



Instituto Politécnico Nacional

Centro de Investigación en Ciencia
Aplicada y Tecnología Avanzada

Unidad Querétaro

Posgrado en Tecnología Avanzada

**Diseño y validación experimental de un
dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos
de la mano: DReAM**

TESIS

que para obtener el grado de
Maestro en Tecnología Avanzada

presenta:

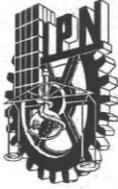
Ing. Jhon Freddy Rodríguez León

Dirección de tesis:

**Dr. Eduardo Castillo Castañeda
Dr. José Felipe Aguilar Pereyra**



Santiago de Querétaro, Qro. Agosto del 2018



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de Querétaro siendo las 12 horas del día 25 del mes de mayo del 2018 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-QRO para examinar la tesis titulada:
Diseño y validación experimental de un dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano: DReAM

Presentada por el alumno:

Rodríguez León
Apellido paterno Apellido materno
Nombres: Jhon Freddy

Con registro:

B	1	6	1	2	3	1
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de:

Maestría en Tecnología Avanzada

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

Dr. Eduardo Castillo Castañeda

Dr. José Felipe Aguilar Pereyra

Dr. Julio César Sosa Savedra

Dr. Alejandro Alfredo Lozano Guzmán

M. en C. Maximiano Francisco Ruiz Torres

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

Dr. Alejandro Alfredo Lozano Guzmán





INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México, D.F. el día 25 del mes de mayo del año 2018, el que suscribe Jhon Freddy Rodríguez león alumno del Programa de Maestría en Tecnología Avanzada, con número de registro B161231, adscrito al **Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada unidad Querétaro**, manifiesta que es el autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de los doctores Dr. Eduardo Castillo Castañeda y Dr. José Felipe Aguilar Pereyra y cede los derechos del trabajo titulado “Diseño y validación experimental de un dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano: DReAM”, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o directores del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a las siguientes direcciones jhonrodriguez@unisangil.edu.co, faguilar@uteq.edu.mx y ecastillo@ipn.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Jhon Freddy Rodríguez león

Agradecimientos

Mi agradecimiento al Dr. Eduardo Castillo Castañeda y al Dr. José Felipe Aguilar Pereyra por su gran apoyo incondicional en la dirección de este proyecto de investigación, por enseñarme el camino de la investigación, por su confianza en querer trabajar con un estudiante extranjero, por su paciencia y por brindarme un espacio de su valioso tiempo.

A Dios por ofrecerme varias oportunidades de vida, estas me permitieron llegar a concluir este sueño hecho realidad. Él y yo sabemos que falta mucho camino por recorrer, por tanto, mis metas no terminan con este trabajo concluido. Por el contrario, empieza un nuevo camino de investigación.

Al gobierno mexicano que a través de CONACYT me apoyó con la beca de posgrado, ya que gracias a este soporte me fue posible realizar los estudios maestría.

Al Dr. Julio Cesar Sosa Savedra, por su enseñanza profesional en sistema embebidos y procesamiento de datos. Lo cual generó gran impacto en los resultados y alcances de este trabajo de investigación. Además, por ser una excelente persona y ofrecerme su gran amistad.

Al Dr. Alejandro Alfredo Lozano Guzmán, por su gran esfuerzo en que yo comprendiera todo lo referente a los sistemas mecánicos.

Al M. en C. Maximiano Francisco Ruiz Torres, por sus valiosos comentarios sobre el porqué de los sistemas mecatrónicos. Esto me ayudó a formarme y comprender mediante varias fuentes de información, la importancia de generar cada día más un nuevo conocimiento que aporte a que las personas tengan una mejor calidad de vida.

Al CICATA Querétaro, por abrirme sus puertas y poder hacer uso de sus instalaciones, haciéndome sentir como en mi segundo hogar. Gracias a todas aquellas personas del área administrativa y compañeros que de una u otra manera hicieron parte de mi diario vivir, permitiéndome sentir como en casa aun estando lejos de ella.

A todos y cada uno de los ciudadanos mexicanos, quienes con sus contribuciones permiten generar fondos para el otorgamiento de becas. Esto ayuda al desarrollo de temas de investigación como el que se presenta en este documento.

A mi padre Orlando Rodríguez Jiménez y a mi madre Alicia León Ortiz, quienes siempre han estado apoyándome y siendo mi mayor motivo para seguir adelante a pesar de la distancia. A mis hermanos por estar siempre cuando más los necesito y cuidando de mis padres.

Finalmente, a la familia Malvaez y especialmente a ti Paloma, por abrirme sus puertas, por su confianza, su apoyo incondicional y por enseñarme nuevas costumbres ¡no pica mucho, pero sí pica!

Índice General

Índice de figuras	III
Índice de tablas	V
Nomenclatura	VI
Resumen	VII
Abstract	VIII
Capítulo 1 Introducción	1
1.1 Definición del problema	1
1.2 Justificación	2
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivo general	3
1.3.2 Objetivos específicos	3
1.4 Hipótesis	3
1.5 Metodología	4
Capítulo 2. Estado del Arte	5
2.1 Patentes internacionales	6
2.2 Dispositivos de rehabilitación comerciales	7
2.3 Sistema robótico para terapias de rehabilitación	10
Capítulo 3. Marco Teórico	11
3.1 Estructura y funciones de la mano	11
3.2 Terapias de rehabilitación de los dedos de la mano	12
3.3 Movimientos articulares	13
3.4 Identificación de trayectorias	15
3.5 Investigación y principios éticos	16
Capítulo 4. Análisis cinemático	17
4.1 Trayectoria de flexoextensión de los dedos largos de la mano	17
4.2 Calibración de la cámara y análisis de trayectorias	19
4.3 Descripción del mecanismo	25
4.4 Análisis cinemático en posición	26
4.5 Simulación cinemática directa en posición del mecanismo	28
Capítulo 5. Materiales de construcción y componentes de control	31

5.1 Selección de componentes para el mecanismo del dedo índice	31
5.2 Circuitos de control	32
5.2.1 Motor Pololu de corriente directa con codificador y reductor de velocidad	32
5.2.2 Controlador del motor RoboClaw 2x7A	32
5.2.3 SparkFun FTDI Basic Breakout - 3.3V	35
5.2.4 Software de control	35
Capítulo 6. Validación de DReAM	37
6.1 Validación del sistema robótico para el dedo índice	37
6.2 Diseño de DReAM	40
6.3 Control PID	44
6.4 Control e interfaz	49
6.5 Validación de trayectorias y espacio de trabajo	56
Capítulo 7. Conclusiones y trabajo futuro	60
7.1 Conclusiones	60
7.2 Trabajo futuro	60
bibliografía	61
Anexo A: Formato de consentimiento informado	64
Anexo B: Productos de la investigación	65
B.1: Publicación de artículo en libro	65
B.2: Publicación de artículo 1	66
B.3: Publicación de artículo 2	67
Anexo C: Código cinemática directa	68
Anexo D: Código Interfaz de validación del control	70
Anexo E: Código Interfaz de control síncrono	75

Índice de figuras

Figura 1.1 Metodología	4
Figura 2.1 Sistema Rutgers Hand Master II. [Bouzit, Burdea, Popescu & Boian, 2002]	5
Figura 2.2 Sistema HandCARE. [Dovot, Lambercy, Chee & Burdet, 2008]	5
Figura 2.3 Dispositivo para flexoextensión de los dedos largos. [US 8348810 B2]	6
Figura 2.4 Dispositivo para ejercitar la mano. [US 7740561 B2]	6
Figura 2.5 Sistema para el movimiento pasivo y continuo de una extremidad. [US4875469]	7
Figura 2.6 Sistema de rehabilitación Gloreha. [Workstation, 2018]	8
Figura 2.7 Sistema de rehabilitación MediTouch. [MediTouchn, 2018]	8
Figura 2.8 Sistema Amadeo de la compañía Tyromotion. [González, 2014]	9
Figura 2.9 Sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación. [Aguilar, 2014]	10
Figura 3.1 Descripción de la mano	11
Figura 3.2 Ubicación de las articulaciones en la mano. [Hoppenfeld, 1992]	11
Figura 3.3 Funciones de la mano. [Vaida, Carbone, Plitea & Pisla, 2017]	12
Figura 3.4 Movimientos de flexoextensión de la articulación MCF. [Hoppenfeld, 1992]	14
Figura 3.5 Movimientos de flexoextensión de la articulación IF proximal. [Hoppenfeld, 1992]	14
Figura 3.6 Movimientos de flexoextensión de la articulación IF distal. [Hoppenfeld, 1992]	14
Figura 4.1 Descomposición del video en imágenes	17
Figura 4.2 Identificación del color requerido	17
Figura 4.3 Valores RGB	18
Figura 4.4 Identificación del punto de interés	18
Figura 4.5 Centro de masa	18
Figura 4.6 Trayectoria generada por la punta del dedo índice	19
Figura 4.7 Herramienta de calibración	19
Figura 4.8 Toolbox de Matlab	20
Figura 4.9 Imágenes del patrón de calibración	20
Figura 4.10 Límites de la cuadrícula	21
Figura 4.11 Detección de los vértices del patrón	21
Figura 4.12 Posiciones relativas de los patrones de calibración con respecto a la cámara	22
Figura 4.13 Error de proyección	23
Figura 4.14 Trayectoria generada por la punta del dedo índice	23
Figura 4.15 Trayectoria generada por la punta del dedo índice	24
Figura 4.16 Trayectorias generadas por los dedos largos de la mano	25
Figura 4.17 Mecanismo RRRT. [Aguilar, 2014]	25
Figura 4.18 Análisis vectorial	26
Figura 4.19 Puntos de interés del mecanismo	27
Figura 4.20 Distancia de la articulación rotacional al origen del efector final	28
Figura 4.21 Esquema vectorial del mecanismo	29
Figura 4.22 Esquema vectorial con distancia definida del eslabón acoplador	29
Figura 4.23 Trayectoria generada por el mecanismo	30
Figura 4.24 Trayectoria calculada y la trayectoria aplicándole la rotación en el eje z	30
Figura 5.1 Motor Pololu de corriente directa con codificador y reductor de velocidad	32
Figura 5.2 Controlador del motor RoboClaw 2x7A	33
Figura 5.3 Descripción del hardware	33

Figura 5.4 Modos de configuración tarjeta RoboClaw 2x7A	33
Figura 5.5 Direcciones modo paquete serial	34
Figura 5.6 Conexiones modo paquete serial	34
Figura 5.7 SparkFun FTDI Basic Breakout - 3.3V	35
Figura 6.1 Mecanismo de cuatro barras reconfigurable para un dedo. [Aguilar, 2014]	37
Figura 6.2 Interfaz usuario	38
Figura 6.3 Identificación del punto C, (Efector final)	38
Figura 6.4 Trayectorias del mecanismo: movimientos de flexoextensión	39
Figura 6.5 Coordenadas x-y para el movimiento de flexión-extensión	40
Figura 6.6 Coordenadas x-y para el movimiento de extensión- flexión	40
Figura 6.7 CAD propuesto para DReAM	41
Figura 6.8 Impresión 3D	42
Figura 6.9 Impresión 3D de los eslabones	42
Figura 6.10 Impresión 3D de la interfaz mecánica	42
Figura 6.11 Manivela modificada	43
Figura 6.12 Base que soporta los dedos de la mano	43
Figura 6.13 Construcción de los cuatro mecanismos	44
Figura 6.14 Salida vs Entrada	44
Figura 6.15 Señal de error de seguimiento de trayectoria	45
Figura 6.16 Constantes PID para el motor 1	45
Figura 6.17 Constantes PID para el motor 2	46
Figura 6.18 Constantes PID para el motor 3	46
Figura 6.19 Constantes PID para el motor 4	47
Figura 6.20 Entrada vs Salida para el motor 1	47
Figura 6.21 Entrada vs Salida para el motor 2	48
Figura 6.22 Entrada vs Salida para el motor 3	48
Figura 6.23 Entrada vs Salida para el motor 4	48
Figura 6.24 Interfaz	50
Figura 6.25 Interfaz	51
Figura 6.26 Programa general para las Interfaces	51
Figura 6.27 Esquema de conexiones	52
Figura 6.28 Montaje del circuito	53
Figura 6.29 Conectores DB15	54
Figura 6.30 DReAM con su etapa de control e interfaz	56
Figura 6.31 Generación de trayectoria del efector final	56
Figura 6.32 Validación de trayectorias	57
Figura 6.33 Validación de trayectorias de los dedos índices	58
Figura 6.34 Validación de trayectorias	58
Figura 6.35 Validación de trayectorias de los dedos largos	59

Índice de tablas

Tabla 3.1 Parámetros de calibración	21
Tabla 3.2 Parámetros Intrínsecos	22
Tabla 3.3 Parámetros extrínsecos.....	22
Tabla 3.4 Dimensiones de los dedos largos de la mano	24
Tabla 5.1. componentes para el mecanismo del dedo índice	31
Tabla 6.1: Detalle de conexión.....	54
Tabla 6.2: Detalles de los dedos índices	57

Nomenclatura

Símbolo	Descripción
DReAM	Dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano
RRRT	Rotacional, Rotacional, Rotacional, Traslacional
INEGI	Instituto Nacional de Estadística y Geografía
AHA	La Asociación Americana del Corazón (American Heart Association)
DC	Corriente directa (Direct Current)
GDL	Grado de libertad
MCF	Articulación metacarpofalángica
IFP	Articulación Interfalángica proximal
IFD	Articulación Interfalángica distal
TMC	Articulación Trapezio metacarpal
MCF	Articulación Metacarpo falangiana
IF	Articulación Interfalangiana
RGB	Rojo, verde y azul (Red Green Blue)
CPR	Cuentas por revolución
MCU	Unidad de Control de la Maquina (Machine Control Unit)
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench

Resumen

En este trabajo de investigación se presenta el diseño y validación experimental de DReAM, el cual surge a partir del análisis y evaluación del estudio realizado por el Doctor en tecnología Avanzada José Felipe Aguilar Pereyra, el cual propone un sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación de movimientos de la mano, basado en el uso de un mecanismo R-RRT tipo manivela corredera para la movilización del dedo índice al meñique. Por tanto, con base en los resultados obtenidos de la validación del sistema robótico, se propone el diseño de DReAM que cumpla con la generación del movimiento natural de flexoextensión para los dedos largos de la mano controlados en amplitud y velocidad a partir de una posición inicial establecida por el especialista.

El desarrollo del proyecto describe el método para identificación de las trayectorias generadas por los dedos largos y las desarrolladas por DReAM haciendo uso del análisis para procesamiento de imágenes, las trayectorias analizadas corresponden a los movimientos de flexoextensión realizados por la punta de los dedos de forma natural.

La validación experimental presenta la construcción del sistema robótico para el dedo índice planteado previamente, luego en función de los resultados obtenidos se realiza la construcción de los cuatro mecanismos, dos interfaces de control y la comparación de las trayectorias generadas por los dedos de la mano y las trayectorias generadas por los mecanismos planteados, con el objetivo de validar su funcionamiento en relación con el espacio de trabajo del diseño propuesto.

Palabras claves: Sistema robótico, terapias de rehabilitación, flexoextensión, trayectorias, control.

Abstract

This research work is presents the design and experimental validation of DReAM, which arises from the analysis and evaluation of the study carried out by the Advanced Technology Doctor, which proposes a robotic system for assistance in rehabilitation therapies of movements of the hand, based on the use of a R-RRT mechanism type sliding crank for the movement of the index finger to the little finger. Therefore, based on the results obtained from the validation of the robotic system, we propose the design of DReAM that complies with the generation of the natural movement of flexoextensión for the long fingers of the hand controlled in amplitude and speed from an initial position established by the specialist.

The development of the project describes the method for identifying the trajectories generated by the long fingers and those developed by DReAM making use of the analysis for image processing, the trajectories analyzed correspond to the movements of flexion extension made by the fingertips in a natural way.

The experimental validation presents the construction of the robotic system for the index finger previously raised, then depending on the results obtained the construction of the four mechanisms, two control interfaces and the comparison of the trajectories generated by the fingers of the hand and the trajectories generated by the proposed mechanisms, with the aim of validating their operation in relation to the work space of the proposed design.

Keywords: Robotic system, rehabilitation therapies, flexion extension, trajectories, control.

Capítulo 1 Introducción

1.1 Definición del problema

El Instituto nacional de estadística y geografía de México, INEGI, en un interesante estudio refiere que, por ejemplo, el 80% de las personas con discapacidad viven en países en vía desarrollo y que la mayoría no tiene acceso a servicios de atención médica de alta especialización. Se estima que un 10% de la población mundial, unos 650 millones de personas, presentan algún tipo de deterioro o discapacidad [INEGI, 2010]. La Organización de las Naciones Unidas, ONU, según refiere [INEGI, 2010], presenta también las siguientes apreciaciones: en el mundo, hay alrededor de 500 millones de personas con discapacidad (que representa la décima parte de la humanidad). En algunos países, 90% de los niños con discapacidad no viven más de 20 años, y en América Latina y el Caribe, 78 de cada mil niños que nacen con discapacidad, mueren antes de llegar a los cinco años, lo que hace que la tasa de mortalidad sea siete veces más elevada que la de Estados Unidos o Canadá. Otros estudios señalan también, que cada año, a causa de la desnutrición, un millón de niños se convierten en discapacitados [INEGI, 2010]. El número de personas con discapacidad está aumentando debido al crecimiento de la población, el envejecimiento y la aparición de las enfermedades crónicas, tales como la diabetes, las enfermedades cardiovasculares y el cáncer, además de las lesiones debidas a accidentes de tránsito, la guerra en conflictos armados, las caídas, las minas terrestres, las deficiencias mentales, los defectos de nacimiento, la malnutrición, el SIDA y otras enfermedades transmisibles [OMS, 2006]. En México, de acuerdo con el INEGI en 2010, el 5,1% de la población vive con algún tipo de discapacidad y el 58,3% de ellos tienen impedimento para caminar o mover. Para asistir a esta creciente demanda, es posible el uso de sistemas robóticos en terapias de rehabilitación [INEGI, 2010]. Los mencionados incrementos en la población mundial que sufre alguna discapacidad implican desde luego, un aumento de los casos particulares de discapacidades relacionadas con la movilidad de los dedos de la mano. Un caso particular en Colombia es registrado por la Universidad del Quindío [Diaz & Vargas, 2011], en el que se detalla para una población regional muestreada en los centros de rehabilitación y clínicas que cuentan con áreas de terapia, que niños menores de 10 años por lo general asisten por fracturas y personas mayores de 15 años por lesiones de primer y segundo grado. Entre las diversas discapacidades que puede sufrir el ser humano, las que afectan la motricidad fundamental de la mano, son de especial atención. En efecto, la mano del hombre es uno de los órganos más complejos de su cuerpo, después del cerebro. Esto ha llevado a que en las últimas décadas haya sido objeto de estudio y de investigación, no sólo en el campo médico, sino también en el campo de la ingeniería [Soto, Jimmy, Gini & Giuseppina, 2007]. La relevancia de estos estudios se hace evidente al constatar los casos de patologías relacionadas con el buen funcionamiento de esta. A lo largo de la historia humana y también en la actualidad, se presentan diferentes tipos de patologías que afectan la movilidad de la mano. Entre las más relevantes se encuentran las ocasionadas por accidentes cerebrovascular, en las que los dedos están completamente rígidos. La Asociación Americana del Corazón (AHA) calcula que cada año aproximadamente 795.000 estadounidenses sufren un accidente cerebrovascular y la mayoría de los accidentes se producen en personas mayores de 65 años [Texas Heart Institute, 2015]. También son patologías de importancia, las generadas por la exposición de la mano diariamente a diversas actividades que conllevan riesgos de lesiones, las cuales a su vez pueden impedir sus capacidades funcionales, parcial o totalmente, generando así fracturas en la región de la

muñeca y mano, de tal modo que los dedos pueden ser seriamente afectados. Actualmente la incapacidad funcional producida por la pérdida del pulgar se evalúa en un 33%, siendo esta tan severa como la pérdida de un ojo, sin embargo, la pérdida de alguno de los otros dedos se evalúa entre un 10% a un 15%. Para los dedos índices y medio se evalúa en un 15% y para los dedos anular y meñique con un 10% [Puchades, 2003]. El diseño y uso de sistemas de rehabilitación de la mano, ya sea de forma manual por medio de un fisioterapeuta o mediante la implementación de sistemas robóticos, es en consecuencia de vital importancia. En el diseño y uso de dichos sistemas, para iniciar el proceso de rehabilitación de la mano, es primordial identificar cual es la enfermedad que sufre el paciente, esto con el fin de tener presente cual tipo de ejercicio de rehabilitación es apropiado para su proceso de evolución.

1.2 Justificación

El diseño, construcción y validación del dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano (**DReAM**) planteado en el presente documento, contribuirá al trabajo en rehabilitación, que es de vital importancia para garantizar a los pacientes con patologías severas, como los accidentes cerebrovasculares, vivir una vida independiente y saludable. Desde luego, para lograr estos niveles de aplicación, la investigación previa y el diseño de prototipos de ensayo resulta fundamental. En efecto, existen factores importantes que deben considerarse en el diseño de sistemas robóticos de rehabilitación para los dedos de la mano. Uno de ellos es la movilidad precisa, controlada y segura de los dedos del paciente, ya que de no hacerlo en los rangos establecidos, se generarían movimientos no esperados como la hiperextensión de los dedos, esto generaría movimientos bruscos que provoquen dolor o lesiones adicionales al paciente; además de la eficacia de la movilización del dedo y la eficiencia del sistema para lograr alcanzar los intervalos de movimiento de cada una de las articulaciones de los dedos, la velocidad y la fuerza requeridas en los movimientos de la rehabilitación, son también variables a considerar [Aguilar, 2014]. Estos aspectos requieren del uso de tecnologías que permitan controlar los movimientos de los sistemas robóticos y reconfigurar su cinemática.

El avance en los sistemas embebidos y en las herramientas de simulación y diseño asistido por computador, garantizan que prototipos de desarrollo para investigar métodos de rehabilitación asistidos por medio de sistemas robóticos, sea posible. Se ha predicho que para 2024, las personas utilizarán sistemas robóticos modernos y portátiles para interactuar en la vida social [Iqbal, Khan, Tsagarakis & Caldwell, 2014]. Así, se proyecta el desarrollo de DReAM, que tenga como ventaja en su diseño, respecto a otros dispositivos, la comodidad de uso, lo cual implica que, por medio del diseño proyectado, el paciente no deberá hacer uso de ningún objeto que le genere una carga externa. Esto representa una ventaja sobre los sistemas de rehabilitación basados en guantes o exoesqueletos, cuyos sistemas deben ser cargados por la mano del paciente. Otra ventaja significativa en el diseño propuesto DReAM, se encuentra el hecho que el sistema generará que la punta del dedo del paciente siga una trayectoria elíptica, lo cual, frente a sistemas como el denominado Amadeo, de la compañía Tyromotion [Tyromotion, 2014], que están basados en generar una trayectoria lineal de los dedos, es un factor de innovación importante, dado que evita que el paciente deba mover la muñeca para poder generar un movimiento no lineal de la punta del dedo, por ejemplo, uno elíptico. El sistema que será objeto de estudio y diseño en el presente documento, por el contrario, garantizará más ergonomía,

porque la muñeca estará fija durante todo el proceso de rehabilitación. De igual manera, las trayectorias lineales de rehabilitación ocasionan que la forma del trayecto que sigue el dedo del paciente sea independiente de la edad del mismo, esto es, de si es un adulto o un niño, lo cual es algo no deseable. Por el contrario, el presente documento, al proyectar una trayectoria de rehabilitación elíptica, permitirá que la forma de la trayectoria que sigue el dedo bajo rehabilitación, sea distinta según sea el tamaño del dedo del paciente; por tanto, una de las características especiales del sistema a diseñar, es la ventaja de ser ajustable al tamaño de los dedos, a la vez de proyectar un sistema que permita controlar y registrar el progreso de la evolución del paciente, con el fin de valorar el proceso de rehabilitación.

Además, es importante mencionar que en este trabajo de investigación se presenta el diseño y validación experimental de DReAM, el cual surge a partir del análisis y evaluación del estudio realizado por el Doctor en tecnología Avanzada José Felipe Aguilar Pereyra [Aguilar, 2014], ya que en ese trabajo no se diseñó la etapa de control, la construcción total de los cuatro mecanismos y su respectiva validación.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar un dispositivo mecatrónico para generar los movimientos de flexión y extensión de los dedos largos, ajustable al tamaño de la mano.

