallar cuando el mismo se encuentre en funcionamiento pleno.
 - El factor de seguridad de la manivela es de 2, utilizado un material ABS; según la teoría de Von Mises al estar bajo esfuerzos combinados. Por lo que es satisfactorio al ser mayor que 1.
 - El factor de seguridad de la biela de 2, utilizado un material ABS; según la teoría de Von Mises al estar bajo esfuerzos combinados. Por lo que es satisfactorio al ser mayor que 1.
- Los ejercicios de rehabilitación muscular de los dedos de la mano, se lo realiza a través de esfuerzos sometidos a tensión o compresión, variando la

alternabilidad de los dedos, así como; su velocidad, número de repeticiones, dedos que se desea tener en reposo, o en su defecto en movimiento. Este tipo de movimientos se lo establece de acuerdo a las técnicas dictadas por (Verazaluce-Rodríguez, P. R., Rodríguez-Martínez, P., Neri-Gámez, S., & Hernández-Aquino, R. M. (2014)), generando una confiabilidad del 97,5% de acuerdo a la validación de la hipótesis.

- El torque máximo calculado es de 11,9 kg-cm en la manivela, para una carga máxima aplicada por los dedos de 70 N, (Mayordomo, 2011), por lo que el servomotor seleccionado es Hitec 755HB, que provee un torque de (12-14) kg-cm, de acuerdo al voltaje suministrado entre (4- 6) V, superior al calculado cuando el equipo se encuentra en plena carga con respecto a los dedos de la mano asegurando el movimiento tanto en avance como en retroceso de los mismos.

- A través de la interfaz gráfica se puede visualizar el tipo de ejercicio y su avance, el mismo que sirve para establecer la suficiente confianza entre el paciente y terapeuta, ítem indispensable en el proceso rehabilitación del paciente.

- El empleo del microcontrolador Arduino Uno permite adquirir y enviar señales entre el equipo de rehabilitación y la interface gráfica de LabView, el intercambio de comunicación entre el microcontrolador y computador es a través de comunicación serial USB y toolkit de Arduino para Labview con lo que se puede modificar los periféricos de salida y conocer el estado de las entradas de manera ágil para el desarrollo de software.

- El dimensionamiento del equipo de rehabilitación cumple con las normas y estándares de calidad de acuerdo a la norma INEN, considerando un percentil del 95%, con lo que el dispositivo es compatible con la mayoría de la población adulta ecuatoriana, permitiendo su estandarización para tratamientos fisioterapéuticos en general de mano y dedos.

- La ubicación de los dedos sobre los “porta dedos del equipo” se lo realiza por medio de sujeción magnética, determinada por imanes de neodimio tanto en la base de la porta dedos como en la falange del dedo, permitiendo un posicionamiento y retiro rápido de los mismos, además que provee seguridad al

paciente permitiéndole reaccionar cuando las condiciones del equipo no sean normales.

- Los paros de emergencia, permite cortar y desconectar el equipo; en caso de generarse emergencias por cualquier motivo, a través de un accionamiento físico o virtual, por medio de un botón de pare.
- El mecanismo de apoyo brazo permite que el paciente realice el ajuste de retroceder o avanzar la palma de la mano hacia un punto en donde se encuentre cómodo para la realización de la rehabilitación, y así mismo la estructura brinda un apoyo en donde se el codo para disminuir la fatiga durante el uso del equipo fisioterapéutico.

5.2. Recomendaciones

- Se podría investigar sobre el uso de actuadores lineales u otros métodos de desplazamiento del mecanismo para mejorar las dimensiones del equipo, su accionamiento de movimiento y el modelo de control.
- Recordar hacer una rampa de aceleración y desaceleración cuando el mecanismo llegue al punto de retorno para evitar daños en los eslabones del equipo, y en la caja de engranes del servomotor.
- Investigar otros métodos de sujeción de dedos que sea mucho más cómodo para el paciente como un apreté automático, por ventosas, entre otros.
- Al retirar o colocar los eslabones asegurar que el ajuste de sus articulaciones no se encuentre con mucha holgura, asegurando de esta manera que el movimiento sea lo más suave posible.
 - Articulación apretada, se produciría un movimiento forzado del mecanismo, impidiendo un correcto funcionamiento.
 - Articulación con mucha holgura, los eslabones podrían seguir una trayectoria errónea, ocasionando que el mecanismo se trabe.
- Usar conectores polarizados de tal manera que no exista errores en la conexión y evitar daños por mala polarización.
- Recordar siempre el uso de fusibles para la fuente de alimentación de una corriente superior a la que consumen los servomotores dispuestos en el equipo, evitando daños por sobre corriente cuando el mecanismo se atasque.