1.3.2 Objetivos específicos

- ✓ Rediseñar en un sistema CAD el dispositivo mecatrónico para generar los movimientos de flexión y extensión de los dedos largos, ajustable al tamaño de la mano.
- ✓ Implementar un algoritmo de control en lazo cerrado de las trayectorias de dispositivo rehabilitador con realimentación por medio de encoders incrementales en cuadratura para el control de los motores DC del sistema.
- ✓ Construir dispositivo mecatrónico para generar los movimientos de flexión y extensión de los dedos largos, ajustable al tamaño de la mano.
- ✓ Validar el funcionamiento del dispositivo diseñado.

1.4 Hipótesis

Un mecanismo con un grado de libertad será capaz de generar las trayectorias de flexoextensión y reproducir los movimientos naturales de los dedos largos de la mano, para asistir en terapias de rehabilitación de los dedos de la mano.

1.5 Metodología

La metodología para el desarrollo de este proyecto de investigación se ilustra en la Figura 1.1. Consiste en investigar la problemática que se presenta en las terapias de rehabilitación, identificar el área de investigación y los dispositivos que se han desarrollado. Además, se realizan pruebas de movilidad al prototipo propuesto por [Aguilar, 2014] teniendo en cuenta los siguientes parámetros de diseño:

- ❖ Movilidad precisa, controlada y segura de los dedos del paciente.
- ❖ Intervalos de movimiento de cada una de las articulaciones.
- ❖ Velocidad y fuerza requerida en los movimientos de la rehabilitación.
- ❖ Generación de los movimientos de flexoextensión de los dedos de la mano de forma natural.

Luego se plantea el rediseño del mecanismo y se compara con los parámetros que se definieron previamente, esto con el objetivo de asegurar que el diseño que se plantea cumple con los parámetros requeridos. Después, paralelamente se hace la búsqueda de los dispositivos electrónicos y la identificación de las trayectorias de los dedos de la mano. Teniendo identificados los dispositivos electrónicos, se realiza la construcción del mecanismo y paralelo a ello, se realiza la etapa de control. Finalmente, para la validación del prototipo se compran las trayectorias generadas por los dedos de la mano y las del prototipo construido.

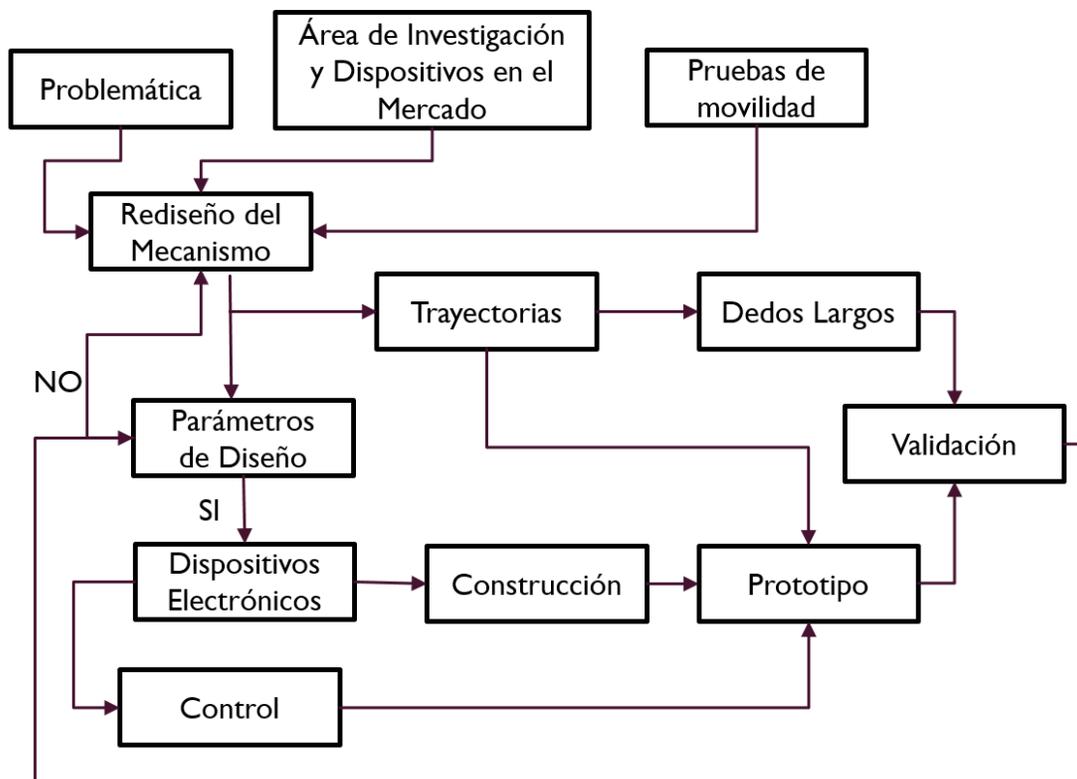


Figura 1.1 Metodología

Capítulo 2. Estado del Arte

A nivel internacional se han desarrollado diversas investigaciones sobre sistemas de rehabilitación de dedos de la mano. Algunos de estos trabajos han sido revisados para la elaboración del presente documento de investigación, y, aunque son diversos los estudios presentados a nivel internacional, a nivel nacional son contados los trabajos desarrollados, lo cual indica lo novedoso del tema y la importancia de su estudio.

Un dispositivo de rehabilitación debe ofrecer versatilidad y simplicidad de operación para que los pacientes puedan tener una interacción natural con los objetos. Uno de los dispositivos publicados es, p. Rutgers Hand Master II [Bouzit, Burdea, Popescu & Boian, 2002], es un dispositivo accionado neumáticamente que tiene pistones en el lado interno de la palma, ver Figura 2.1. El dispositivo proporciona retroalimentación de fuerza y se ha utilizado para la rehabilitación de accidentes cerebrovasculares [Merians, Jack, Boian, Tremaine, Burdea & Adamovich, 2002]. Además de la palma, un dispositivo de rehabilitación también debe dejar a cada dedo de la mano de un paciente libre para explotar las señales táctiles. HandCARE [Dovat, Lambercy, Gassert, Thomas, Milner, Chee & Burdet, 2008] es un dispositivo de rehabilitación accionado por cable que utiliza bucles de cable fijados en el extremo de cada dedo, ver Figura 2.2. Un atributo prometedor del dispositivo es un sistema de embrague que puede activar los cinco dedos con un único actuador.



Figura 2.1 Sistema Rutgers Hand Master II. [Bouzit, Burdea, Popescu & Boian, 2002]

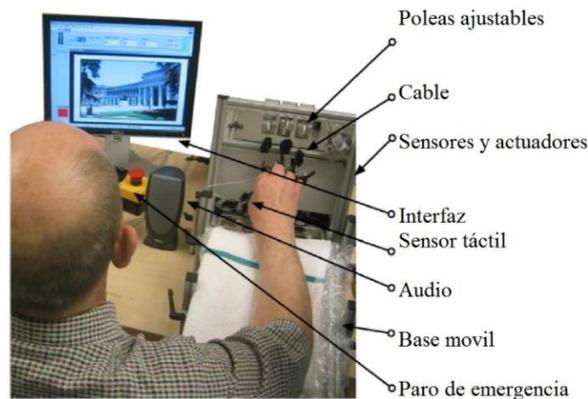


Figura 2.2 Sistema HandCARE. [Dovat, Lambercy, Chee & Burdet, 2008]

Además de presentar los anteriores dispositivos desarrollados internacionalmente, se realizó una búsqueda en la Oficina de Patentes y Marcas de Estados Unidos en la cual se encontraron patentes relacionadas como:

2.1 Patentes internacionales

Patente US 8348810 B2, publicada en 2013, la cual presenta un dispositivo para flexión y/o extensión de los dedos largos a manera de guante con elementos flexibles colocados sobre el dorso de cada dedo. En la Figura 2.3 se ilustra el dispositivo patentado.

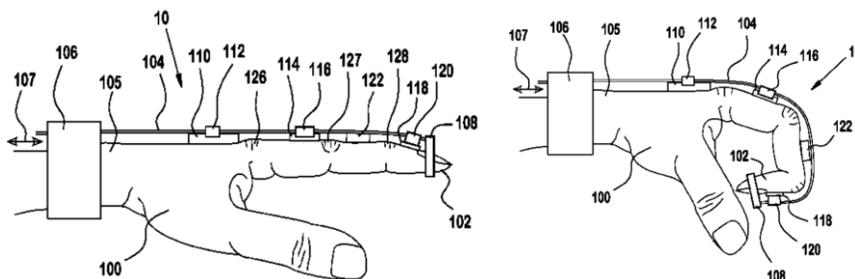


Figura 2.3 Dispositivo para flexoextensión de los dedos largos. [US 8348810 B2]

Está compuesto por un primer anclaje adaptado para colocarse adyacente a un apéndice articulado de un usuario en una primera posición. Un segundo elemento de anclaje está adaptado para colocarse alrededor del apéndice articulado en una segunda posición, en el que el apéndice articulado está situado entre el primer elemento de anclaje y el segundo elemento de anclaje. Un miembro de resorte está posicionado entre el primer y segundo elementos de anclaje donde el miembro de resorte está asegurado fijamente al segundo elemento de anclaje y puede moverse a través del primer elemento de anclaje para permitir que el miembro de resorte se doble alrededor de una articulación cuando dicho apéndice está flexionado. El miembro de resorte está configurado para ejercer fuerzas de flexión en oposición a los músculos activos del usuario para enderezar o flexionar la articulación del apéndice. Para minimizar la incomodidad, se dispone un dispositivo de soporte intermedio entre el primer elemento de anclaje y el segundo anclaje que impide que el miembro de resorte entre en contacto con la junta del usuario.

Patente US 7740561 B2, publicada en 2010, se presentó un dispositivo para ejercitar la mano, el cual consiste en un arreglo de bandas elásticas colocadas de la palma al extremo de cada uno de los dedos para oponerse al movimiento de extensión. El dispositivo se muestra en la Figura 2.4.

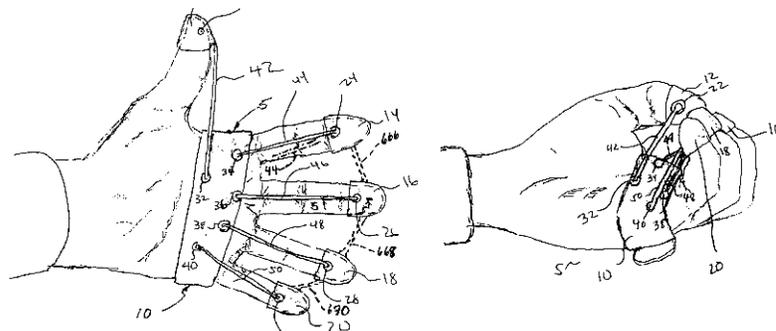


Figura 2.4 Dispositivo para ejercitar la mano. [US 7740561 B2]

El dispositivo de ejercicio para la mano se asegura una sujeción a un miembro de anclaje que comprende una banda con un par de extremos configurados para extenderse alrededor y estar asegurados a la mano del usuario y configurados para soportar el miembro de anclaje en una posición que cubre la palma de la mano de un usuario y acoplado a la mano del usuario. Una pluralidad de miembros que se acoplan con las yemas de los dedos está configurados y dimensionados para ser asegurados a una punta del dedo respectiva una pluralidad de anclas en la yema del dedo. Cada uno de los anclajes de la yema del dedo está asegurado a un miembro respectivo que se aplica con las yemas de los dedos.

Patente US4875469, publicada en 1989, reclama un sistema para el movimiento pasivo y continuo de una extremidad, uno o más dedos a través de sujetadores de los extremos móviles de los dedos conectados por cuerdas flexibles a motores con embregues desacoplables. Los dedos pueden ser movilizados individualmente dentro de un intervalo con límites establecidos, ver Figura 2.5.

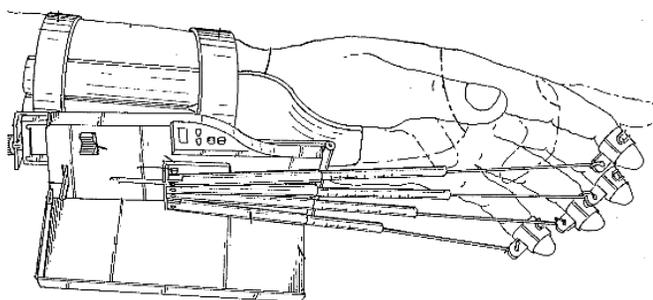


Figura 2.5 Sistema para el movimiento pasivo y continuo de una extremidad. [US4875469]

2.2 Dispositivos de rehabilitación comerciales

En el mercado actual existen diferentes tipos de sistemas de rehabilitación de la mano, muchos de ellos basados en sistemas de guantes, de apoyos y de accesorios para la movilización de los dedos, como es el caso de los desarrollos de la compañía Gloreha, ver Figura 2.6, compañía que ofrece varios sistemas de rehabilitación para la mano, entre ellos: Gloreha Sinfonía, Gloreha Workstation, Gloreha Professional 2 y Gloreha Lite, todos estos caracterizados por ser configurables por ordenador. El sistema Gloreha Sinfonía, por ejemplo, está basado en un guante de poco peso, pasivo y que no limita el movimiento del brazo, mano y dedos; se caracteriza por permitir terapia asistida que posibilita la realización de actividades funcionales, interacción con objetos verdaderos y actividades de la vida diaria y regeneraciones cognoscitivas con audio, video, animación 3D y juegos interactivos. El sistema admite que el paciente en proceso de rehabilitación pueda realizar movimientos habituales y mantenga el movimiento de las articulaciones metacarpofalángicas (**MCF**), interfalángicas proximales (**IFP**) e interfalángicas distales (**IFD**) [Sinfonia, 2018]. Por su parte, el sistema Gloreha Workstation se caracteriza por tener ayudas dinámicas, una pantalla táctil y una tabla ergonómica [Workstation, 2018]. Así mismo, el sistema Gloreha Professional 2, se caracteriza por implementar el uso de un guante ligero, que permite realizar todas las combinaciones de flexión-extensión de los dedos de la mano, estimulando la plasticidad de los nervios y la terapia; incluye también animación en 3D que motiva e implica al paciente [Professional, 2018]. El sistema Gloreha Lite, puede ser

utilizado específicamente para pacientes con lesiones del sistema nervioso central, es portable y cuenta también con animación 3D.



Figura 2.6 Sistema de rehabilitación Gloreha. [Workstation, 2018]

Otras compañías que cuentan con sistemas de rehabilitación de la mano son: TMA Medica, MediTouch, Tipstim, Saebo, YouRehab y Tyromotion. La TMA Medica cuenta con un sistema de rehabilitación de mano configurado para ordenador llamado HandRehab, que consiste en dispositivos de captura de movimiento y software de gran alcance de la rehabilitación, el sistema contiene juegos de motivación y desafío que estimulan que el paciente practique rutinariamente [TMA Medica, 2018]. MediTouch ofrece un sistema de rehabilitación de mano configurado para ordenador llamado HandTutor™; el producto de la terapia física de MediTouch HandTutor se ha desarrollado para permitir la rehabilitación funcional y fina de la mano. El sistema consiste en un guante ergonómico y en un software, ver Figura 2.7.



Figura 2.7 Sistema de rehabilitación MediTouch. [MediTouch, 2018]

El producto de la terapia física de HandTutor se basa en los principios de entrenamiento orientado y de rehabilitación controlada de la terapia física del ejercicio [MediTouch, 2018]. Tipstim cuenta con también con un sistema de rehabilitación de mano configurable por ordenador, y usa energía en el guante. El guante aplica patrones eléctricos controlables del estímulo sobre las yemas del dedo para activar el cerebro. Se estimulan los nervios con el objetivo de que el cerebro aprenda [Tipstim, 2018]. Saebo ofrece el sistema de rehabilitación de brazo y mano llamado Saebo ReJoyce, diseñado para pacientes ortopédicos y neurológicos que muestran deterioro de la función del brazo y la mano; su sistema de formación orientado a la tarea informatizada proporciona ejercicios de las

extremidades superiores estandarizadas que representan las actividades de la vida diaria. Fue diseñado para ser utilizado en clínica y en entornos basados en el hogar [Saebo, 2018]. Por su parte, YouRehab proporciona el sistema llamado Yougrabber, que ofrece terapia inducida, constreñimiento, terapia virtual de espejo y modos virtuales de ayuda [YouRehab, 2018].

También es un referente importante el sistema Amadeo, de la compañía Tyromotion, ver Figura 2.8. Amadeo es un sistema de rehabilitación que permite terapias pasivas, asistidas e interactivas. Este sistema permite la flexoextensión de los dedos y cuenta con ventajas de continua y ergonómica simulación de movimientos de agarre; puede ser usado en diferentes etapas de la rehabilitación neurológica, permite la medición de fuerzas y de la amplitud de los movimientos de los dedos, e integra un sistema de realimentación en tiempo real del desempeño del paciente; el sistema Amadeo posee un alto grado de flexibilidad y es de fácil uso [González, 2014].



Figura 2.8 Sistema Amadeo de la compañía Tyromotion. [González, 2014]

Un sistema de rehabilitación robotizado es ReoGo, sistema de 3 dimensiones diseñado para la terapia del miembro superior; el sistema motiva al paciente por medio de una variedad de juegos interactivos, esto con el fin de imitar los movimientos naturales de la mano [Motorika Medical, 2016]. También es un sistema rehabilitación robótico el ofertado por Rehab-Robotics Company, el hace uso de señales para realizar los movimientos de la mano, y se proyecta como un sistema que, por medio de entrenamiento repetitivo, garantiza a una persona con parálisis en sus dedos de la mano, volver a realizar actividades diarias tales como abertura, tenencia y coger [Rehab-Robotics Company, 2016].

Otros sistemas robóticos de rehabilitación para los dedos de la mano son de tipo exoesqueleto, y han sido diseñados pensando en personas que hayan sufrido un evento cerebro vascular, en el cual la movilidad de la mano haya sido afectada, impidiendo por ende la realización de actividades de la

vida cotidiana. Estos dispositivos poseen un grado de libertad (**GDL**) activo en la articulación metacarpofalángica, un **GDL** en la articulación Interfalángica proximal y un **GDL** en la articulación interfalángica distal por cada uno de los dedos, para que así el usuario pueda sujetar y trasportar algunos elementos, al igual que abrir y cerrar la mano de la manera más natural y cómoda posible [Enríquez et al, 2014].

Sin embargo, aún es preponderante el fomento de investigaciones que procuren el diseño de dispositivos que posibiliten la aplicación de terapias de rehabilitación con trayectorias no lineales, y que estén implementados con sistemas electrónicos que brinden mayor precisión y que posibiliten la implementación de instrumentos más asequibles a los usuarios. Por tales motivos surge la idea de realizar el desarrollo DReAM, que pueda favorecer al estudio de estrategias de rehabilitación que contribuyan a mejorar la calidad de vida de las personas afectadas por este tipo de discapacidades. Por tanto, el antecedente más importante para el desarrollo de esta propuesta de investigación se describe a continuación.

2.3 Sistema robótico para terapias de rehabilitación

En un estudio realizado por el Doctor en Tecnología Avanzada José Felipe Aguilar Pereyra, se presenta un sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación de movimientos de la mano [Aguilar, 2014], basado en el uso de un mecanismo RRRT tipo manivela – acoplador – corredera para la movilización del dedo índice al meñique, ver Figura 2.9. En cada uno de los cuatro mecanismos RRRT puede reconfigurarse las longitudes de los eslabones manivela para adaptarse a la longitud de la cadena cinemática del dedo correspondiente dentro de un intervalo, lo cual permite ajustarse al tamaño del dedo. Este trabajo formulado es la base para el desarrollo de DReAM.

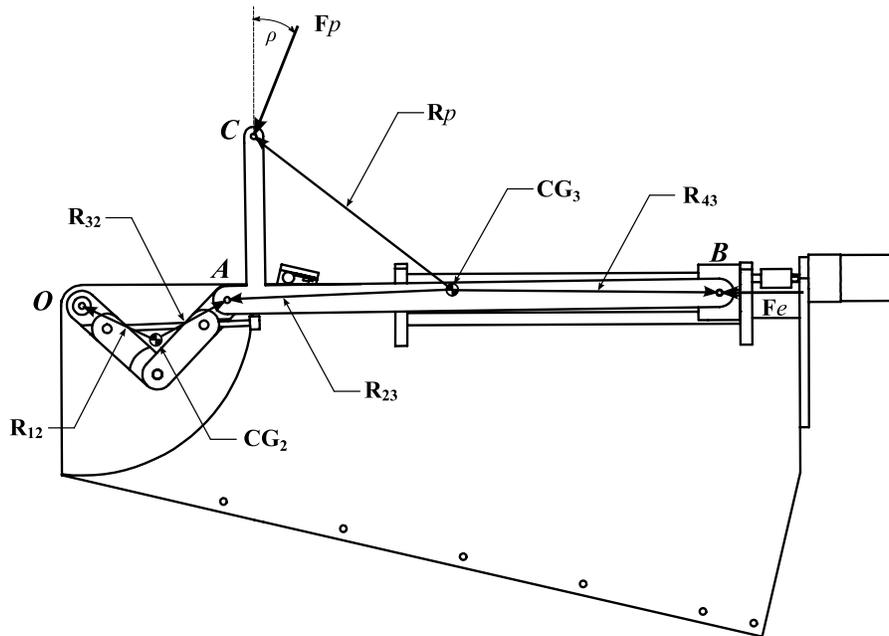


Figura 2.9 Sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación. [Aguilar, 2014]

Capítulo 3. Marco Teórico

3.1 Estructura y funciones de la mano

La mano humana está constituida por cinco dedos llamados: meñique, anular, medio, índice y pulgar. Esta posee 27 huesos, 8 en el metacarpo, 5 metacarpianos y un total de 14 falanges. Los dedos están compuestos por un conjunto de huesos llamados falanges. Los dedos meñiques, anular, medio e índice, están conformados por tres falanges por cada dedo, mientras el dedo pulgar está compuesto por dos. La palma de la mano está constituida por cinco huesos largos llamados metacarpianos que se articulan distalmente con las primeras falanges de los dedos, ver Figura 3.1.

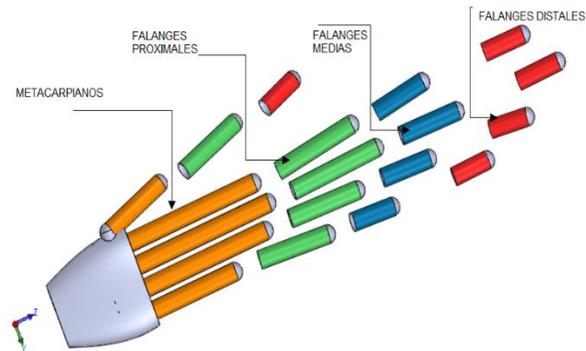


Figura 3.1 Descripción de la mano

Para ser posible los movimientos de los dedos de la mano, los huesos de la mano se articulan entre sí, cada hueso presenta superficies articulares cubiertas de cartílago, por tanto, este componente hace posible la contigüidad de los huesos para mantener la armazón interna de la mano. Las articulaciones son: articulación **TMC** caracterizada por tener 3 **GDL**, articulación **MCF** con 2 **DGL** y la articulación **IF** con 1 **GDL**. A continuación, en la Figura 3.2 se ilustra la ubicación de las articulaciones en la mano.

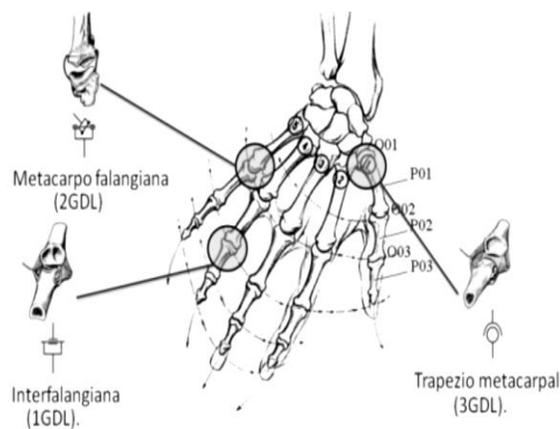


Figura 3.2 Ubicación de las articulaciones en la mano. [Hoppenfeld, 1992]

Las funciones de la mano se deben a los distintos **GDL** que posee cada dedo, esto hace posible que cada uno esté en coordinación con el resto y puedan en conjunto realizar todas las actividades

que le son propias a la mano. En la Figura 3.3 se observan los distintos movimientos naturales de la mano.

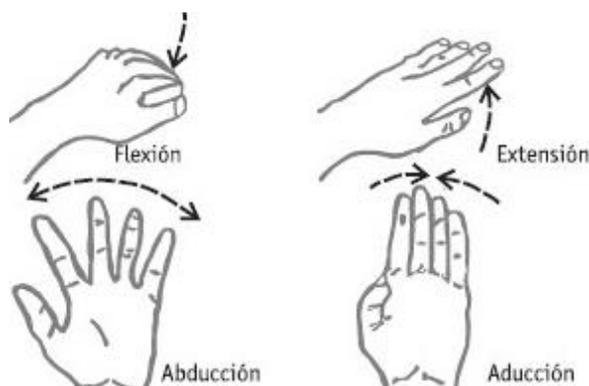


Figura 3.3 Funciones de la mano. [Vaida, Carbone, Plitea & Pislá, 2017]

Una de las funciones principales es la de realizar presión o enganchar, la cual se basa en sostener objetos, esta función es realizada gracias a los músculos flexores de los dedos. Su complejidad hace que no sea fácil el diseño de dispositivos de rehabilitación. Sin embargo, en los últimos años, diversas experiencias exitosas han surgido en este campo.

3.2 Terapias de rehabilitación de los dedos de la mano

El desarrollo de las terapias de rehabilitación de los dedos de la mano parte de la interrogación que hace el especialista al paciente si siente dolor durante el movimiento, determinando si este dolor afecta el rango articular o la calidad del movimiento evaluado. La alteración del valor normal se denomina disfunción articular, la misma puede ser generada por una hiper movilidad o hipomovilidad. En la práctica puede ocurrir que una articulación sea hipomóvil para un movimiento de flexión e hiper móvil para extensión.

En una articulación puede haber limitaciones simétricas o asimétricas, en las simétricas ambas direcciones del recorrido articular están limitadas; por el contrario, en las limitaciones asimétricas está afectada una sola dirección. La limitación articular asimétrica se debe por lo general a: sufrimiento de un nervio (síndrome canicular), patología ligamentaria o tendinosa o a sufrimiento muscular. El sufrimiento de un músculo o nervio desencadena una resistencia del paciente solamente en un sector. La limitación articular simétrica se debe por lo general a patologías óseas o cartilagosas, rigidez importante de la cápsula y de los ligamentos que lo refuerzan o a derrame sinovial. Las limitaciones debidas a tejidos elásticos como el músculo se acompañan de una contracción intensa palpable y visible. Las limitaciones debidas a tejidos elásticos y no contráctiles, cápsula y ligamentos dan una limitación franqueable. Las limitaciones debidas a tejidos indeformables e inelásticos, huesos y cartílagos dan lugar a un bloqueo firme al final del recorrido articular con sensación de infranqueable. Las limitaciones de origen nociceptivo son debidas a: bolsa serosa inflamada, tracción sobre un nervio, tendinitis. Esta última desencadena la aparición súbita de una contracción muscular como forma de protección para no desencadenar el dolor.

La goniometría es una técnica que mide en grados la movilidad articular. Es una etapa esencial en la evaluación de la función de un paciente con incapacidad neurológica o músculo esquelética. El diagnóstico de cómo se comporta el individuo en su vida diaria, de cómo manipula o se mueve físicamente en su ambiente puede depender en gran medida del grado con que las partes del cuerpo puedan realizar el movimiento activo o pasivo. La presencia de una contracción muscular voluntaria, la aplicación de un aparato protésico o la preservación de la sensibilidad en una parte del cuerpo pueden ser de poco valor para el paciente si las articulaciones de ese sector son incapaces de moverse total o parcialmente en toda su amplitud. El examen minucioso del movimiento articular, además de ayudar al fisioterapeuta a diagnosticar la pérdida funcional del paciente, puede revelar la extensión del proceso mórbido y proporcionar un criterio objetivo para determinar la eficacia de un programa de tratamiento. Las mediciones se realizan con el goniómetro, instrumento que consta de un semicírculo o círculo graduado que posee acoplado dos ramas (brazos o reglas) una fija y una móvil mediante un pivote que proporciona fricción para darle estabilidad. Existen goniómetros de diferentes tamaños, dependiendo de la articulación a valorar. Otra forma de valorar articularmente es mediante la utilización del flexómetro (en cuello), radiografías de movimiento y Test manual de movilidad [Hoppenfeld, 1992].

Luego de la valoración del especialista, se tiene la posibilidad de realizar la terapia de rehabilitación con medios manuales o mediante sistemas robóticos. Por tanto, de acuerdo con [Vaida, Carbone, Major, Major, Plitea & Pislá, 2017] se puede encontrar una clasificación de las modalidades de interacción en la rehabilitación asistida por robot de la siguiente manera:

- Asistencial: los pacientes deben poder mover la extremidad, el robot solo ayuda al paciente a proporcionar la ayuda necesaria para completar la tarea.
- Activo: el robot no aplica ninguna fuerza sobre la extremidad y se usa como dispositivo de medición.
- Pasivo: el paciente no puede mover la extremidad, el robot lo hace por el paciente.
- Asistencia pasiva: la extremidad afectada es guiada por la que no está deteriorada a través de un dispositivo activo.
- Asistencia activa: el dispositivo robótico solo intervendrá cuando el paciente no pueda completar la tarea.
- Correctiva: cuando el paciente alcanza un cierto nivel de error de la tarea, el robot detendrá el movimiento y el ejercicio se reiniciará.
- Guía de ruta: el robot hará correcciones cuando se produzca una desviación de una trayectoria establecida.
- Resistivo: el robot aplica fuerzas resistivas contra la tarea de movimiento dada.

3.3 Movimientos articulares

Los dedos de la mano poseen numerosos movimientos en los cuales intervienen las articulaciones falángicas entre ellas y con los metacarpos. Para los movimientos flexión y extensión es muy importante que la posición del paciente sea sentada con la mano en posición de reposo. El goniómetro se centra sobre la **MCF** a medir.

Para los movimientos de flexoextensión de la articulación **MCF** el arco total de movimiento es de 120° a 135° y está dividido en 90° para la flexión y 30° a 45° para la extensión. En la Figura 3.4 se observa el arco de movilidad de la articulación.

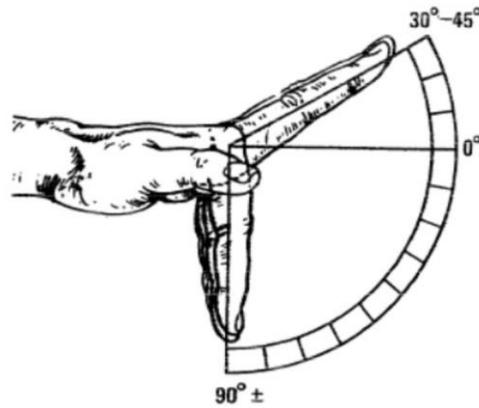


Figura 3.4 Movimientos de flexoextensión de la articulación MCF. [Hoppenfeld, 1992]

Para los movimientos de flexoextensión de la articulación **IF** proximal el arco total de movimiento es de 100° asociados la mayor parte de este movimiento para la flexión. En la Figura 3.5 se observa el arco de movilidad de la articulación.

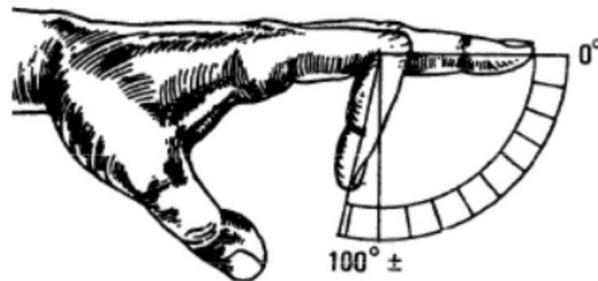


Figura 3.5 Movimientos de flexoextensión de la articulación IF proximal. [Hoppenfeld, 1992]

Para los movimientos de flexoextensión de la articulación **IF** distal el arco total de movimiento es de 90° a 100°, dividido en 90° para la flexión y 0° a 10° para extensión. En la Figura 3.6 se observa el arco de movilidad de la articulación.

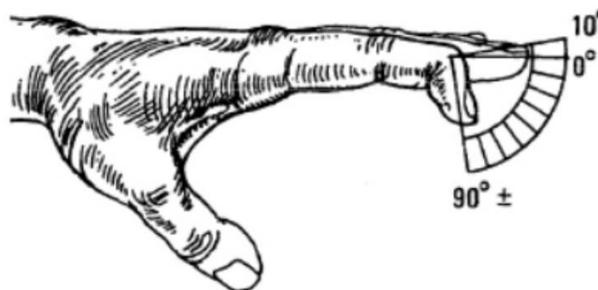


Figura 3.6 Movimientos de flexoextensión de la articulación IF distal. [Hoppenfeld, 1992]

Para los movimientos de abducción-aducción de los dedos el arco de movilidad está en función de cuanto unen o se separan entre sí. Por tanto, en la abducción deben separarse 20° entre sí y en la aducción se juntan para tocarse entre sí. En la Figura 3.7 se observa el arco de movilidad de la articulación.

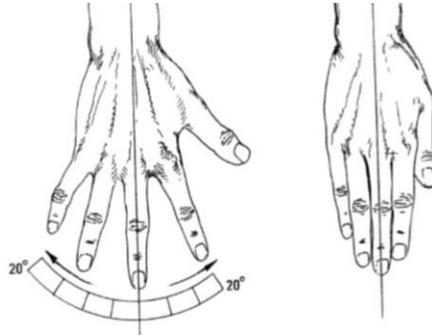


Figura 3.7 Movimientos de abducción-aducción de los dedos. [Hoppenfeld, 1992]

3.4 Identificación de trayectorias

La identificación de trayectorias está basada en la búsqueda de una sucesión de posiciones para un robot o mecanismo, que permitirán llevarlo desde una posición inicial a una final en función de un marco de referencia fijo. El procesamiento de imágenes se usa con dos propósitos diferentes: mejorar la apariencia visual de las imágenes para un ser humano y preparar imágenes para la medición de las características y estructuras presentes. La medición de imágenes generalmente requiere que las características sean bien definidas, ya sea por bordes o brillo único (y uniforme) o color, textura o alguna combinación de estos factores. Los tipos de mediciones que se realizarán en montajes o estructuras y las características de la cámara son importantes para determinar los parámetros para el procesamiento de imágenes.

Este trabajo presenta el desarrollo del método para el procesamiento de imágenes basado en dos técnicas, una para la identificación de puntos de interés dentro de las trayectorias generadas y otro para el análisis e interpretación de los puntos obtenidos de las trayectorias. Por tanto, es importante mencionar el término “*pinhole*”, ya que en una cámara se refiere al modelo geométrico que describe cómo está proyecta puntos del mundo en una imagen, es decir, describe la relación entre las coordenadas de puntos en 3D y su proyección en un plano 2D. El objetivo de modelar este fenómeno es conseguir la posición en la que aparecerá un punto del mundo en la imagen. Para saberlo bastará con dibujar un rayo que vaya del objeto hasta el orificio y encontrar su relación geométrica, a ese proceso se le conoce como proyección perspectiva y a cada termino usado para encontrar esa relación se le conoce como parámetro de la cámara [Simon JD Prince, 2012].

Para encontrar la relación en milímetros de la imagen proyectada por la cámara del mundo real, es necesario realizar el proceso de calibración de la cámara. Por tanto, el objetivo de calibrar una cámara es encontrar el valor de los parámetros intrínsecos y extrínsecos para obtener la matriz que transforma puntos en el mundo (3D) a puntos en el plano (2D). Para efectos del desarrollo de esta propuesta de investigación se usó para poder encontrar la relación entre *pixel* y milímetro. Existen diferentes métodos de calibración de cámaras, algunos incorporan algoritmos de optimización que mejoran los resultados, otros incluyen parámetros que permiten reducir las aberraciones o errores presentes en la cámara, tales como la distorsión radial o tangencial. Dentro de los métodos más usados se tiene: El método de Tsai [Tsai, 1987], de Zhang [Zhang, 2000], lineal [Abdel & Karara, 1971], de Faugueras [Faugeras, Luong & Maybank, 1992]. de Heikkila [Heikkila & Silven, 2014]. Para la identificación de trayectorias propuestas en este trabajo se hace uso del método Heikkila. Este método comienza con una primera aproximación lineal para encontrar los parámetros, a esta le llaman transformación lineal directa. El desarrollo de este método se describe en el siguiente capítulo.

3.5 Investigación y principios éticos

Teniendo en cuenta que en este proyecto se realizaron pruebas con personas, es necesario tener en cuenta que toda investigación que involucre seres humanos debe llevarse a cabo de acuerdo con normas éticas universalmente reconocidas [Grady, Crouch & Lie, 2008]. A fin de reducir al mínimo la posibilidad de causar daño, se han establecido una serie de principios éticos que deben acatar los protocolos de investigación: respeto de la autonomía, no maleficencia, beneficencia y justicia, reflejados en las guías y lineamientos nacionales e internacionales.

Estos principios, sin embargo, no son limitativos, es necesario complementarlos con otros aspectos éticos, propios de la investigación, como son la integridad científica, la confidencialidad en el manejo de información sensible o el valor social de la investigación [Koepsell & Ruiz, 2015]. Es importante mencionar que el respeto a la autonomía reconoce la capacidad de las personas para la toma de decisiones. Este principio se materializa, a través del proceso del consentimiento informado. Es importante enfatizar que, a diferencia de la práctica médica, en la que el principal beneficio es el alivio o curación del paciente, en la investigación el objetivo principal es generar conocimiento para lo cual es indispensable que el sujeto esté informado sobre la naturaleza de la investigación y, de manera libre, acepte su participación.

En México, en el reglamento de la ley general de salud en materia de investigación para la salud, en el título segundo de los aspectos éticos de la investigación en seres humanos, en el capítulo 1 de los artículos 13 al 27. Se menciona que en toda investigación en la que el ser humano sea sujeto de estudio, deberán prevalecer el criterio del respeto a su dignidad y la protección de sus derechos y bienestar. Por tanto, se debe contar con el consentimiento informado y por escrito del sujeto de investigación o su representante legal, con las excepciones que el reglamento señala:

Deberá ser realizada por profesionales de la salud a que se refiere el artículo 114 de este Reglamento, con conocimiento y experiencia para cuidar la integridad del ser humano, bajo la responsabilidad de una institución de atención a la salud que actúe bajo la supervisión de las autoridades sanitarias competentes y que cuente con los recursos humanos y materiales necesarios, que garanticen el bienestar del sujeto de investigación;

Contará con el dictamen favorable de las Comisiones de Investigación, Ética y la de Bioseguridad. Se llevará a cabo cuando se tenga la autorización del titular de la institución de atención a la salud y, en su caso, de la Secretaría, de conformidad con los artículos 31, 62, 69, 71, 73, y 88 de este Reglamento. Cuando el diseño experimental de una investigación que se realice en seres humanos incluya varios grupos, se usarán métodos aleatorios de selección para obtener una asignación imparcial de los participantes en cada grupo y deberán tomarse las medidas pertinentes para evitar cualquier riesgo o daño a los sujetos de investigación. En las investigaciones en seres humanos se protegerá la privacidad del individuo sujeto de investigación, identificándolo sólo cuando los resultados lo requieran y éste lo autorice.

Teniendo en cuenta lo documentado referente a los aspectos éticos de la investigación en seres humanos, se diseñó el formato de consentimiento informado, ver anexo A, con el objetivo de informarle a los voluntarios que participaron en la validación de DReAM, los aspectos de seguridad e integridad científica.

Capítulo 4. Análisis cinemático

El desarrollo parte de conocer la trayectoria que genera la punta de cada uno de los dedos largos de la mano para los movimientos de flexoextensión. Para ello, se hace uso del método de análisis de imagen el cual se describe a continuación:

4.1 Trayectoria de flexoextensión de los dedos largos de la mano

Para ejemplificar la técnica utilizada se considera el dedo índice. Se generan los movimientos controlados de flexoextensión para el dedo seleccionado, los cuales son grabados y mediante software, se hace la descomposición de éstos en imágenes dando como resultado 450 imágenes, luego se analiza cada una de ellas y se obtiene las coordenadas que construyen la trayectoria que está generando el dedo en el punto **Q**. A continuación, en la Figura 4.1 se ilustra la descomposición del video en imágenes.

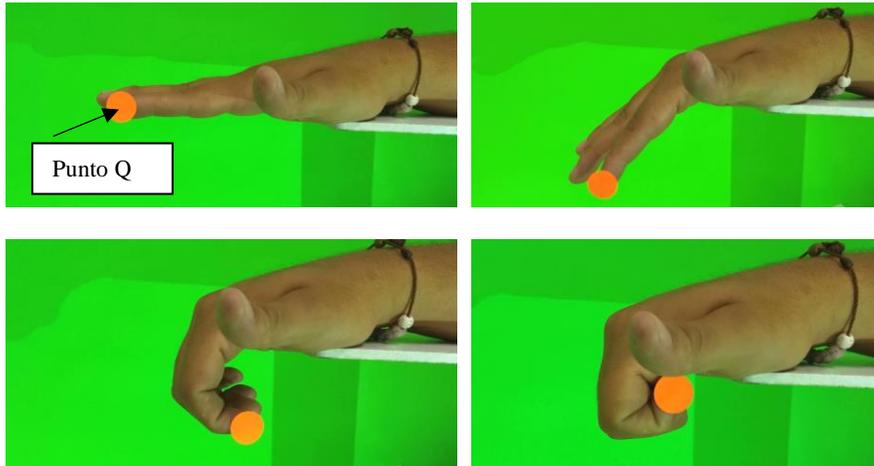


Figura 4.1 Descomposición del video en imágenes

Mediante estas imágenes, se procede a identificar el color que representa el punto de generación de la trayectoria **Q**. Esto se realiza mediante el uso del *software imagej*, el cual permite conocer los valores rojo, verde y azul (*Red Green Blue RGB*) del punto de interés, ver Figura 4.2. A continuación, en la Figura 4.3 se ilustra la identificación del color requerido junto con sus valores **RGB**.

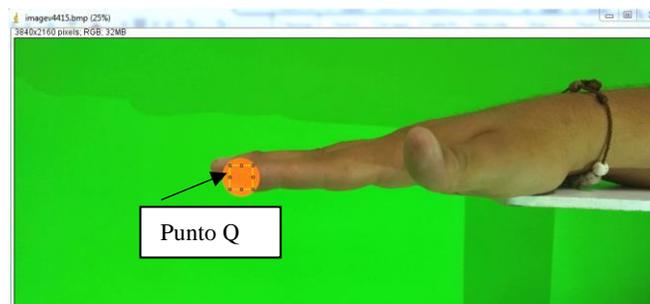


Figura 4.2 Identificación del color requerido

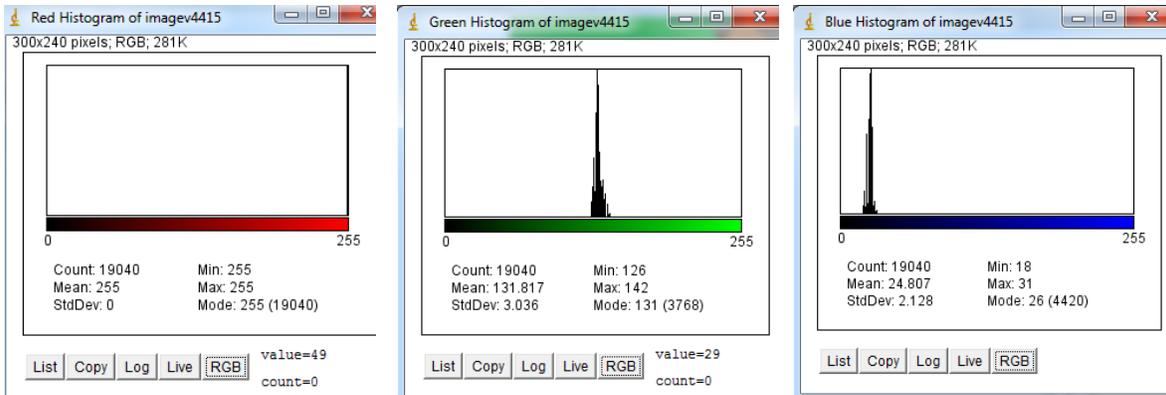


Figura 4.3 Valores RGB

Identificado el color requerido en cada una de las imágenes, se realiza la clasificación de este punto respecto de los demás datos de la imagen; se le asignó el color negro al punto **Q** y color blanco a los demás datos de la imagen, tal como se ilustra en la Figura 4.4.

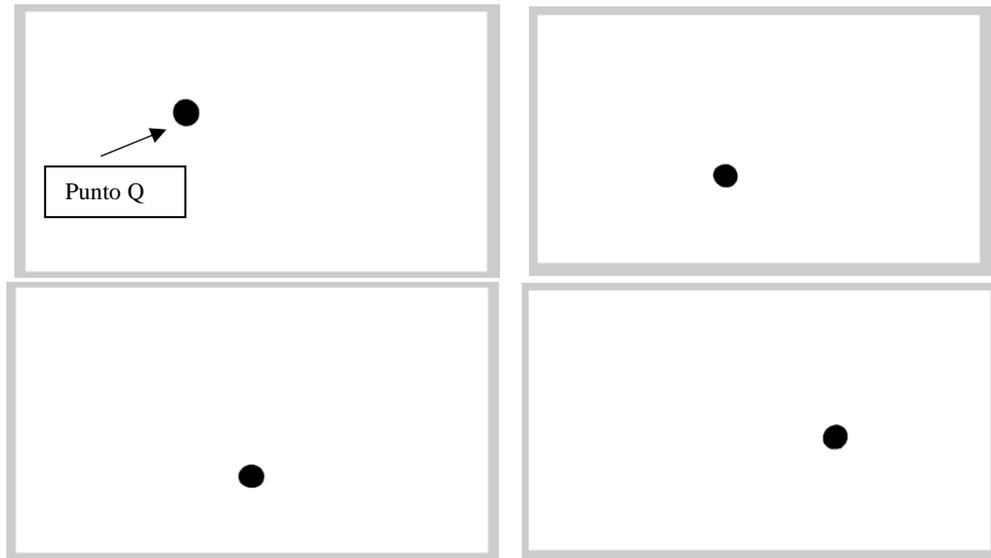


Figura 4.4 Identificación del punto de interés

Una vez realizada dicha asignación, se analizó el centro de masa del punto **Q** mediante coordenadas x - y , tal cual se muestra en la Figura 4.5.

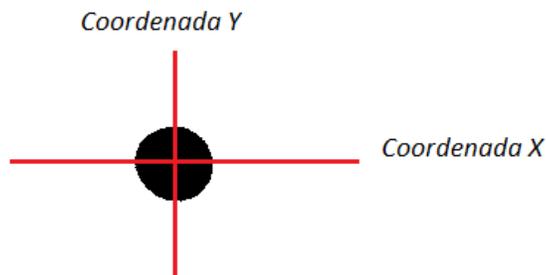


Figura 4.5 Centro de masa

Con las coordenadas x - y de cada una de las imágenes, se procede a graficar los puntos para visualizar la trayectoria que está generando el dedo en el punto Q para los movimientos de flexión y extensión. A continuación, en la Figura 4.6 se ilustra la trayectoria generada.

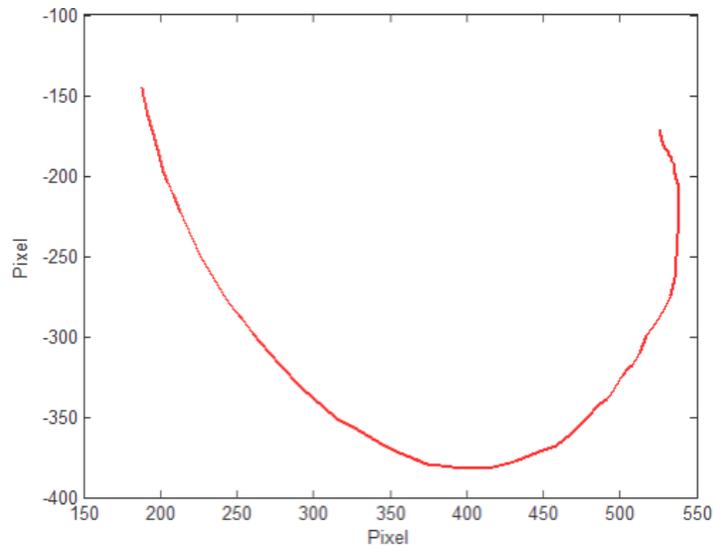


Figura 4.6 Trayectoria generada por la punta del dedo índice

En la Figura 4.6 se observa la trayectoria que genera el dedo índice. Sin embargo, las unidades de los ejes están en píxeles. Por tal motivo se hace uso de la calibración de la cámara para conocer la relación pixel a milímetro.

4.2 Calibración de la cámara y análisis de trayectorias

Consiste en determinar los parámetros internos de la cámara, tales como distancia focal, factores de distorsión y puntos centrales del plano imagen, ver anexo **B.2**. Teniendo en cuenta que en el estado del arte se presentan gran variedad de métodos, los cuales difieren en la forma de capturar las imágenes y los parámetros intrínsecos y extrínsecos [Pizarro, Campos & Tozzi, 2005].

Para este análisis se usó el *software Matlab R2014a*, el cual incluye la herramienta “*Camera Calibration Toolbox*” en la ventana de opciones. A continuación, en la Figura 4.7 se observa la herramienta de calibración.