- Para potencias pequeñas como es el caso de este trabajo se puede unir los terminales referencia de la parte de control y potencia, pues la diferencia de voltajes no es suficientemente grande para considerar su separación.
- Para mejorar la distribución de código gráfico en Labview se recomienda utilizar sub VI para agrupar rutinas repetitivas, reduciendo el tamaño del programa, quedando de esta manera más optimizado.
- Emplear una base de datos para registrar el avance del tratamiento del paciente, y realiza su posterior valorización.
- Poner indicadores luminosos externos para indicar al paciente que ha finalizado la realización del ejercicio.
- Utilizar lenguajes estructurados que permitan a los terapeutas trabajar sobre cualquier sistema operativo y a los desarrolladores tener libertad para añadir más características al sistema.
- Utilizar sistemas embebidos para hacer el sistema más portable e implementar un control manual de mejor acceso para el especialista en caso de no poseer un monitor externo.
- Procurar realizar un diseño más portable de tal forma que sea mucho más accesible para usuarios domésticos.
- Realizar un equipo que sea compatible tanto para la mano derecha como para la izquierda, para tener mayor versatilidad con los pacientes.
- Realizar un sistema de bloqueo para que el paciente pueda realizar otros tipos ejercicios terapéuticos para las extremidades superiores.
- Emplear un asiento ergonómico para el paciente, que sea ajustable su altura para una mayor comodidad del paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- A.García-Molina, R.López-Blázquez, A.García-Rudolph, R.Sánchez-Carrión, A.Enseñat-Cantalops, J.M.Tormos, & T.Roig-Rovira. (2015). Rehabilitación cognitiva en daño cerebral adquirido: variables que median en la respuesta al tratamiento. *SERMEF*, 144-149.
- AGUSTÍN, C., ROGELIO, H., & DIEGO, V. G. (2011). Sintonización de un controlador para un posicionador lineal usando la dinámica de alta frecuencia del sistema. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica.*, 89-97.
- AMADEO®. (2016). *User Manual*. Gebrauchsanweisung: TYROMOTION GmbH.
- Badajoz, C. d. (15 de 05 de 2018). *FisioAsistencia*. Recuperado 18/11/2017. Obtenido de <http://www.fisioasistencia.com/rehabilitacion-mano-badajoz/>
- Binvignat, O. A., Lizana, P., & Olave, E. (2012). Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos. *International Journal of Morphology*, 599-606.
- Calderitaa, L., P.Bustos, Mejías, C. S., F.Fernández, R.Viciana, & A.Bandera. (2015). Asistente Robótico Socialmente Interactivo para Terapias de Rehabilitación Motriz con Pacientes de Pediatría. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 99-110.
- CASTIBLANCO MORENO, P. A., & KLINGE MORA, J. S. (2017). *Dispositivo de medición de fuerza de la mano*. BOGOTÁ D.C.: Universidad militar nueva granada.
- Cruz-Martínez, G. M., Vilchis-González, A. H., Zúñiga-Avilés, L. A., Ávila-Vilchis, J. C., & Hernández-Sánchez, A. I. (2018). Diseño de Exoesqueleto con base en Cuatro Casos de Estudio de Rehabilitación de Miembro Superior. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 81-94.
- Cuadrado, Á. A. (2009). Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento. *Medicina Física y Rehabilitación. Hospital Comarcal de Valdeorras.*, 25-40.
- David de Noreña, I. S.-C.-M.-U.-G.-L. (2010). Efectividad de la rehabilitación neuropsicológica en el daño. *Revista de neurología*, 733-744.
- Enriquez, S., Narváez, Y., Vivas, O., Diez, J., Badesa, F., Sabater, J., & Garcia-Aracil, N. (2014). Sistema robotico de tipo exoesqueleto para rehabilitacion de la mano . *Jornadas de Automática*, 306-312.
- Fazekas, G., Horvath, M., Troznai, T., & Toth, A. (2007). Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: A preliminary study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 580-582.
- Franco, D. H., & D. Ó. (06 de 02 de 2017). *Sociedad Neurologica Ecuatoriana*. Recuperado 10/20/2017. Obtenido de

http://www.medicosecuador.com/revecuatneurol/vol16_n2_2007/articulos_originales/su_btipos_de_enfermedad_cerebrovascular.htm