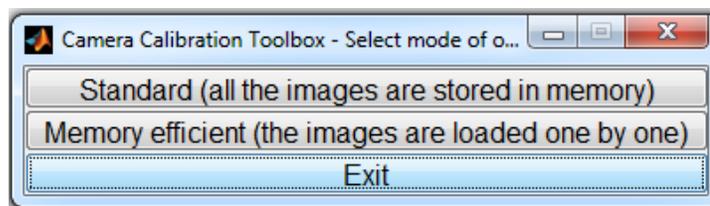


Figura 4.7 Herramienta de calibración

En la Figura 4.7 se observa la *Toolbox de Matlab*, para ingresar a esta interfaz se ingresa en la barra de comandos la palabra *calib_gui*. Luego se selecciona la opción *Standard calib results (all the*

images are stored in memory) como se observa en la Figura 4.8. Teniendo en cuenta que para el proceso de calibración se aplica el principio de *Heikkilä* [Heikkila & Silven, 2014]. Se debe hacer uso de un patrón de calibración al cual se le toman diferentes fotografías para distintas posiciones de la cámara.

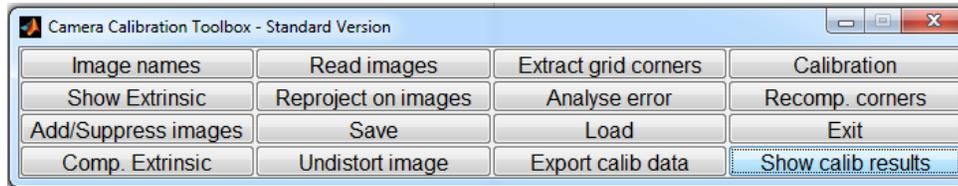


Figura 4.8 Toolbox de Matlab

Luego se selecciona la opción *Image names*, la cual permite llamar a cada una de las imágenes que fueron tomadas del patrón de calibración. Es importante tener en cuenta que el número de imágenes tomadas del patrón afecta al error de calibración de la cámara, por tanto, se sugiere tomar un número mayor o igual a 8. A continuación, en la Figura 4.9 se observan las imágenes del patrón de calibración.

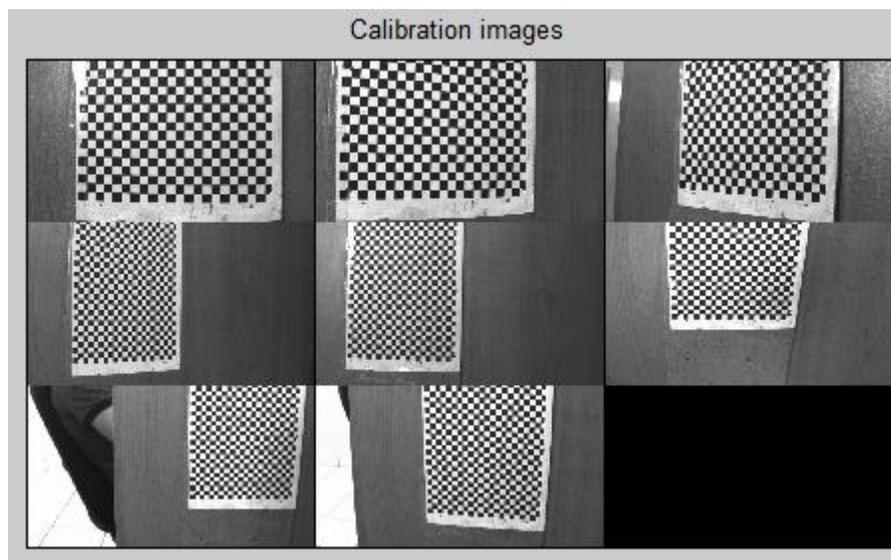


Figura 4.9 Imágenes del patrón de calibración

En la Figura 4.9 se observa cómo se obtienen las imágenes del patrón, de modo que, se debe indicar a la herramienta el nombre de la imagen y su ubicación dentro del módulo de la memoria de la computadora.

Una vez realizada la identificación de las imágenes del patrón, se definen los límites de la cuadrícula del patrón de calibración en cada una de las imágenes tomadas, además de su punto de origen como se observa en la Figura 4.10. Luego se digitan las dimensiones de los valores en milímetros que tiene cada cuadro del patrón, es decir, los valores en $X-Y$. Para este caso se usó un patrón de calibración de 5x5 mm. Con estos datos digitados, la herramienta detecta los vértices de cada cuadro como se ilustra en la Figura 4.11.

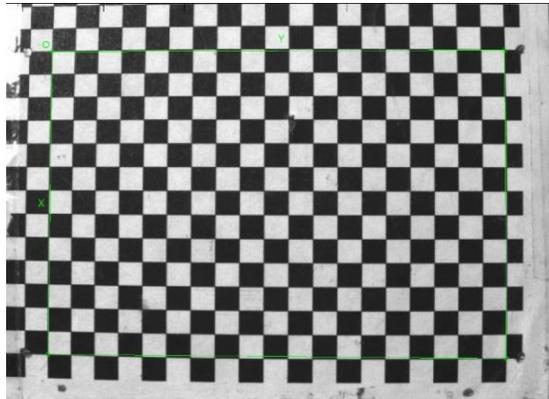


Figura 4.10 Límites de la cuadrícula

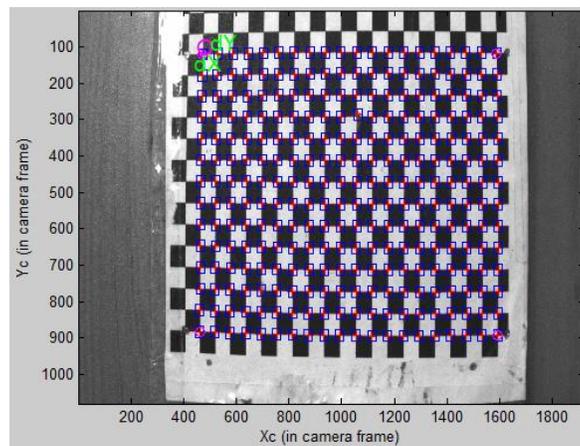


Figura 4.11 Detección de los vértices del patrón

Realizada la detección de los vértices del patrón de calibración, la herramienta arroja los parámetros de calibración que más se ajustan a la geometría del sistema, estos se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 Parámetros de calibración

Parámetro	Variable	Valor
Longitud focal	fc	[2852.10; 2855.74]
Punto Principal	cc	[984.32; 439.70]
Coefficiente de Inclinación	Alpha_c	0
Coefficiente de Distorsión	kc	[-0.34; 0.19; 0; 0; 0]
Incertidumbre de longitud focal	fc_error	[6.21; 6.01]
Incertidumbre del Punto Principal	cc_error	[7.97; 5.94]
Incertidumbre del coeficiente de inclinación	alpha_c_error	0
Incertidumbre de los coeficientes de distorsión	kc_error	[0; 0.10; 0; 0; 0]

Con base en los parámetros antes mostrados, se procede a obtener los valores intrínsecos calculados para las 8 imágenes, estos se presentan en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2 Parámetros Intrínsecos

Parámetros Intrínsecos	Variable	Valor
Indicador de estimación de las dos variables focales	est_fc	[1; 1]
Indicador de estimación de la relación de aspecto $f_c(2) / f_c(1)$	est_aspect_ratio	1
Indicador de estimación del punto principal	center_optim	1
Indicador de estimación del coeficiente de inclinación	est_alpha	0
Indicador de estimación de los coeficientes de distorsión	est_dist	[1;1;1;1;0]

Además de los parámetros intrínsecos, también se calcularon los parámetros extrínsecos, los datos obtenidos se muestran en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3 Parámetros extrínsecos

Parámetros Extrínsecos	Variable	Valor
Rotación	omc_1	[2.21; 2.; -1.35]
Traslación	Tc_1	[-4.38; -2.74; 2.41]
Error de rotación	omc_error_1	[1.70; 1.81; 3.84]
Error de translación	Tc_error_1	[6.75; 5.02; 5.52]

Además de los valores extrínsecos, la herramienta proporciona la posición relativa de los patrones de calibración con respecto a la cámara, donde el prisma en color rojo representa a la cámara y las cuadrículas de colores son los patrones de calibración en distintas posiciones. A continuación, en la Figura 4.12 se observan las posiciones relativas de los patrones de calibración.

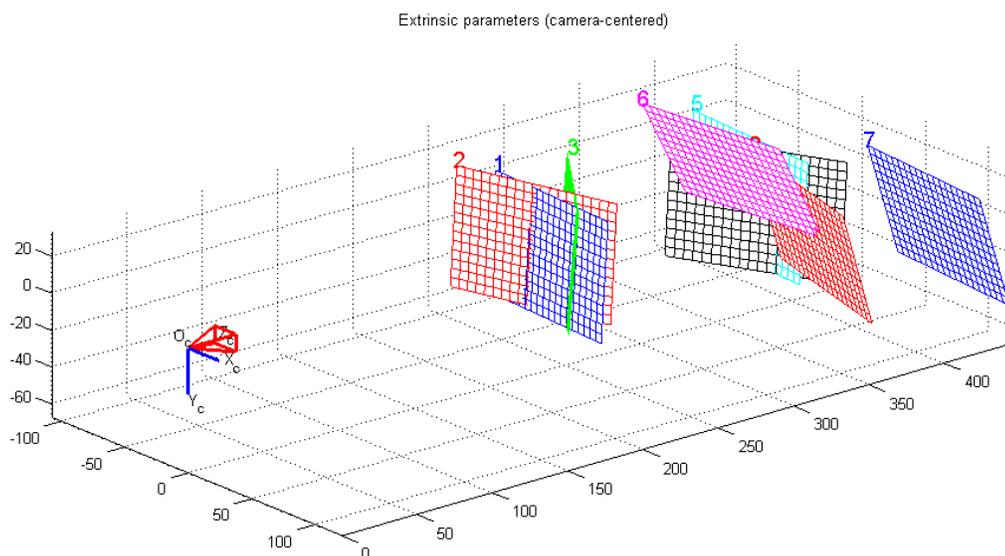


Figura 4.12 Posiciones relativas de los patrones de calibración con respecto a la cámara

Otro parámetro importante que se obtiene del proceso de calibración es el error de proyección el cual se muestra en la Figura 4.13. Este representa el error obtenido en el cálculo de los parámetros, dando como resultado un rango de ± 1 milímetro de error.

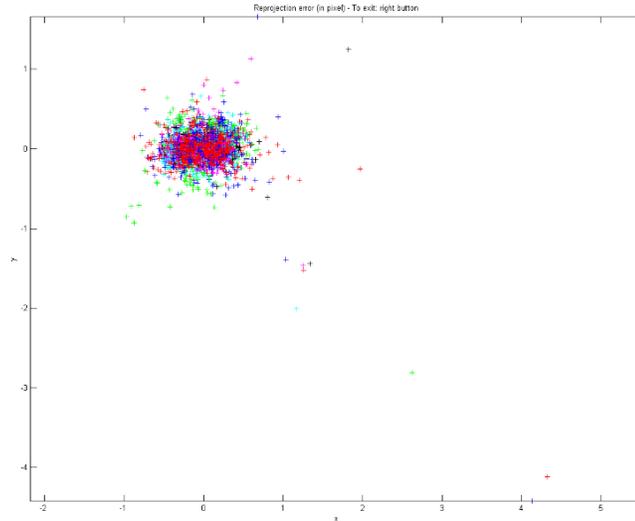


Figura 4.13 Error de proyección

Con base en los datos obtenidos en el proceso de calibración, se procede a dimensionar los datos de la Figura 4.6, con el objetivo de conocer la trayectoria que genera la punta del dedo índice en milímetros. En la ecuación 1 se muestra la contante de calibración y mediante la ecuación 2 se evalúan cada uno de los puntos que corresponden a la trayectoria

$$ct = (fc, cc, Tc_1) \quad [1]$$

$$TR = (ct) [(y(c), x(c), 0, fc, cc, omc_1, Tc_1)] \quad (2.7) \quad [2]$$

Resolviendo la ecuación 2 para cada uno de los puntos que componen la trayectoria y teniendo en cuenta las variables calculadas en el proceso de calibración, se obtiene la gráfica en milímetros de la trayectoria que genera el dedo índice, ver Figura 4.14.

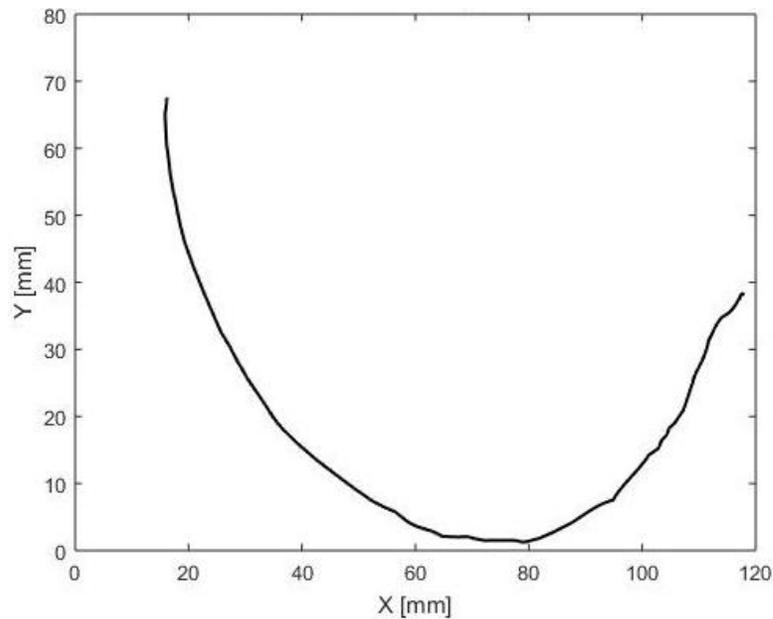


Figura 4.14 Trayectoria generada por la punta del dedo índice

Teniendo en cuenta que debe conocer la trayectoria que genera la punta de cada uno de los dedos largos de la mano para los movimientos de flexoextensión, se hace uso del método de análisis de imagen previamente desarrollado. Las dimensiones de los dedos largos que serán analizados se ilustran en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4 Dimensiones de los dedos largos de la mano

Falanges	Dedos largos de la mano, dimensiones en [mm]			
	Índice	Medio	Anular	Meñique
Distal	25	26	24	21
Media	32	39	33	25
Proximal	55	61	50	40

Con base en las dimensiones previamente definidas para cada una de las falanges de los dedos largos de la mano, se limita el ángulo de flexoextensión $\theta=138^\circ$. A continuación, en la Figura 4.15 se ilustra la trayectoria generada por la punta del dedo índice en función de los parámetros anteriormente definidos. En la Figura 4.16 se muestran las trayectorias generadas por cada uno de los dedos largos de la mano.

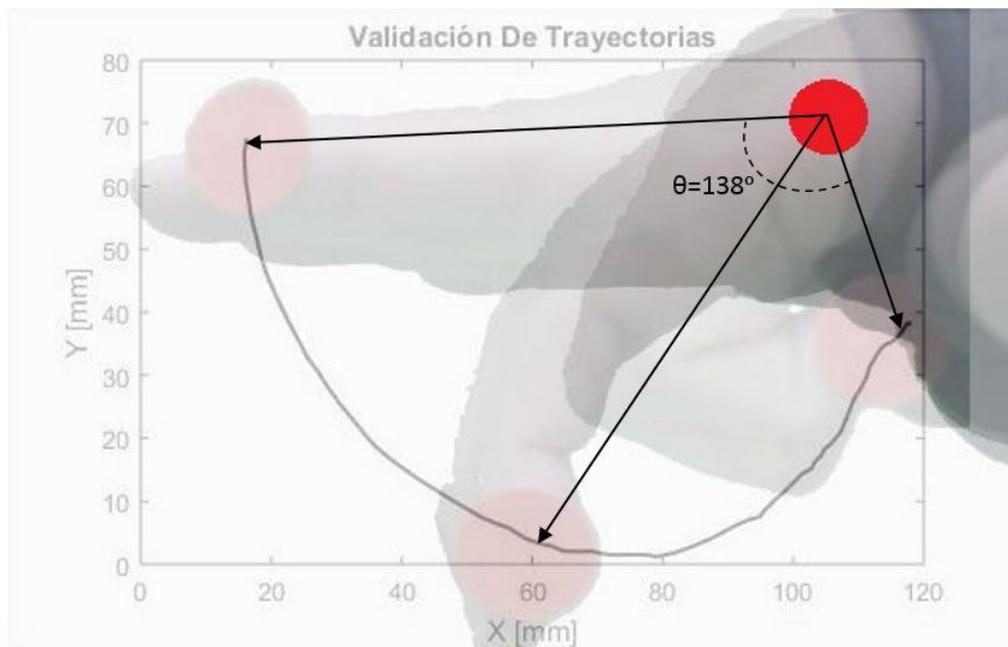


Figura 4.15 Trayectoria generada por la punta del dedo índice

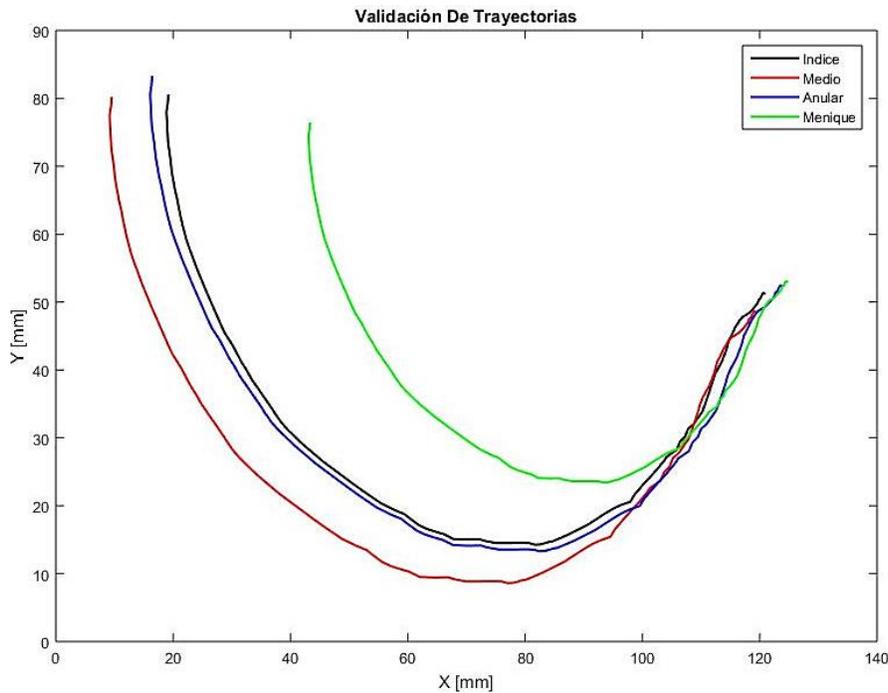


Figura 4.16 Trayectorias generadas por los dedos largos de la mano

Conociendo la trayectoria que genera cada uno de los dedos largos de la mano, se hace uso del diseño propuesto por Dr Felipe Aguilar titulado Sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación de movimientos de la mano [Aguilar, 2014], el cual propone el diseño de un mecanismo capaz de reproducir esta trayectoria. A continuación, se describe el mecanismo propuesto.

4.3 Descripción del mecanismo

El sistema está compuesto por cuatro mecanismos de cuatro barras tipo manivela - corredera (R-RRT) para la movilización de los dedos índice al meñique. El Mecanismo de cuatro barras R-RRT tipo manivela corredera con un **GLD** es capaz de reproducir la trayectoria que genera la punta de cada uno de los dedos largos de la mano. A continuación, se ilustra la Figura 4.17 del mecanismo.

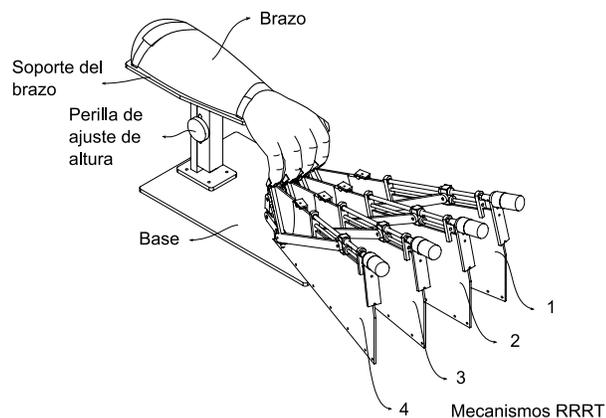


Figura 4.17 Mecanismo RRRT. [Aguilar, 2014]

La síntesis de los mecanismos flexo-extensores se realizó a partir de un método de generación de trayectoria con tres puntos de precisión con base en las curvas del eslabón acoplador [Norton, 2012]. Una restricción importante es que la longitud de la extensión del eslabón acoplador sea siempre mayor o igual que la longitud máxima de la manivela; lo anterior para evitar que el punto **C**, de unión del dedo del usuario y el mecanismo, choque con el propio mecanismo.

El mecanismo antes mencionado fue objeto de análisis cinemático para simular la trayectoria que este genera. A continuación, se describe el análisis cinemático del mecanismo.

4.4 Análisis cinemático en posición

El análisis cinemático se realiza aplicando el método analítico de números complejos, por tanto, se realiza el esquema vectorial que describe al mecanismo. A continuación, en la Figura 4.18 se muestra el análisis vectorial del mecanismo.

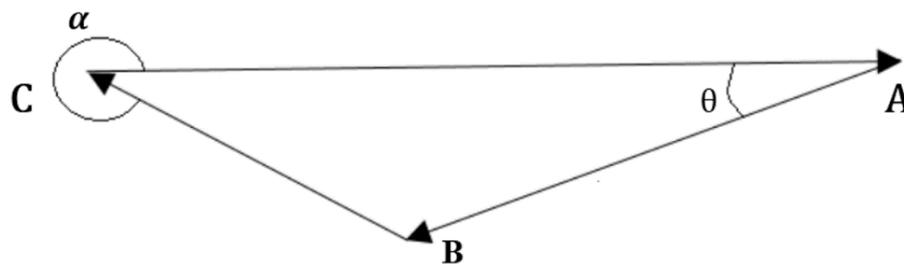


Figura 4.18 Análisis vectorial

En el esquema anterior se observan los vectores que conforman el mecanismo, las relaciones vectoriales se muestran en las siguientes ecuaciones:

$$\vec{a} = AB \quad [3]$$

$$\vec{b} = BC \quad [4]$$

$$\vec{c} = AC \quad [5]$$

Para el vector \vec{c} , este corresponde al valor que desplaza la corredera. En este caso el vector está restringido por los límites de flexoextensión que genera el mecanismo y que representan la entrada del sistema, ver Figura 4.19. Las medidas de cada uno de los eslabones fueron obtenidas bajo el criterio del trabajo tesis [Aguilar, 2014]. De modo que, con estos datos se pueden obtener las posiciones de los vectores.

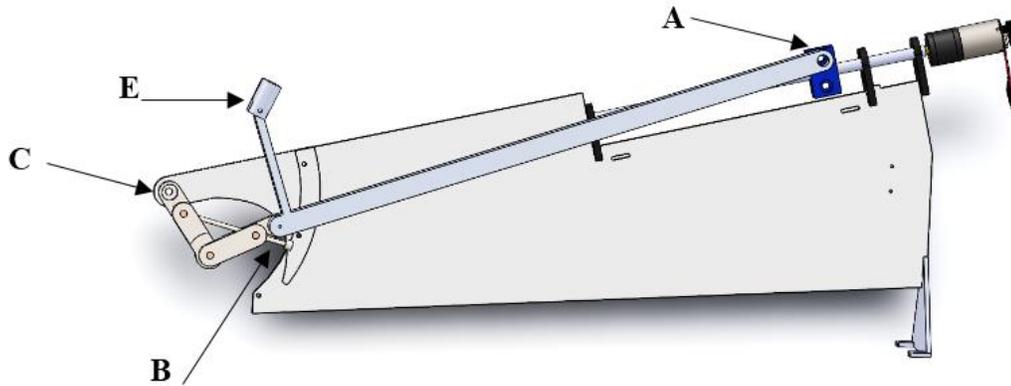


Figura 4.19 Puntos de interés del mecanismo

El análisis cinemático parte de la siguiente ecuación, donde las variables a calcular son θ y α :

$$c = ae^{i\theta} + be^{i\alpha} \quad [6]$$

$$c = ae^{-i\theta} + be^{-i\alpha} \quad (\text{Complejo conjugado})$$

Teniendo en cuenta que los valores de los vectores \vec{a} , \vec{b} y \vec{c} son conocidos, se plantea la anterior ecuación y con base en ella se obtiene el complejo conjugado. Por tanto, se despeja la variable b , ver ecuación [7].

$$be^{i\alpha} = c - ae^{i\theta} \quad [7]$$

$$be^{-i\alpha} = c - ae^{-i\theta} \quad (\text{Complejo conjugado})$$

Se resuelve para encontrar el valor de θ , por tanto, se obtiene:

$$b^2 = c^2 + a^2 - ace^{-i\theta} - ace^{i\theta}$$

$$b^2 = c^2 + a^2 - ac \cos(\theta) + ac \text{isen}(\theta) - ac \cos(\theta) - ac \text{isen}(\theta)$$

$$b^2 = c^2 + a^2 - ac [\cos(\theta) - \text{isen}(\theta) + \cos(\theta) + \text{isen}(\theta)]$$

$$b^2 = c^2 + a^2 - 2ac \cos(\theta) \quad [8]$$

Se obtiene para θ la siguiente ecuación:

$$\theta = \text{arc cos} \left[\frac{b^2 - c^2 - a^2}{-2ac} \right] \quad [9]$$

Para obtener el valor de α se realiza el mismo procedimiento, pero teniendo en cuenta que para este caso se despeja a como se ilustra a continuación.

$$ae^{i\theta} = c - be^{i\alpha} \quad [10]$$

$$ae^{-i\theta} = c - be^{-i\alpha} \quad (\text{Complejo conjugado})$$

Se resuelve para encontrar el valor de α , por tanto, se obtiene:

$$a^2 = c^2 + b^2 - bce^{-i\alpha} - bce^{i\alpha}$$

$$a^2 = c^2 + b^2 - bc \cos(\alpha) + bc \text{isen}(\alpha) - bc \cos(\alpha) - bc \text{isen}(\alpha)$$

$$a^2 = c^2 + b^2 - bc [\cos(\alpha) - \text{isen}(\alpha) + \cos(\alpha) + \text{isen}(\alpha)]$$

$$a^2 = c^2 + b^2 - 2bc \cos(\alpha) \quad [11]$$

Se obtiene para α la siguiente ecuación:

$$\alpha = \text{arc cos} \left[\frac{a^2 - c^2 - b^2}{-2bc} \right] - 360 \quad [12]$$

En este caso se le resta 360° , porque se está tomando el ángulo interno del α .

4.5 Simulación cinemática directa en posición del mecanismo

Para el desarrollo de la simulación se obtienen los datos de los eslabones calculados en el trabajo de tesis [Aguilar, 2014]. Se debe tener en cuenta que existe una distancia B^* , que es la distancia de la articulación rotacional al origen del efector final. En la Figura 4.20 se observa la distancia B^* .

Las longitudes en milímetros [mm] de los eslabones son:

- $\vec{a} = 411.19$
- $\vec{b} = 50$
- $\vec{c} = 368.04$
- $\overline{BpE} = 87.17$ longitud de B' al efector final E
- $\overline{BBp} = 7.626$ longitud de B a B'

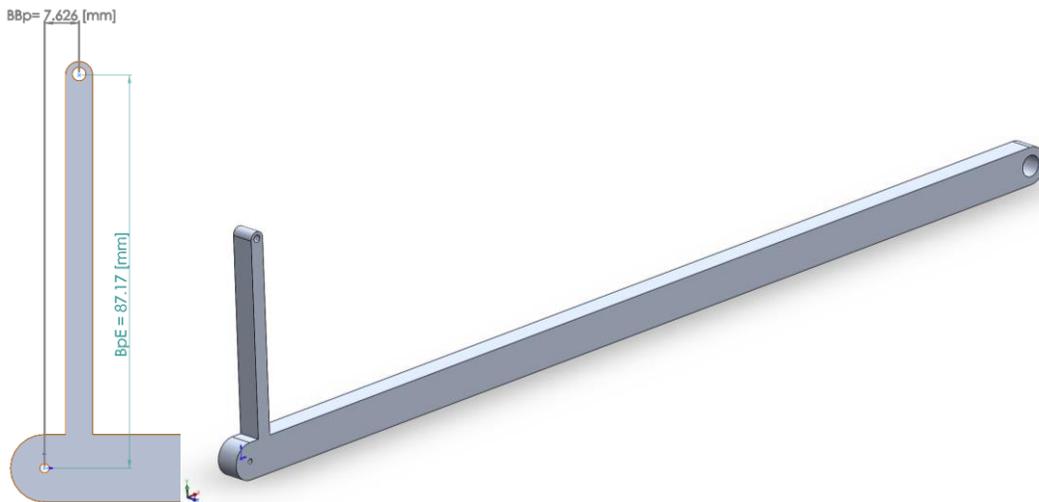


Figura 4.20 Distancia de la articulación rotacional al origen del efector final

Con estos datos y desarrollando el código de simulación que se muestra en el Anexo C se obtiene la Figura 4.21, en la cual se ilustra el esquema vectorial del mecanismo.

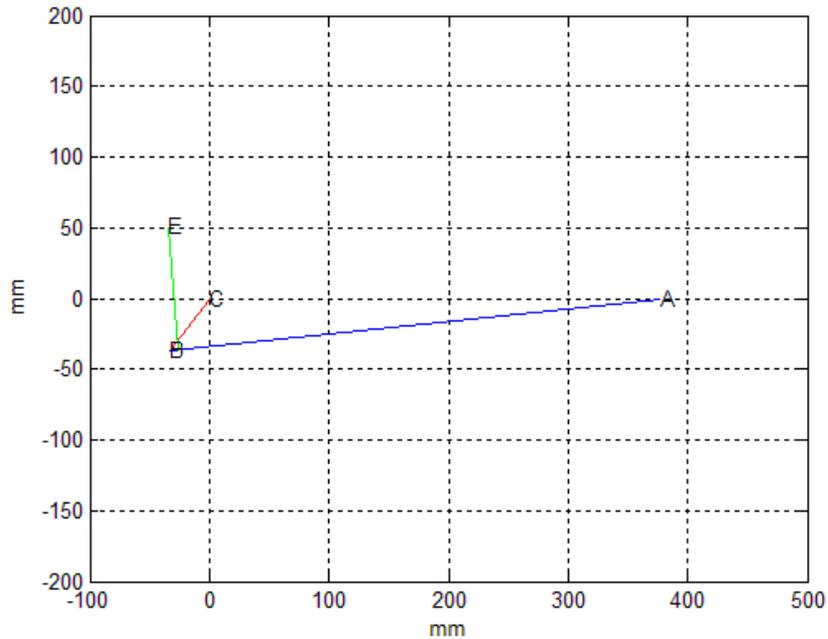


Figura 4.21 Esquema vectorial del mecanismo

Además, se agrega el eslabón del efector final al vector a con una distancia B' , este nuevo eslabón es definido como eslabón acoplador. A continuación, en la Figura 4.22 se ilustra la imagen vectorial del sistema robótico con distancia definida del eslabón acoplador.

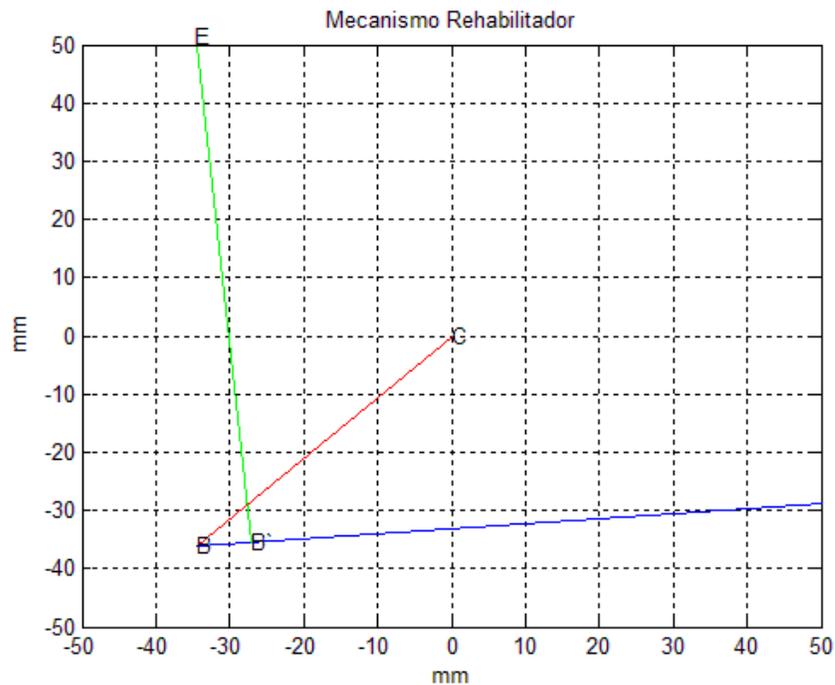


Figura 4.22 Esquema vectorial con distancia definida del eslabón acoplador

Realizada la simulación del mecanismo, se grafica la trayectoria que se está generando para una entrada de carrera de 120 mm para el movimiento de flexoextensión. Ver Figura 4.23.

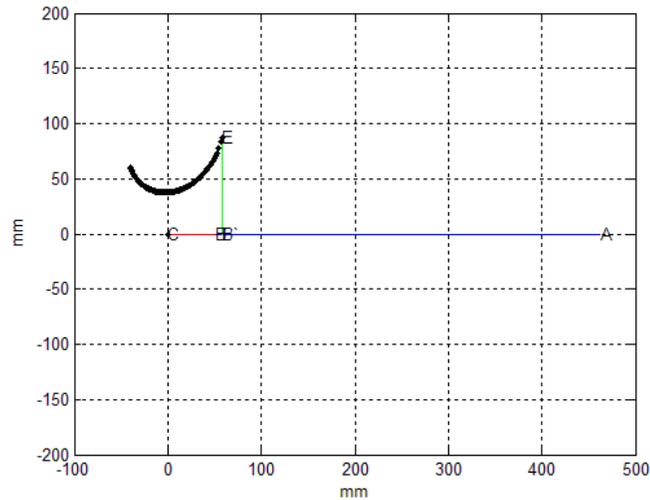


Figura 4.23 Trayectoria generada por el mecanismo

Los datos obtenidos de la simulación representan un mecanismo que está en el plano sin ninguna inclinación, por tanto, para obtener los datos reales se debe inclinar el mecanismo 0.3490 Radianes o 20° [Aguilar, 2014]. Esta inclinación se realiza aplicando de la matriz de rotación en el eje z para inclinar la trayectoria. A continuación, se ilustra la matriz de rotación en z .

$$\lambda = 0.3490 \text{ Radianes}$$

$$Mr = [\cos(\lambda) \quad -\sin(\lambda) \quad 0; \sin(\lambda) \quad \cos(\lambda) \quad 0; 0 \quad 0 \quad 1] \quad [10]$$

Aplicando la anterior matriz de rotación a los datos obtenidos en la simulación, se calcula las trayectorias que se muestra en la Figura 4.24, donde se observa la trayectoria calculada y la trayectoria aplicándole la rotación en el eje z .

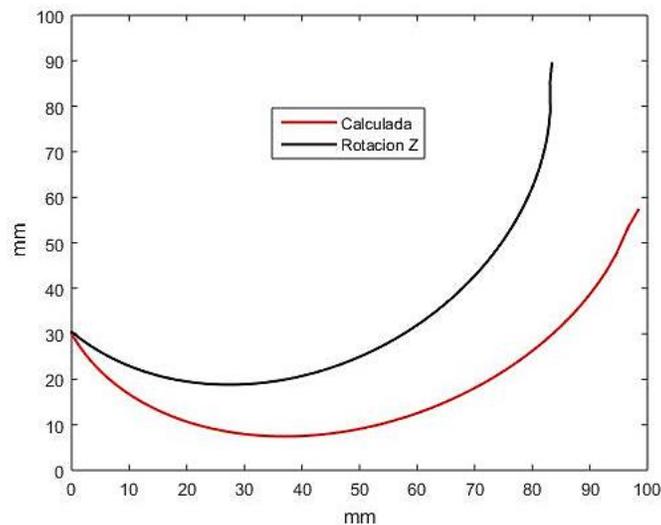


Figura 4.24 Trayectoria calculada y la trayectoria aplicándole la rotación en el eje z

Capítulo 5. Materiales de construcción y componentes de control

El prototipo está compuesto por cuatro mecanismos de cuatro barras tipo manivela - corredera (R-RRT) para la movilización de los dedos largos de la mano. En Tabla 5.1 se muestra la descripción de los materiales para la construcción del mecanismo para el dedo índice.

5.1 Selección de componentes para el mecanismo del dedo índice

Tabla 5.1. componentes para el mecanismo del dedo índice

Materiales		
Partida	Descripción	Cantidad
1	Solera acero inoxidable x 1/8" (750mm)	750 mm
2	Solera acero inoxidable x 3/16"(150mm)	150mm
3	Perno Ø 5mm X 12mm	1
4	Rodamiento Ø 3mmX10mm, h3.	2
5	Rodamiento Ø 8mmX16mm, h4.	1
6	Tornillos m3 X10 allen inoxidable	6
7	Tornillos m2,5 X12 allen inoxidable	2
8	Tornillos m3 X26 allen inoxidable	4
9	Interruptor de final de carrera (miniatura)	2
10	Plug db15, para soldar, sin cubierta, macho	1
11	Cubierta de plástico para conector db15	1
12	Solera aluminio 10mmX h100mmX 500mm	1
13	Perno Ø 5mm X 24mm	1
14	Seguro m2,5 truack	4
15	Seguro m4 truack	2
16	Rodamiento Ø 5mm X 11mm X 6h	2
17	Tornillos m3 X10 cabeza ancha inoxidable	1
18	Tuerca m3 inoxidable	1
19	Perno Ø 6mm X 10mm bronce	2
20	Tornillos m3 X80 inoxidable	1
21	Tornillo trapecoidal Acme 8mm Tr8x8 4 entradas	1
22	Bloque tuerca Acme 8mm Tr8x8	1
23	Collar varilla tornillo Acme 8mm 1/4" 13mm	1
24	Acoplamiento flexible 5mm x 8mm (NEMA17)	1
25	Guía lineal 5mm X 250mm	1
26	Tornillos m5 X25 allen inoxidable	1
27	tuerca m5 inoxidable	1
28	Motoreductor 25mm 6v encoder	1

Para la etapa de control se hace uso de actuadores, sensores, tarjetas de desarrollo *open-source* y una plataforma de entorno de desarrollo para diseñar sistemas. Estos componentes se describen a continuación.

5.2 Circuitos de control

5.2.1 Motor Pololu de corriente directa con codificador y reductor de velocidad

El motor está compuesto por un codificador de cuadratura integrada 48 **CPR** (cuentas por revolución) y una tensión de 6 V, El eje de salida tiene un engranaje de piñón 25D mm motorreductores, ver Figura 5.1. El motor tiene un diámetro de 24,2 mm (0,95 in) y una longitud de aproximadamente 43 mm (1,7 pulgadas) desde la parte superior del motor a la parte inferior del codificador. La parte superior del motor tiene dos orificios de montaje roscados para tornillos M3. Estos agujeros de montaje son de 17 mm entre sí y forman una línea con el eje del motor en el centro. Los agujeros de montaje tienen una profundidad de aproximadamente 6,5 mm.



Figura 5.1 Motor Pololu de corriente directa con codificador y reductor de velocidad

Para la etapa de control se hace uso de dos tarjetas *RoboClaw*, las cuales tiene la capacidad de controlar cuatro motores, hacer la lectura de los cuatro *encoder* e implementar algoritmos de control tipo **PD**, **PI** y **PID**.

5.2.2 Controlador del motor RoboClaw 2x7A

El controlador del motor *RoboClaw 2x7A* controla dos motores de corriente continua con 7,5 amperios y hasta 15 amperios de pico, ver Figura 5.2. Con su interfaz de modo *multi* puede ser controlado desde un dispositivo **USB**, radio **RC**, dispositivos serie, analógica y microcontroladores o como un **Arduino** o **RaspberryPi**. Contiene codificadores de cuadratura doble con hasta 19,6 millones de pulsos por segundo son compatibles. Además, una amplia gama de entradas de sensor, incluyendo potenciómetros y codificadores absolutos son compatibles. Funcionalidad de lazo cerrado de *RoboClaw* crea un control absoluto de la velocidad, la velocidad y dirección independientemente de los cambios de carga.

Las tarjetas de control cuentan con *hardware* específico, el cual permite visualizar el estado de las tarjetas, botones de configuración, puertos de entradas y de salidas. En la Figura 5.3 se ilustra la descripción del *hardware*.

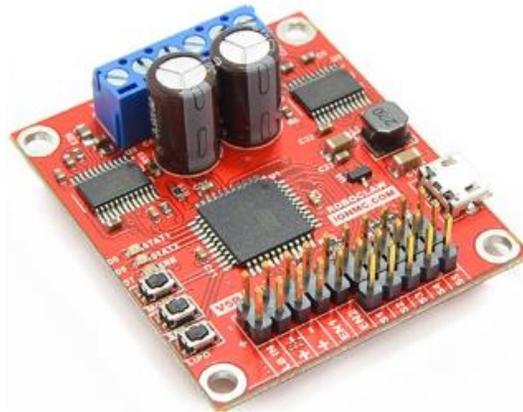


Figura 5.2 Controlador del motor RoboClaw 2x7A

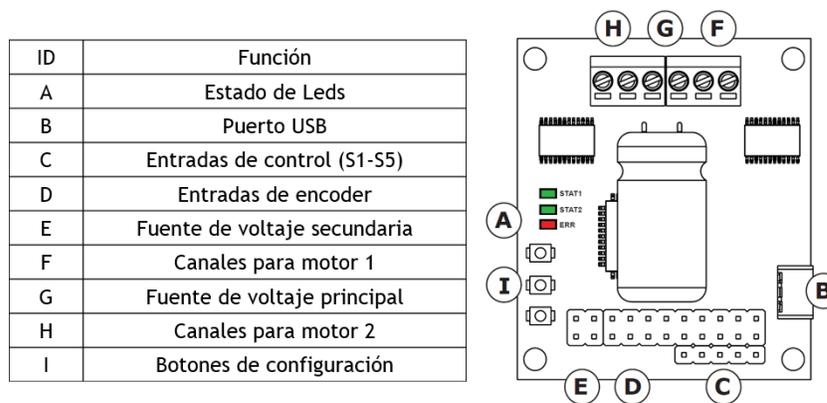


Figura 5.3 Descripción del hardware

La tarjeta *RoboClaw* tiene la capacidad de configurarse en 14 modos, ver Figura 5.4. Cada uno de estos modos tiene la ventaja de conectarse alámbrica e inalámbricamente, analógicamente y en paquetes seriales.

Modes

Mode	Description
1	RC mode
2	RC mode with mixing
3	Analog mode
4	Analog mode with mixing
5	Standard Serial
6	Standard Serial with slave pin
7	Packet Serial Mode - Address 0x80
8	Packet Serial Mode - Address 0x81
9	Packet Serial Mode - Address 0x82
10	Packet Serial Mode - Address 0x83
11	Packet Serial Mode - Address 0x84
12	Packet Serial Mode - Address 0x85
13	Packet Serial Mode - Address 0x86
14	Packet Serial Mode - Address 0x87

Figura 5.4 Modos de configuración tarjeta RoboClaw 2x7A

Para controlar los cuatro motores de forma serial, se configuran las tarjetas en modo paquete serial. A cada una de estas tarjetas se les agrega una dirección específica, ver Figura 5.5. En el modo serial es posible conectar máximo 8 tarjetas. En la Figura 5.6 se muestra el esquema de conexiones para conectar las tarjetas en modo serial con único puerto de salida.

Packet Modes

Mode	Description
7	Packet Serial Mode - Address 0x80 (128)
8	Packet Serial Mode - Address 0x81 (129)
9	Packet Serial Mode - Address 0x82 (130)
10	Packet Serial Mode - Address 0x83 (131)
11	Packet Serial Mode - Address 0x84 (132)
12	Packet Serial Mode - Address 0x85 (133)
13	Packet Serial Mode - Address 0x86 (134)
14	Packet Serial Mode - Address 0x87 (135)

Figura 5.5 Direcciones modo paquete serial

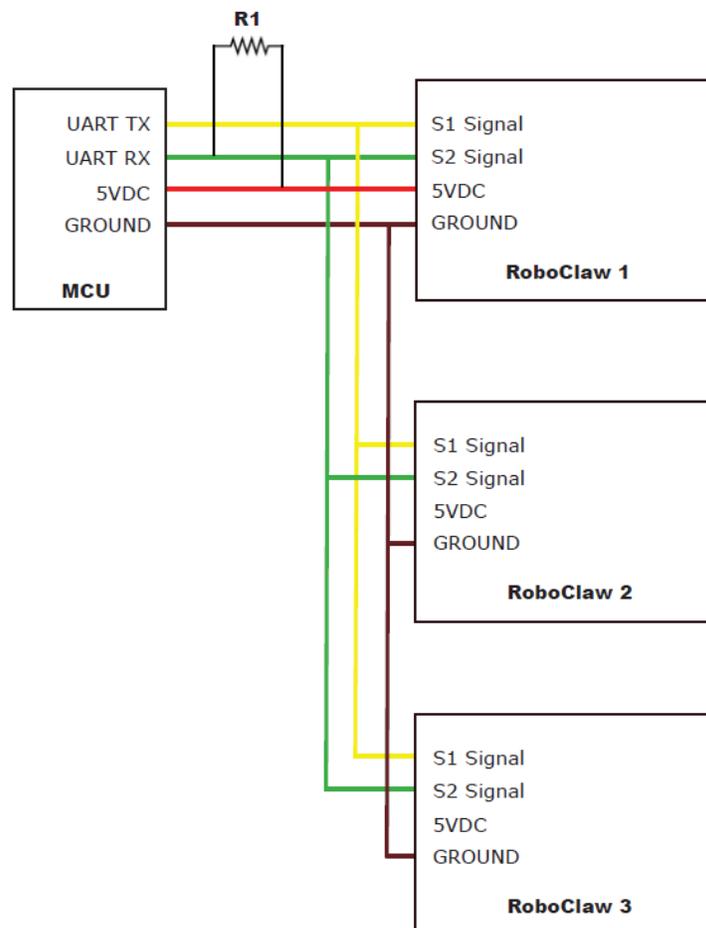


Figura 5.6 Conexiones modo paquete serial

En la Figura 5.6 se observa el esquema de conexiones para el modo paquete serial, para poder enviar las cuatro direcciones en un solo paquete de datos, se hace uso de un **MCU** (*Machine Control Unit* – Unidad de Control de la Máquina) que para este el integrado SparkFun FTDI Basic Breakout - 3.3V, ver Figura 5.7.

5.2.3 SparkFun FTDI Basic Breakout - 3.3V

Es la última revisión del **FTDI Basic**, usa un encabezado **SMD** de 6 pines en la parte inferior, lo que lo hace más pequeño y compacto. Esta es una placa básica para el **FTDI**, **FT232RL**, **USB** a **IC** en serie. El pin **out** de esta placa coincide con el cable **FTDI** para trabajar con Arduino oficial y con placas Arduino 3.3V clonadas. También se puede usar para aplicaciones seriales generales. La principal diferencia con esta placa es que saca el pin **DTR** en lugar del pin **RTS** del cable **FTDI**. El pin **DTR** permite que un objetivo Arduino se reinicie automáticamente cuando se descarga un boceto nuevo. Esta es una característica realmente agradable de tener y permite que un boceto se descargue sin tener que presionar el botón de reinicio. Esta placa reiniciará automáticamente cualquier placa Arduino que tenga el pin de reinicio traído a un conector de 6 pines.



Figura 5.7 SparkFun FTDI Basic Breakout - 3.3V

Los pines etiquetados **BLK** y **GRN** corresponden a los cables coloreados en el cable **FTDI**. El cable negro en el cable **FTDI** es **GND**, el verde es **DTR**. Los pines **BLK** y **GRN** se usan para alinear la placa básica **FTDI** con su objetivo Arduino. Esta placa tiene **LEDs TX** y **RX** que le permiten ver el tráfico en serie en los **LED** para verificar si la placa está funcionando.

5.2.4 Software de control

En la actualidad existen gran variedad de software para el procesamiento de datos en tiempo real, dentro de los más usados se encuentra *Matlab*, *visual c* y *LabVIEW*. Para efectos de compatibilidad de las tarjetas de control con el software se optó por hacer uso de *LabVIEW*, debido a que la compañía *Ion Motion Control* tiene desarrollados los módulos de control y comunicación en este software. Esto agiliza el proceso de comunicación y permite hacer un mejor desarrollo en el área de control. A continuación, se mencionan los aspectos más importantes del software que se implementó para el control del DReAM.

LabVIEW es una plataforma y entorno de desarrollo para diseñar sistemas, *LabVIEW* (acrónimo de *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) es un entorno gráfico de programación. El lenguaje utilizado para programar en él se llama “Lenguaje *G*”, donde la “*G*” simboliza que es un lenguaje de tipo gráfico. Los programas desarrollados en *LabVIEW* se llaman *VI’s* (*Virtual Instruments*), su origen provenía del control de instrumentos, pero hoy en día su uso se ha expandido más allá. *LabVIEW* es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, similar a los sistemas de desarrollo comerciales que utilizan el lenguaje *C* o *BASIC*.