- González, B., & Pilar, E. (2013). *Diseño de una máquina de corte por chorro de agua con abrasivo*. Valencia: Universitat Jaume I. Recuperado 15/04/2018. Obtenido de <http://cmoviedo.com/tecnologia-de-corte/corte-por-agua/>
- GOTTAU, G. (03 de 04 de 2008). *vitónica*. Recuperado 01/15/2018. Obtenido de <https://www.vitonica.com/equipamiento/xtensor-guante-para-ejercitar-los-musculos-de-la-mano>
- Goytisoló Espinosa, R., Hernández Herrera, H., & Martínez Díaz, L. (2017). Reducción de averías en una termoeléctrica por sustitución del material de los tubos del sobrecalentador secundario. *IJMSOR*, 1-7.
- Kawasaki, H. I. (2007). Development of a hand motion assist robot for rehabilitation therapy by patient self-motion control. *IEEE.*, 234-240.
- Kawasaki, H. K. (2006). Hand rehabilitation support system based on self-motion control, with a clinical case report. *IEEE.*, 1-6.
- M. B., G. B., G. P., & R. B. (2002). The Rutgers Master II-new design force-feedback glove. . *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 256-263.
- M. Bayón, & J. Martínez. (2010). Rehabilitación del ictus mediante realidad virtual. *SERMEF*, 256-260.
- Manuel Alejandro Chávez Cardona, F. R. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista Ingeniería Biomédica*, 63-73.
- Marcos A. Lazcano-López, M. A.-V.-C.-N.-C. (2013). Análisis y diseño de un robot de tipo exoesqueleto para rehabilitación de antebrazo y muñeca. *Facultad de electromecánica*, 1-4.
- Mayordomo, M. M. (2011). *Análisis dinámico de la mano: valores normativos en la población española*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid.
- MhEducation. (13 de Julio de 2013). *MhEducation*. Obtenido de <assets.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/8448180747.pdf>
- Molina, P. D., & Tarrés, P. P. (2010). *Terapia ocupacional en geriatría: principios y prácticas*. Barcelona: ELSEVIER MASSON.
- Navarro Pérez, D., Martínez Campos, B., Ferri Campos, J., Abdulah Avella, A., Carcases Lázaro, A., Sánchez Alfonso, A., . . . Calduch Cabedo, X. (2007). *Daño cerebral adquirido, guía práctica para familiares*. Valencia: Fundación Instituto Valenciano de Neurorrehabilitación.

- Ojeda del Pozo, N., Ezquerra-Iribarren, J. A., Urruticochea-Sarriegui, I., Qemada-Ubis, J. J., & Muñoz-Céspedes, J. M. (200). Entrenamiento en habilidades sociales en pacientes con daño cerebral adquirido. *Revista de Neurología*, 783-787.
- PATIÑO, A. A. (2014). *Diseño y elaboracion de la guia para sistemas digitales con arduino r3*. Pereira: Universidad tecnológica de pereira.
- POSADA, M. G. (FEBRERO de 2015). *Diseño de prototipo de recogida automatizada de bolos mediante brazo robótico y visión artificial*. Oviedo: universidad de oviedo.
- rehabilitador, E. a. (2010). Álvaro Moyano V. *Servicio Medicina Física y Rehabilitación, HCUCh*, 348 - 355.
- Rodríguez Suárez, L. F. (2006). *Atención del Auxiliar en la Hospitalización del Paciente Geriátrico*. Sevilla: MAD, S.L.
- Rozo Uribe, R., & Alvarado Bestene, J. (2003). *Prácticas y procedimientos, Hospital Universitario San Ignacio, Guías de práctica clínica*. Bogotá: Ediciones Médicos Latinoamericanos S.A.
- Takahashi, C. D.-Y. (2005). A robotic device for hand motor therapy after stroke. In *Rehabilitation Robotics, 2005. IEEE*, 17-20.
- Takahashi, C. D.-Y. (2007). Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain*, 425-437.
- Trew, M., & Everett, T. (2006). *Fundamentos del movimiento humano*. Barcelona: MASSON.
- vivir, P. d. (2013-2017). Fortalecer las capacidades y potencialidades de la ciudadanía. *Plan Nacional buen vivir*, 159-167.
- vivir, P. N. (2013-2017). Objetivo 3 Mejorar la calidad de vida de la población. *buen vivir*, 136-157.

ANEXOS



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores: **ANDRÉS MAQUEAVELO HIDROVO LOOR y GUIDO RAFAEL TORRES LLERENA**

En la ciudad de Latacunga, a los 23 días del mes de mayo del 2018.

Ing. Héctor Terán

DIRECTORA DEL PROYECTO

Ing. Vicente Halló

DIRECTOR DEL CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca

SECRETARIO ACADÉMICO