Haciendo uso de los materiales y componentes antes mencionados, se inicia la construcción y validación del mecanismo la cual se describe en el siguiente capítulo.

Capítulo 6. Validación de DReAM

La validación experimental presenta la construcción del sistema robótico antes mencionado para el dedo índice, con el objetivo de validar su funcionamiento. Teniendo en cuenta que, en función de los resultados obtenidos, se realiza la propuesta de diseño, construcción y validación de DReAM. A continuación, se describe el proceso de validación.

6.1 Validación del sistema robótico para el dedo índice

Para la validación del sistema robótico desarrollado por [Aguilar, 2014], se realizó el análisis de trayectoria que genera el efector final, punto C , donde se posiciona el dedo del paciente. En la Figura 6.1 se muestra el dibujo del mecanismo propuesto por [Aguilar, 2014] para el dedo índice.

Como primer paso en la validación experimental se realizó el control del mecanismo para generar las trayectorias de flexión y extensión. Debido a que los actuadores que producen el movimiento de los mecanismos flexoextensores son servomotores de corriente directa, se seleccionó el sistema de control en lazo cerrado y por medio de la interfaz de usuario se programaron los movimientos de flexoextensión, ver Figura 6.2.

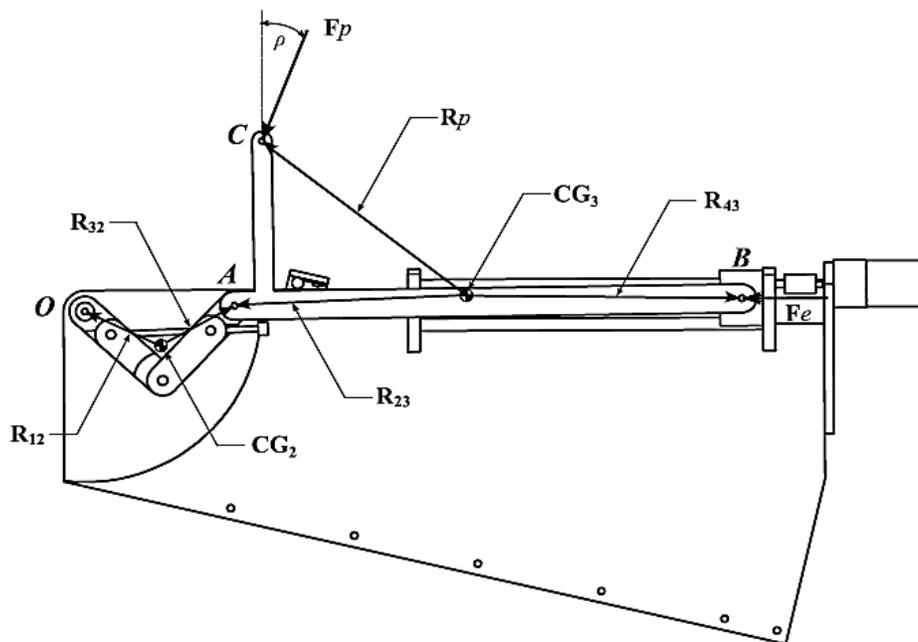


Figura 6.1 Mecanismo de cuatro barras reconfigurable para un dedo. [Aguilar, 2014]

Se instalaron interruptores de fin de carrera en los extremos de la trayectoria de la corredera para limitar su desplazamiento. Posterior se programaron los movimientos controlados de flexoextensión en el mecanismo y se hace uso del método desarrollado en el capítulo 4 para la adquisición de la trayectoria. Por tanto, se realiza la toma de videos correspondientes a las trayectorias de flexoextensión y mediante software se hace la respectiva descomposición de los videos en imágenes, para luego analizar cada una de las imágenes y detectar el efector final, ver Figura 6.3

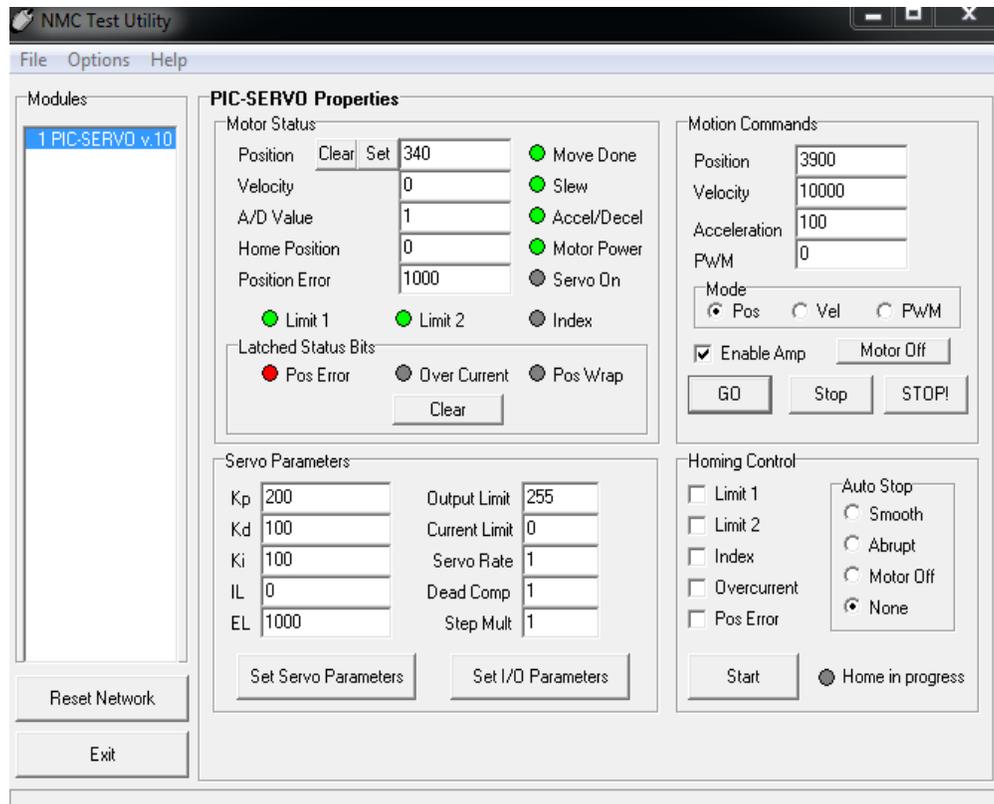


Figura 6.2 Interfaz usuario

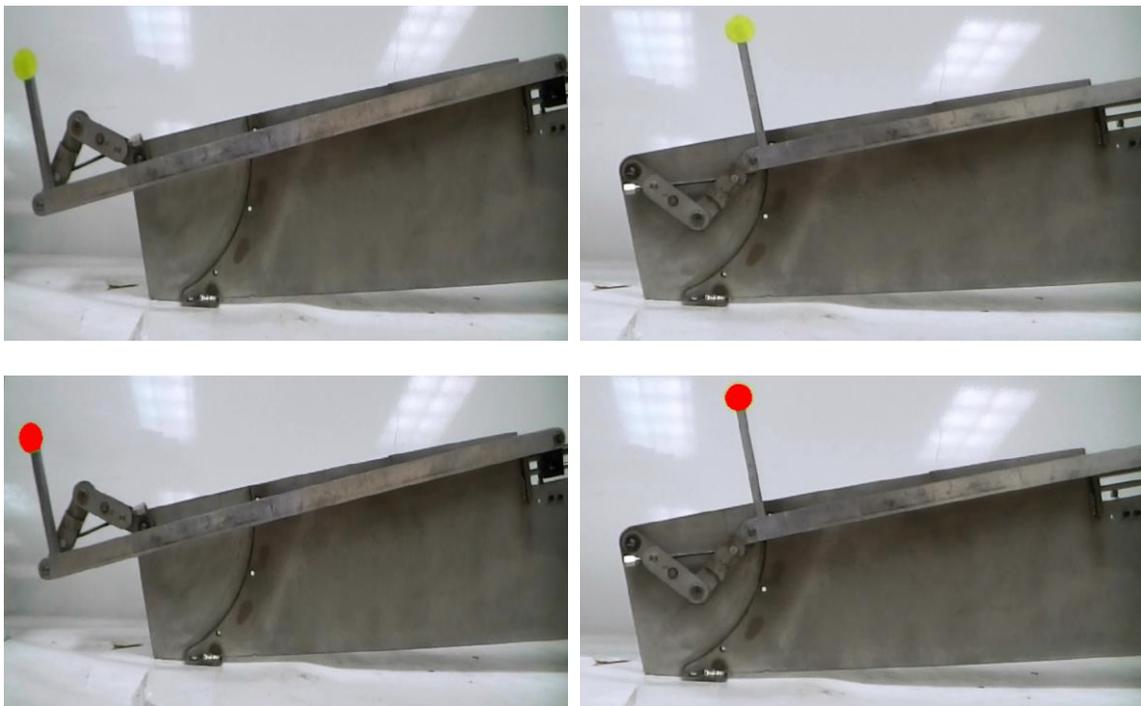


Figura 6.3 Identificación del punto C, (Efactor final)

Con el punto *C* identificado, correspondiente al efector final en cada una de las imágenes. Se realiza la clasificación de este punto respecto de los demás datos de la imagen para obtener la trayectoria generada. En la Figura 6.4 se ilustran las trayectorias de flexoextensión del mecanismo, de color negro se observa la trayectoria de los movimientos de flexión a extensión, y en color rojo la trayectoria de extensión a flexión. Nótese que las trayectorias que genera el mecanismo son coincidentes a lo largo de los movimientos de flexión y extensión. Sin embargo, en su punto inicial de flexión, el mecanismo presenta juego mecánico debido a la estructura de la articulación. Otro de los problemas encontrados en el proceso de validación, fue que el eslabón acoplador colisiona con la base del mecanismo.

Además, se analizaron las posiciones en las coordenadas *x-y* del mecanismo respecto al tiempo de ejecución de los movimientos de flexión y extensión. En la Figura 6.5 se observa la posición de la coordenada *x* de color negro, y de color rojo la posición de la coordenada *y*; estas coordenadas se analizaron respecto al tiempo de ejecución del movimiento de flexión-extensión.

En la Figura 6.6 se aprecia la posición de la coordenada *x* de color negro, y de color rojo la posición de la coordenada *y*, estas coordenadas se analizaron respecto al tiempo de ejecución del movimiento de extensión-flexión. Nótese que la posición inicial del movimiento de flexión_extensión en las coordenadas *x-y*, es la posición final del movimiento extensión_flexión, y que la posición final del movimiento flexión_extensión en coordenadas *x-y*, es la posición inicial del movimiento de extensión_flexión, ver anexo **B.1**.

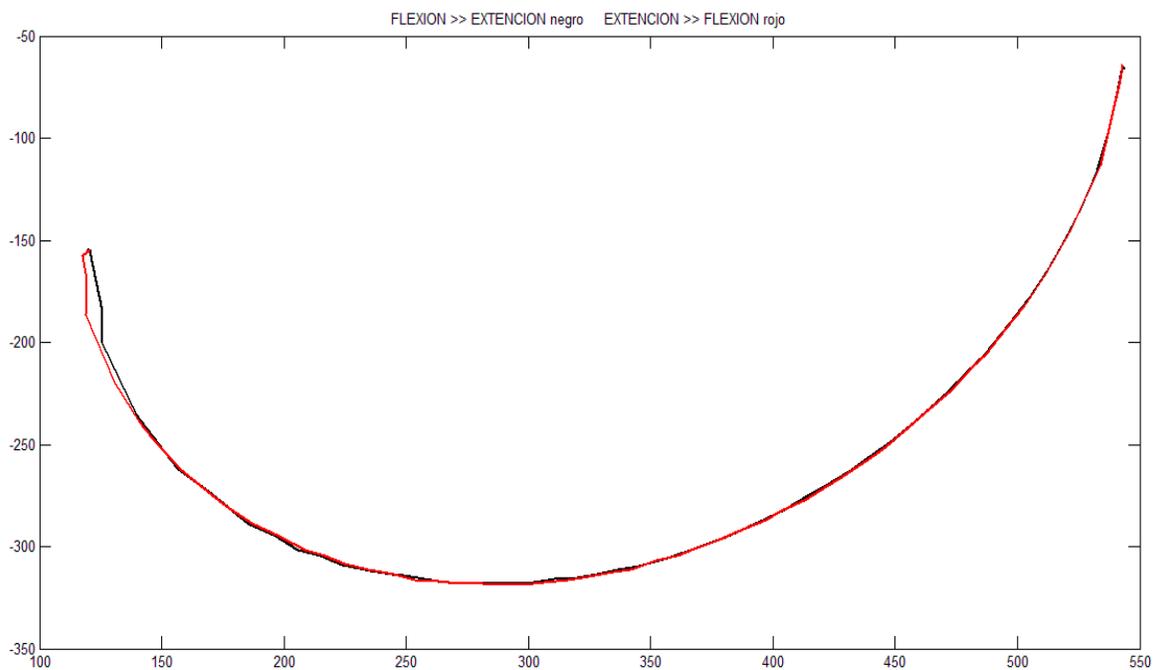


Figura 6.4 Trayectorias del mecanismo: movimientos de flexoextensión

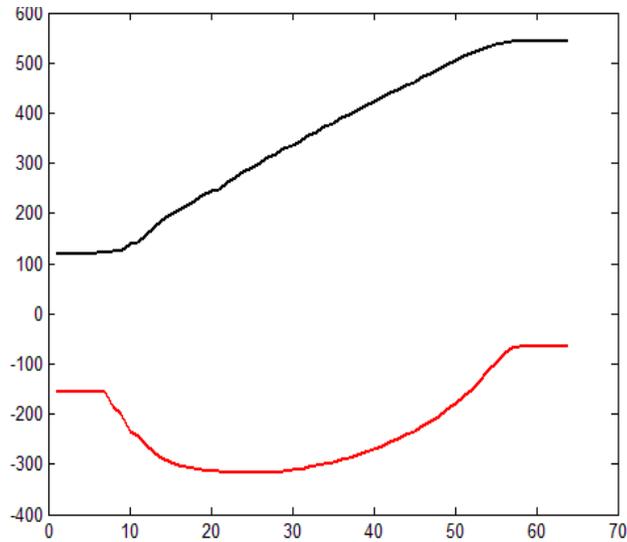


Figura 6.5 Coordenadas x-y para el movimiento de flexión-extensión

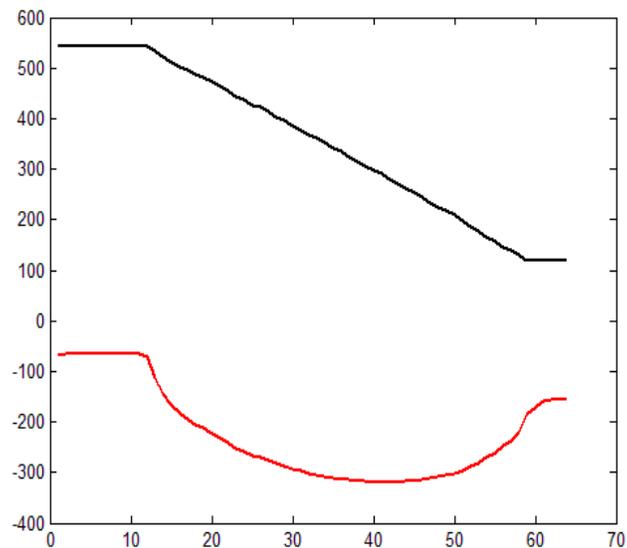


Figura 6.6 Coordenadas x-y para el movimiento de extensión- flexión

6.2 Diseño de DReAM

Analizando los movimientos de flexoextensión del sistema robótico, se encontró que la base fija del mecanismo se obstruye al movimiento de la biela, de modo que se hizo un ajuste a las dimensiones de tal manera que el eslabón acoplador y la biela pudiera desplazarse en su espacio de trabajo calculado sin colisiones, ver anexo **B.3**. En las Figuras 6.7a, 6.7b, 6.7c y 6.7d se observa el diseño propuesto DReAM para solucionar los problemas encontrados en las previas pruebas, [Rodríguez et al., 2018].

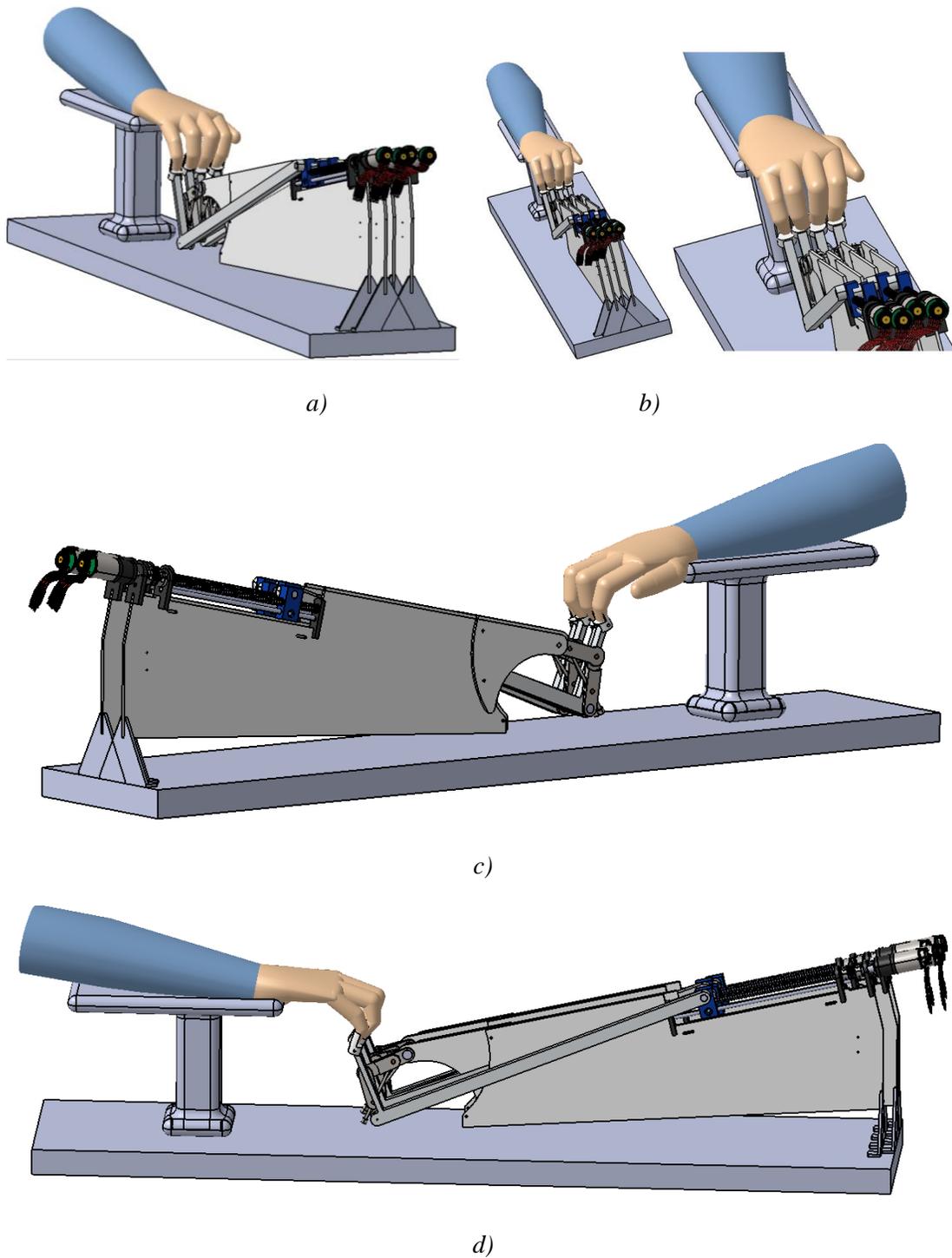


Figura 6.7 CAD propuesto para DReAM

Teniendo en cuenta que los materiales de construcción son en su gran mayoría metales y que su proceso de fabricación requiere de tiempo y dinero, se optó por hacer uso de la impresora 3D para la construcción de prototipado rápido. A continuación, se ilustra en la Figura 6.8 las piezas que se imprimieron.

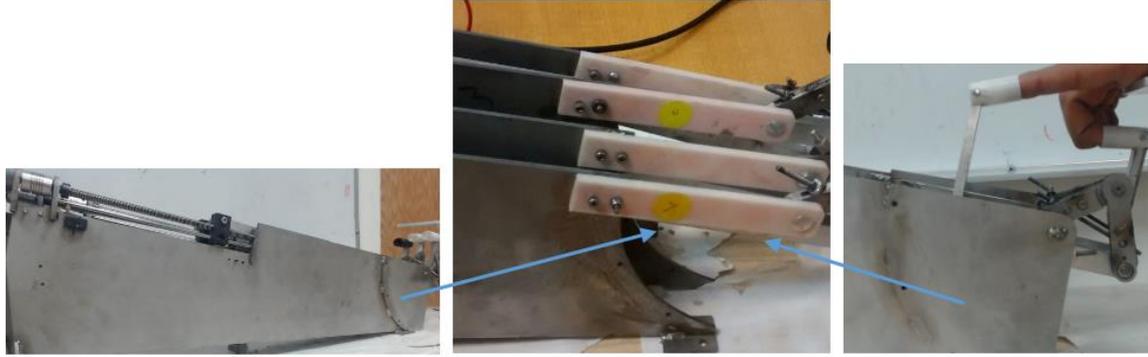


Figura 6.8 Impresión 3D

Además de las piezas antes mencionadas, también se imprimieron los eslabones acopladores con espesores definidos por los requerimientos previos. A continuación, en la Figura 6.9 se ilustran las piezas que se imprimieron.



Figura 6.9 Impresión 3D de los eslabones

También se diseñó y se imprimió la interfaz mecánica que conduce al dedo en los movimientos de flexoextensión. A continuación, en la Figura 6.10 se ilustran las piezas que se imprimieron.



Figura 6.10 Impresión 3D de la interfaz mecánica

Además de las piezas rediseñadas impresas, se modificó la manivela, ya que tenía problemas con mantener su valor definido, ver Figura 6.11. Para este caso se cita la Ley de *Hooke*, la cual

describe los fenómenos elásticos que se presentan en los resortes. Esta ley afirma que la deformación elástica que sufre un cuerpo es proporcional a la fuerza que produce tal deformación, siempre y cuando no se sobrepase el límite de elasticidad. Por tanto, se usó esta fuerza de repulsión generada por el resorte para mantener el valor asignado a la manivela.

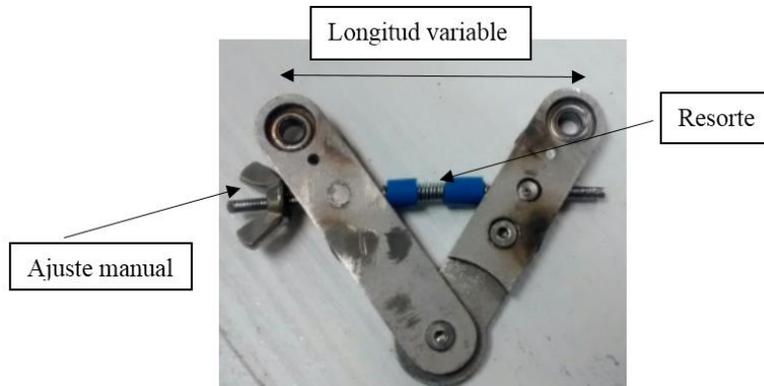


Figura 6.11 Manivela modificada

Además de trabajar en el diseño del mecanismo, se planteó el diseño de la base que soporta los dedos de la mano, esta base tiene la capacidad de desplazarse en dos ejes, ver Figura 6.12. El objetivo de diseñar y construir una base con dos GLD permite ubicar a los dedos de la mano dentro del espacio de trabajo de DReAM. Es decir, permite desplazar diferentes longitudes de dedos de la mano para poder ser conectados con los efectores finales de cada uno de los mecanismos. Por tanto, el desplazamiento que se genera a lo largo del eje **X** permite el acople de diferentes tamaños de los dedos de la mano con el mecanismo y el desplazamiento que se genera a lo largo del eje **Y** permite ubicar los movimientos de los dedos de la mano dentro del espacio de trabajo del mecanismo. El ajuste que tiene la base para posicionar los dedos de la mano y la configuración de las diferentes longitudes de la manivela permite que el dispositivo tenga la capacidad de generar los movimientos de flexoextensión para diferentes longitudes de dedos de la mano.

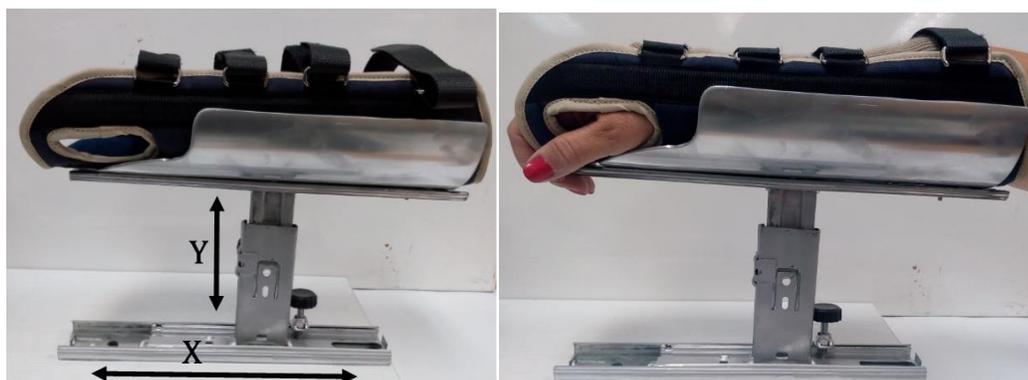


Figura 6.12 Base que soporta los dedos de la mano

Impresas las piezas diseñadas se procede con la construcción de los cuatro mecanismos. A continuación, en la Figura 6.13 se ilustran los cuatro mecanismos construidos.



Figura 6.13 Construcción de los cuatro mecanismos

Realizado el ensamble del mecanismo, se diseña la etapa de control mediante el uso de las tarjetas de control, sensores y los actuadores.

6.3 Control PID

El control implementado en el mecanismo fue realizado por el método de sintonización experimental, se inicia partiendo del análisis del motor sin carga, al cual se le aplica una entrada de amplitud variable. Para encontrar las constante **PID**, se fijan las constante **D – I** y se varia **P** hasta obtener un sobre impulso, luego se varia la constante **D** para eliminar el valor del sobre impulso y para el caso de la constante **I** se varia para eliminar el error de seguimiento. Los datos obtenidos por el método aplicado se muestran a continuación en la Figura 6.14.

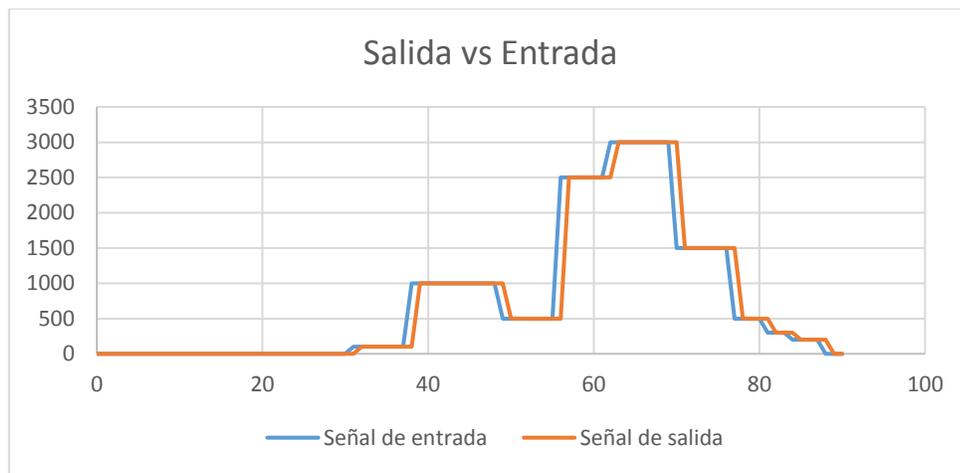


Figura 6.14 Salida vs Entrada

Además del análisis de entrada vs salida, se calcula el error de seguimiento de trayectoria el cual se ilustra en la Figura 6.15.

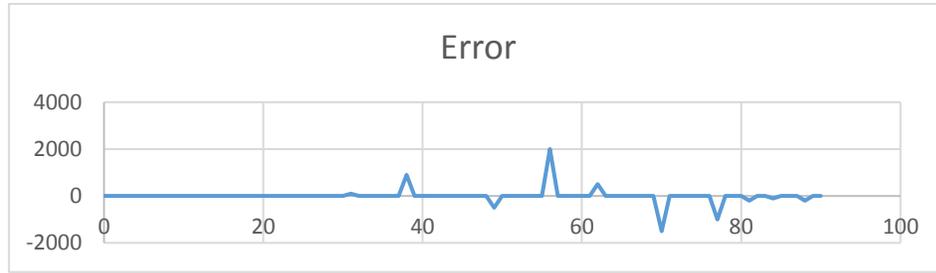


Figura 6.15 Señal de error de seguimiento de trayectoria

El siguiente análisis se realiza con el mecanismo, es decir con carga. Por tanto, se realiza el mismo método anterior y se obtienen las constantes **PID**. Para simular la entrada al sistema y poder modificar las constantes, se hace uso del software que ofrece *ion Motion*, el cual permite controlar el motor y obtener el monitoreo de la señal de entrada y salida. A continuación, en las Figuras 6.16-6.19 se muestran los análisis de las constantes **PID** para el motor 1,2,3 y 4.

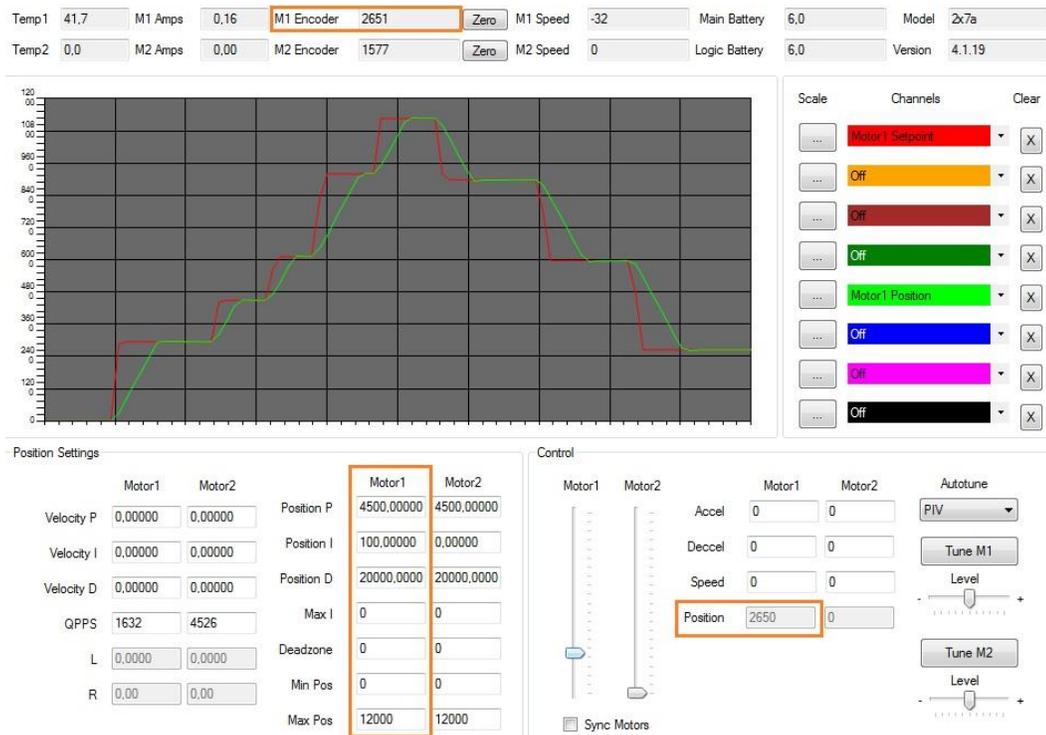


Figura 6.16 Constantes PID para el motor 1

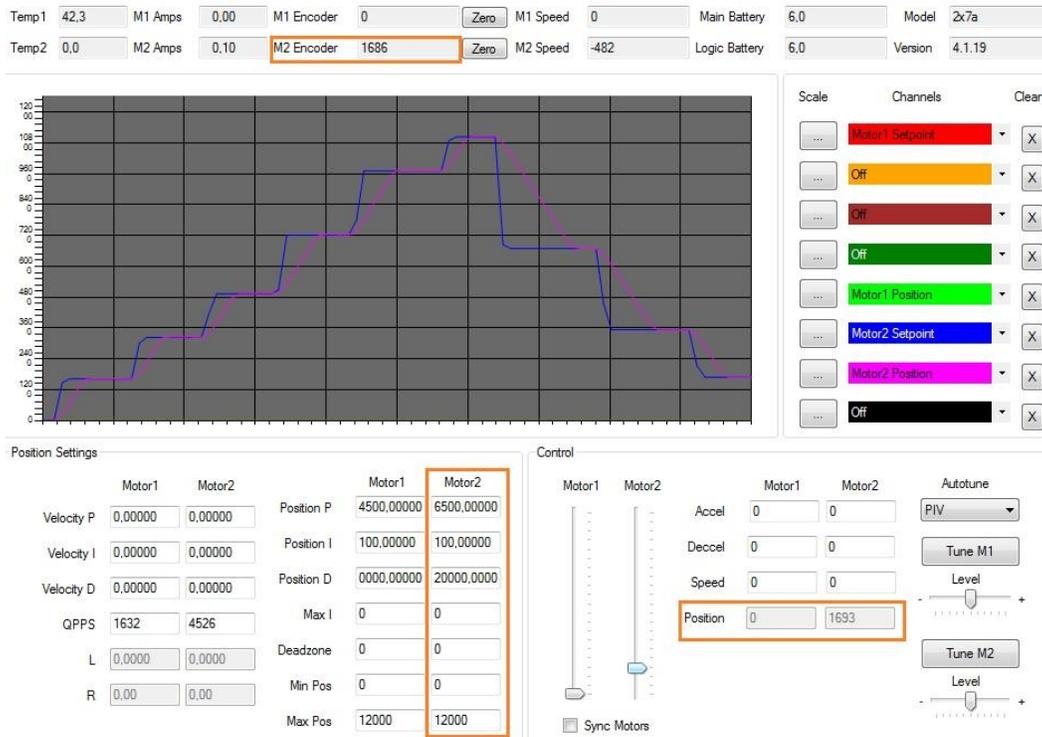


Figura 6.17 Constantes PID para el motor 2

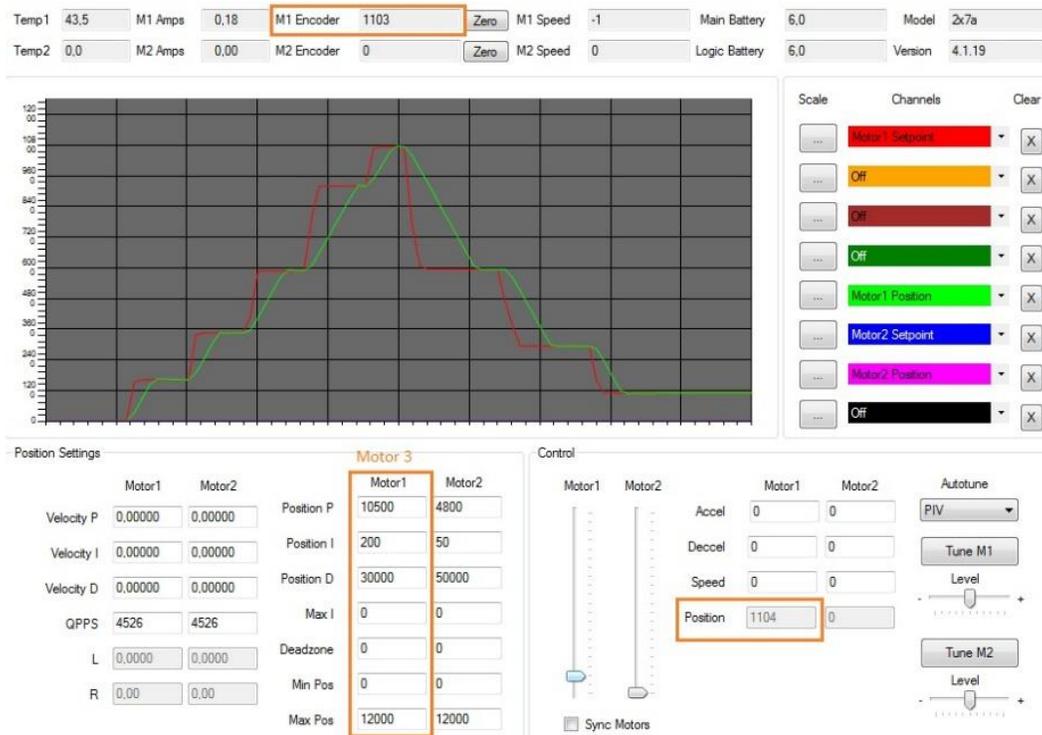


Figura 6.18 Constantes PID para el motor 3

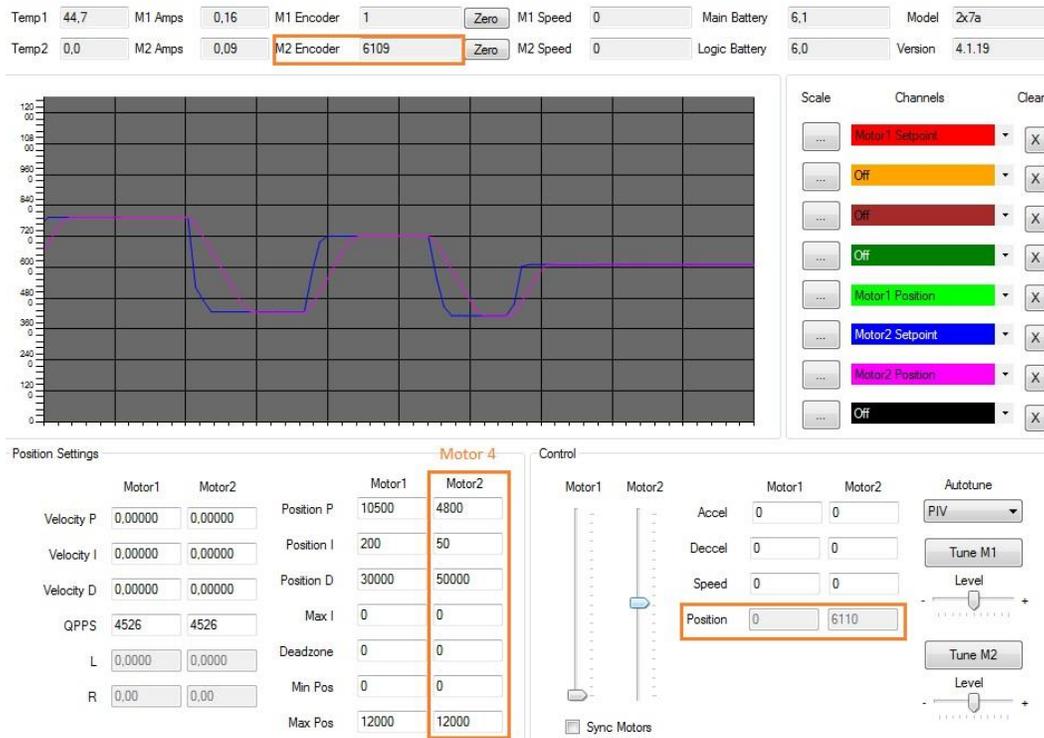


Figura 6.19 Constantes PID para el motor 4

Con base en las constantes obtenidas y programas en cada una de las tarjetas, se realiza la prueba con una entrada variable y se obtiene la señal de salida del mecanismo. A continuación, en la Figuras 6.20-6.23 se muestran los resultados obtenidos.

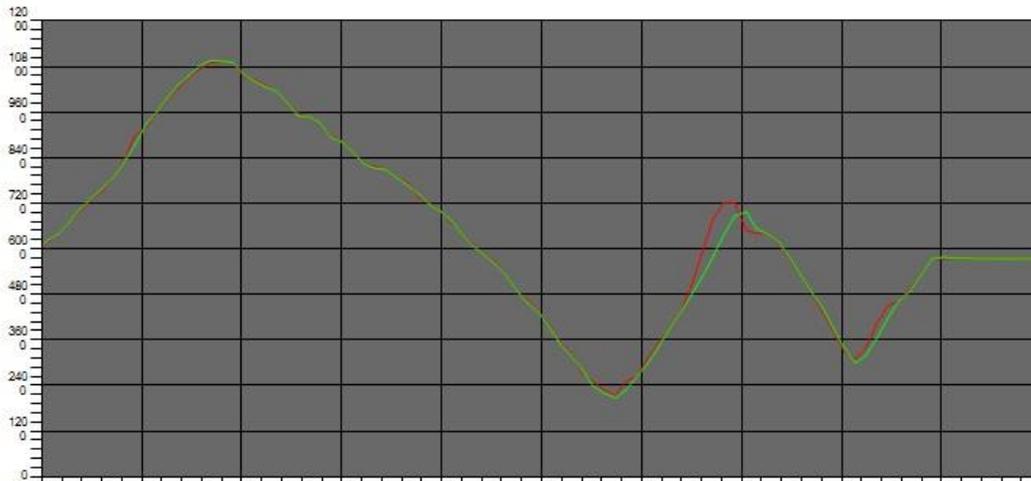


Figura 6.20 Entrada vs Salida para el motor 1

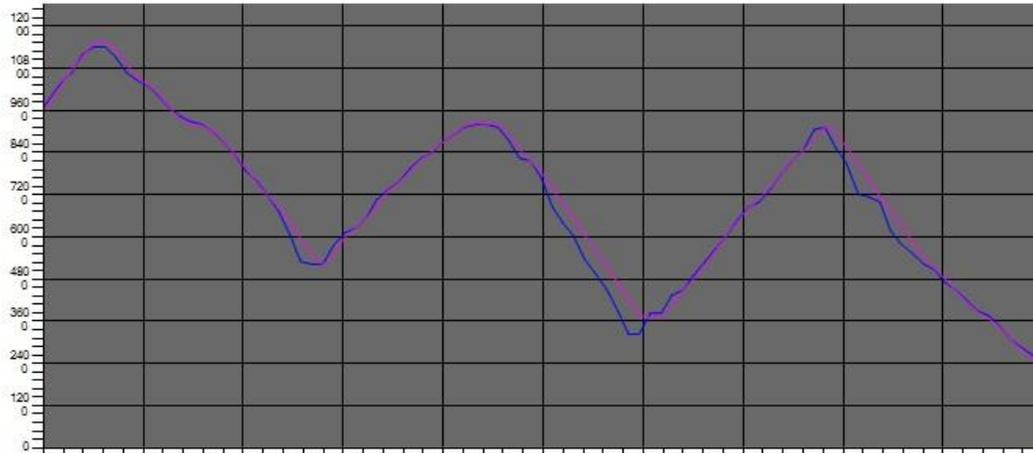


Figura 6.21 Entrada vs Salida para el motor 2

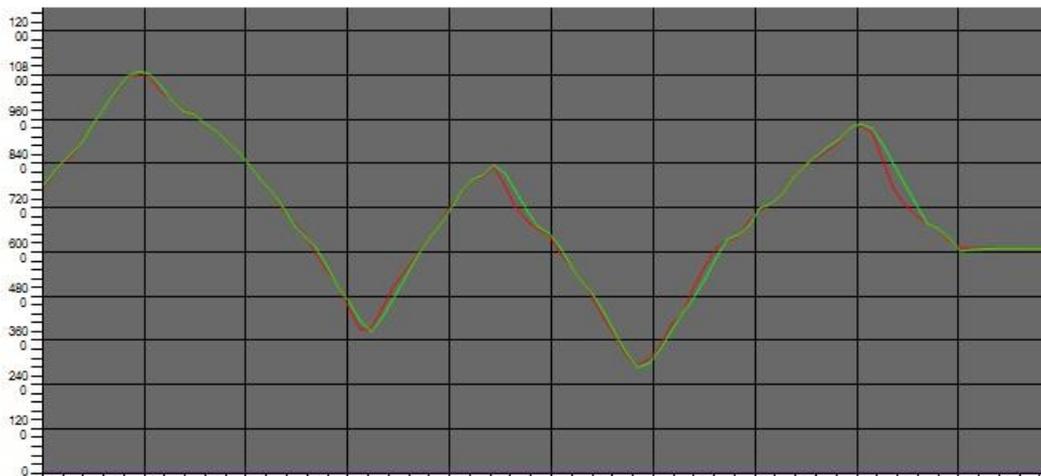


Figura 6.22 Entrada vs Salida para el motor 3

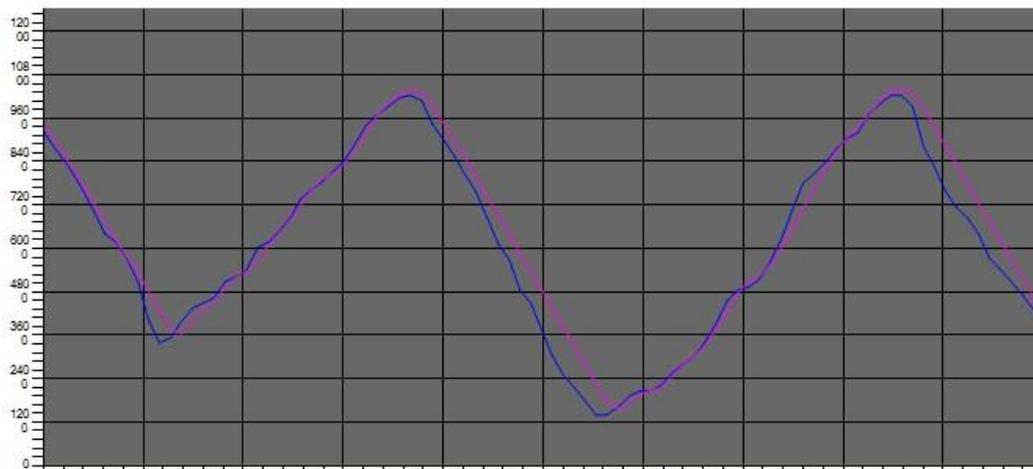


Figura 6.23 Entrada vs Salida para el motor 4

En las Figuras 6.20-6.23 se observa el comportamiento del mecanismo a una entrada variable, esto indica que el mecanismo puede seguir de forma segura y controlada las diferentes trayectorias que se le indique siempre y cuando este dentro de su espacio de trabajo. A continuación, se diseñan las dos interfaces que controlan el envío de datos y la ejecución del control **PID** calculado.

6.4 Control e interfaz

Las interfaces de control fueron diseñadas en *LabVIEW*, cada una tiene características específicas de diseño. La primer interfaz, ver Figura 6.24, es desarrollada con el objetivo de validar el control y movimiento mecánico de cada uno de los cuatro mecanismos de forma independiente, el código que se desarrolló para el control de esta interfaz se muestra en el Anexo **D**. A continuación, se presentan las características de la interfaz:

1. Capacidad de controlar cada motor individualmente en posición y velocidad
2. Visualizar las cuentas que el *encoder* va generando en tiempo real
3. Indicador medidor de corriente para cada motor
4. 4 botones de paro de emergencia que controla cada motor
5. Paro de emergencia general para detener todos los mecanismos
6. Botón para inicializar el *encoder* en 0
7. Grafica de la respuesta de cada uno de los motores a diferentes entradas
8. *Switch* de arranque individual para cada motor
9. Capacidad de programar n número de ciclos que se quieran ejecutar

En la Figura 6.24 se observa la interfaz desarrollada con el objetivo de controlar los motores de forma independiente con señales de entrada diferentes. Sin embargo, se desarrolla una segunda interfaz de control que genera movimientos coordinados con las siguientes características: controlar los motores con una única señal de entrada, movimiento síncrono, trayectorias diferentes, tres tipos de velocidad programas (baja, media y alta), un único botón de arranque y parada de emergencia total del sistema. El código que se desarrolló para el control de esta interfaz se muestra en el Anexo **E**, el objetivo principal de esta interfaz desarrollada es el tipo de control implementado. Es decir, se pueden programar diferentes longitudes de trayectorias en función de las longitudes de los dedos de la mano. El control implementado tiene la capacidad de iniciar los cuatro motores al mismo tiempo y teniendo en cuenta que a menor longitud de trayectoria, menor es el tiempo que tarda el mecanismo en llegar a su punto final. Por tanto, el control tiene la condición de monitorear y hacer que los mecanismos que han llegado antes a su posición final (Flexión - extensión), tengan la capacidad de esperar a los demás, es decir, que todos los mecanismos lleguen al punto final, luego el control invierte el sentido de giro de los motores para regresar a la posición inicial (Extensión - Flexión). Esta característica del control permite poder generar los movimientos de Flexoextensión de forma síncrona independiente de la longitud de los dedos de la mano. A continuación, en la Figura 6.25 se presenta la segunda interfaz desarrollada.

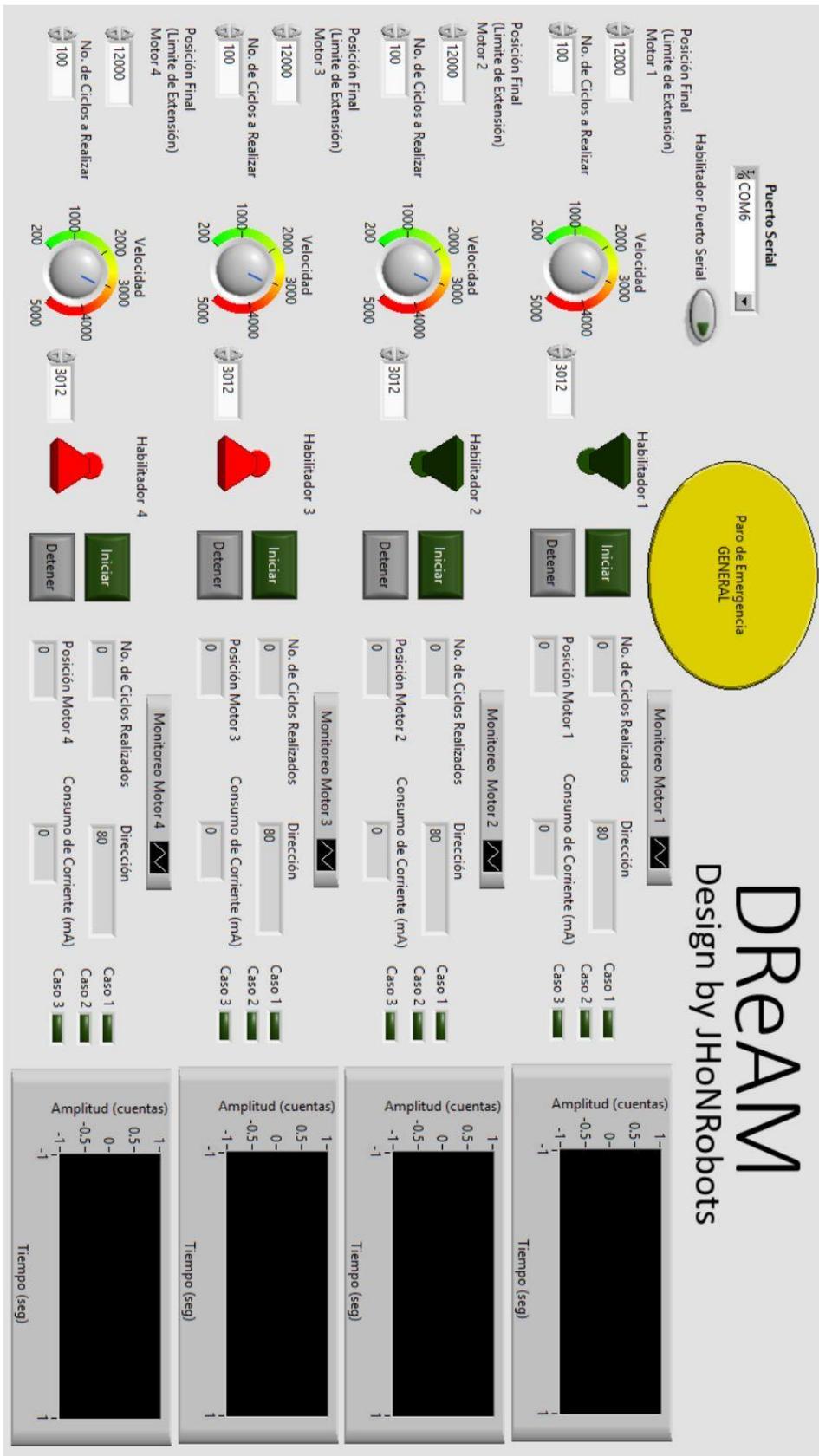


Figura 6.24 Interfaz

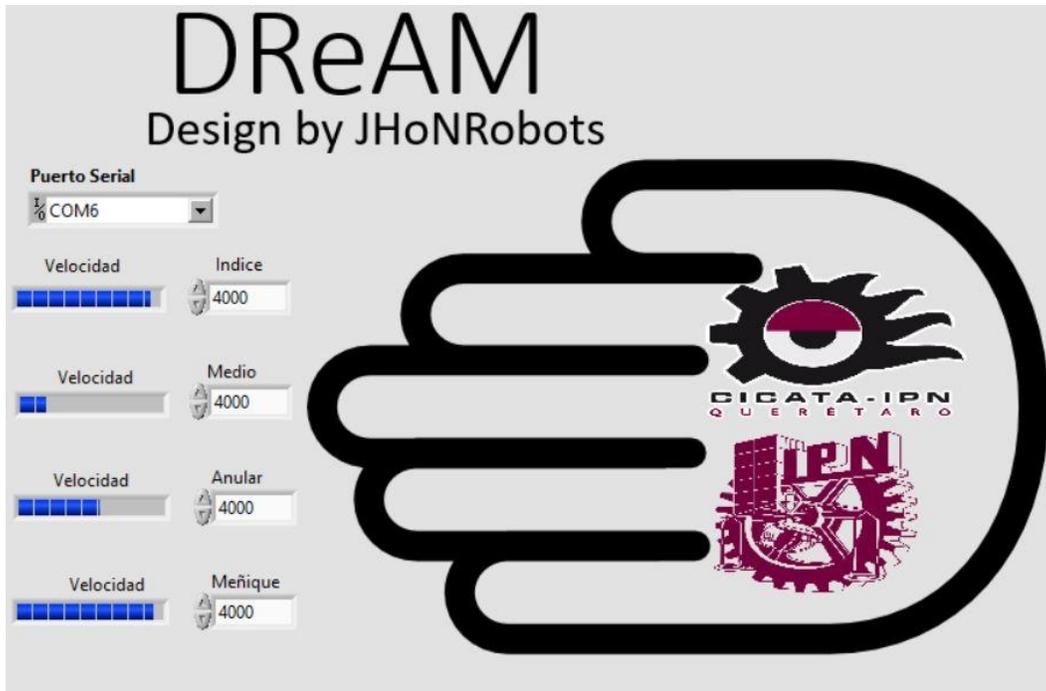


Figura 6.25 Interfaz

El programa general que ejecutan las dos interfaces previas presentadas se ilustra en la Figura 6.26, donde se observa en primera instancia la generación de trayectoria, lectura del puerto serial y lectura de cada uno de los *encoders* de cada motor para conocer la posición inicial. Con esta información los bloques del control **PID** actúan para encontrar la posición que se está adquiriendo del generador de trayectorias. Por otro lado, se están generando las gráficas de posición y cálculo del error de seguimiento entre la trayectoria generada y la ejecutada por el sistema.

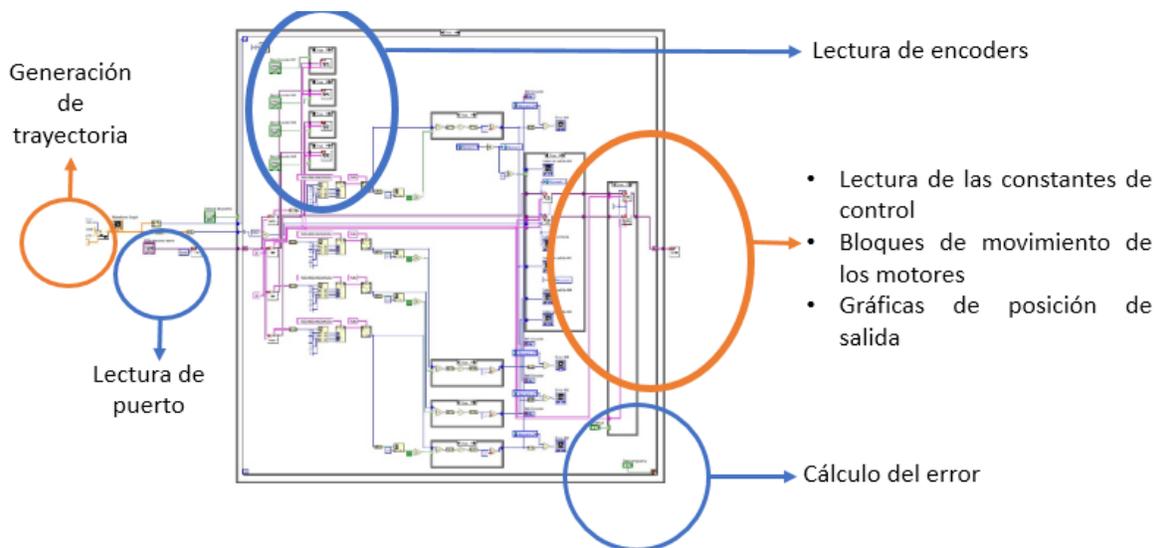


Figura 6.26 Programa general para las Interfaces

Además del programa general desarrollado, se presenta el esquema de conexiones que está compuesto por las dos tarjetas *Roboclaw*, cada una de las tarjetas tiene la capacidad de controlar dos

motores y hacer la adquisición de datos generados por los dos *encoders* en tiempo real. Para poder enviar los datos del controlador a la interfaz por un solo canal, se configuraron las tarjetas en el modo paquete serial y a cada una de las tarjetas se le asignó una dirección específica. Además, se hizo la unión entre las salidas **S1** y las salidas **S2** correspondientes a los puertos de comunicación de cada una de las tarjetas, estos canales de comunicación van conectados a un convertidor de interface **FTDI232**, el cual envía los datos a la computadora por protocolo **UART** y hardware **USB**. A continuación, en la Figura 6.27 se ilustra el esquema de conexiones.

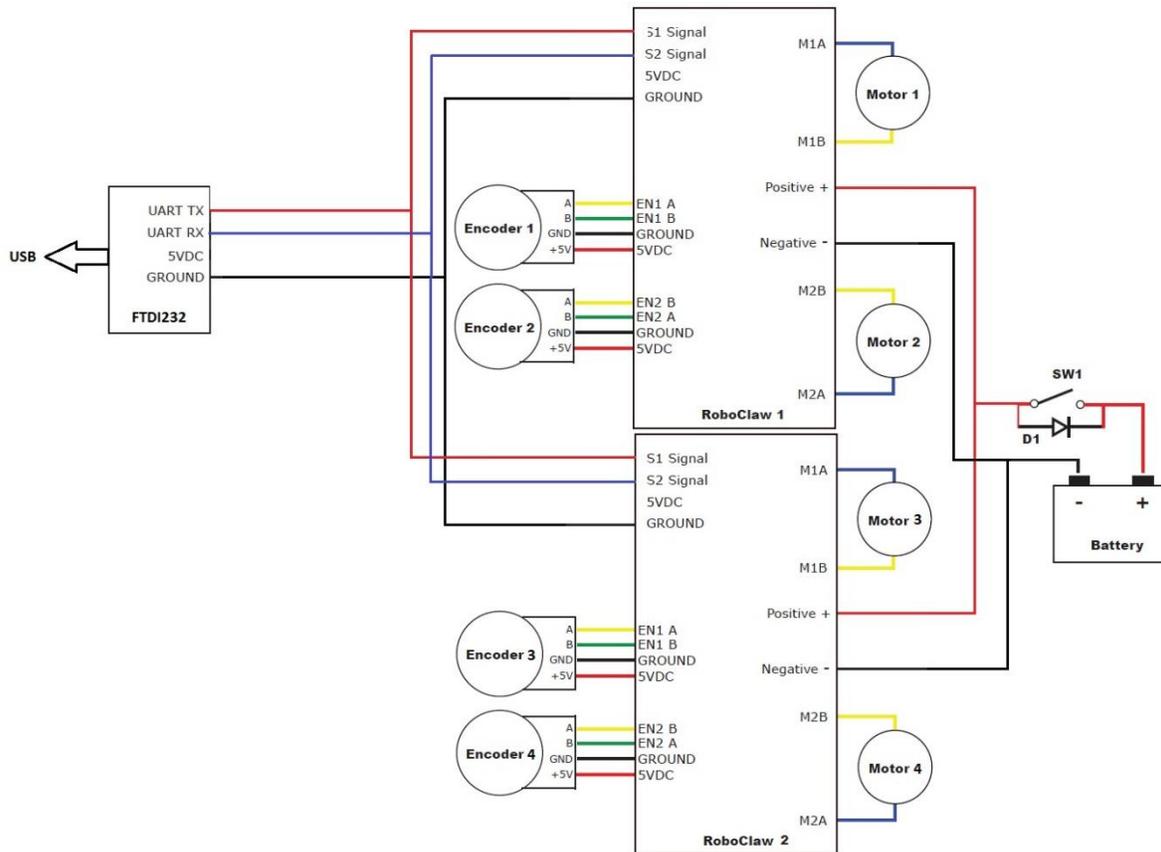


Figura 6.27 Esquema de conexiones

Teniendo en cuenta el anterior esquema de conexiones, se procede con el montaje de la máquina controladora. El circuito se caracteriza por tener una entrada de alimentación alterna 110V, una batería de 9V, un regulador de voltaje configurado para 6V, cuatro salidas correspondientes a los motores con canal para el envío de datos de los encoders, sistema de enfriamiento por medio de ventiladores estratégicamente configurados, un convertidor de interface **FTDI232** y una salida **USB** para conectarse a la computadora. En la Figura 6.28 se muestra el montaje del circuito.

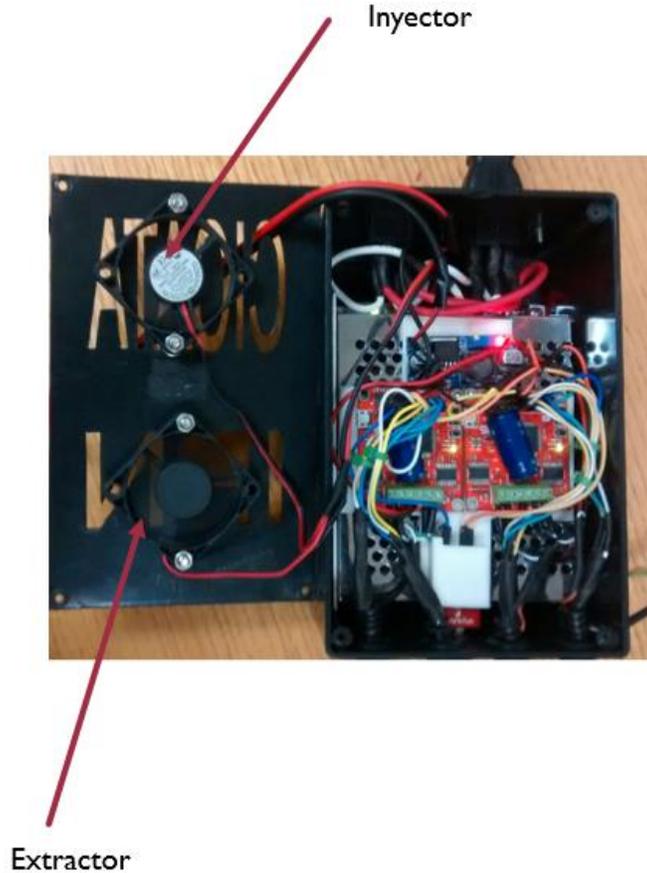
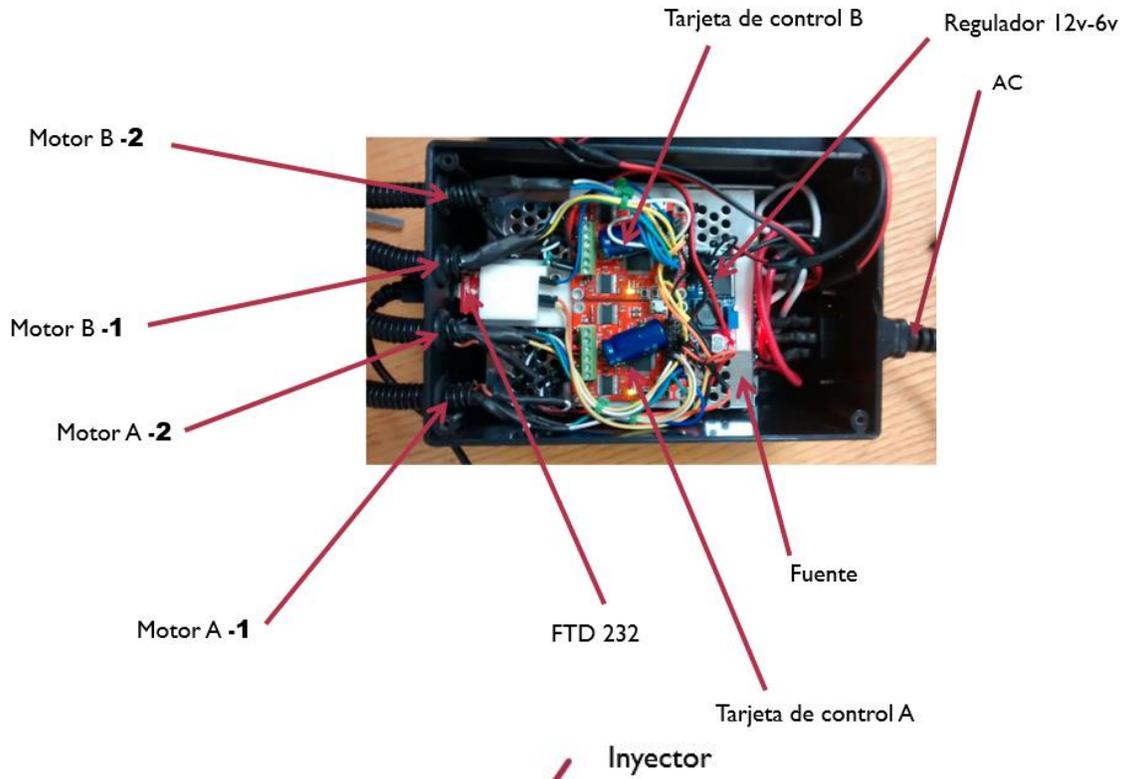


Figura 6.28 Montaje del circuito

Se implementó un sistema para conectar de manera sencilla y segura la etapa de control con cada uno de los mecanismos, ver Figura 6.29. Por tanto, se hizo uso del conector **DB15**, el cual contiene la información de los *encoders*, alimentación para los motores, alimentación para los *encoders* y las señales de control de los finales de carrera. En la Tabla 6.1 se ilustra los detalles de conexión.

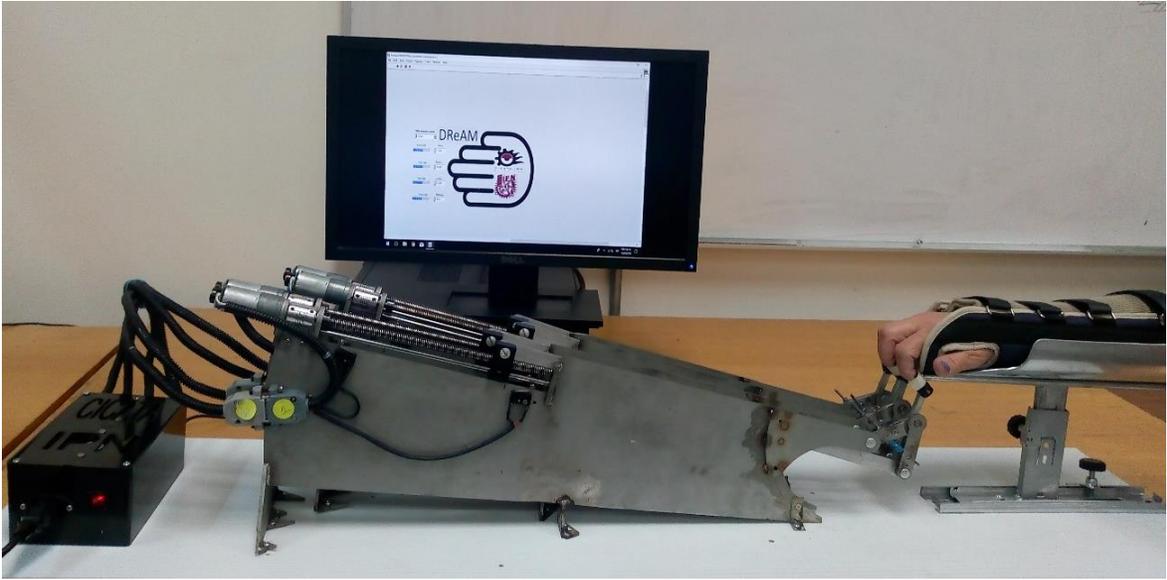


Figura 6.29 Conectores DB15

Tabla 6.1: Detalle de conexión

1	+ motor (Rojo)	9	- Motor (Negro)
2		10	
3		11	Final carrera S1
4	Final carrera S1	12	
5	Encoders A (Amarillo)	13	GND encoders (Verde)
6	Encoders B (Blanco)	14	+ Encoders (Azul)
7	Final carrera S2	15	Final carrera S2
8			

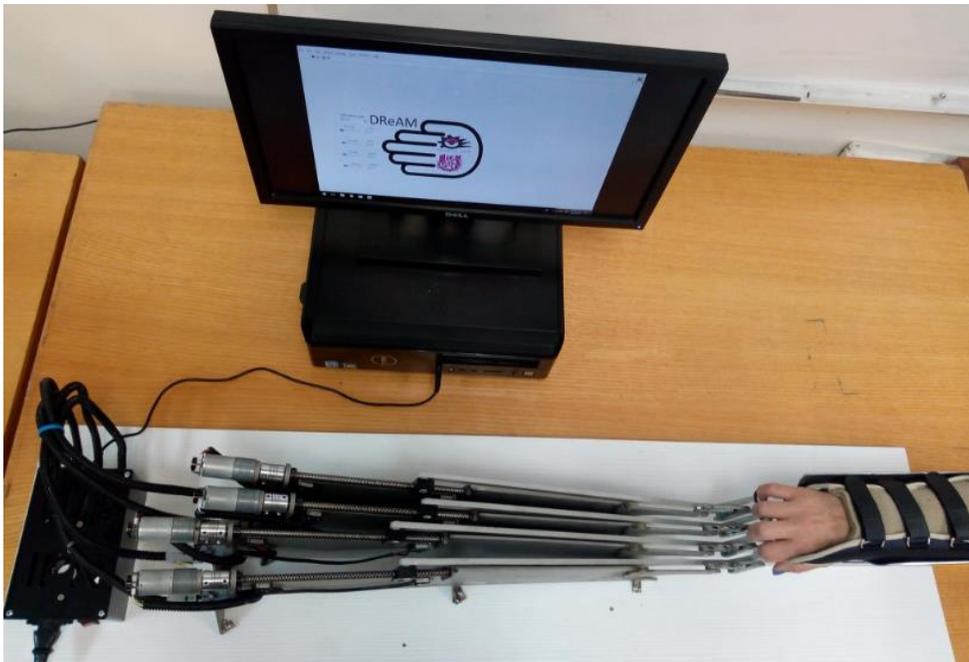
Realizado el control y la interfaz se reemplazaron de las piezas de plástico por las de aluminio. Es decir, se realizó el montaje completo de DReAM. A continuación, en la Figuras 6.30a, 6.30b, 6.30c y 6.30d se muestran las imágenes del prototipo DReAM con su etapa de control e interfaz.



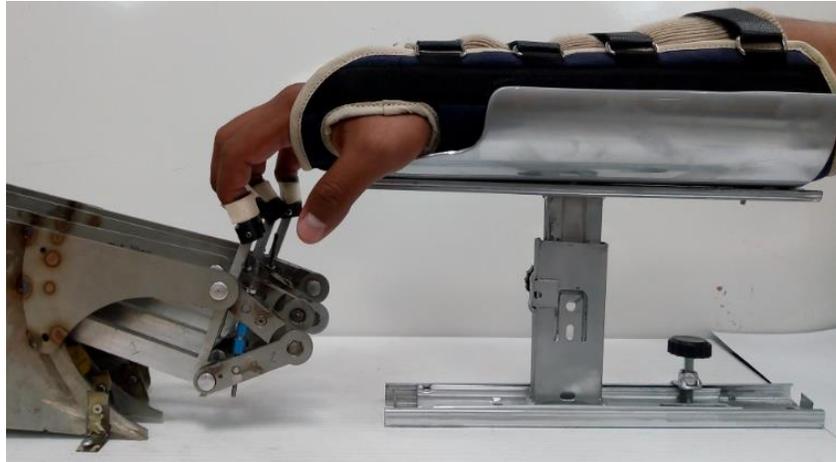
a)



b)



c)



d)

Figura 6.30 DReAM con su etapa de control e interfaz

6.5 Validación de trayectorias y espacio de trabajo

La validación del prototipo propuesto DReAM se realizó mediante la identificación de trayectorias usando el método desarrollado en el capítulo 4, [Rodríguez et al., 2017]. Por tanto, la primera prueba consistió en programar los ejercicios de flexoextensión, se hizo la captura del video y se obtuvieron las imágenes para su análisis. En la Figura 6.31 se observa el desplazamiento que realizó el efector final, con el objetivo de reproducir el movimiento de Flexoextensión.

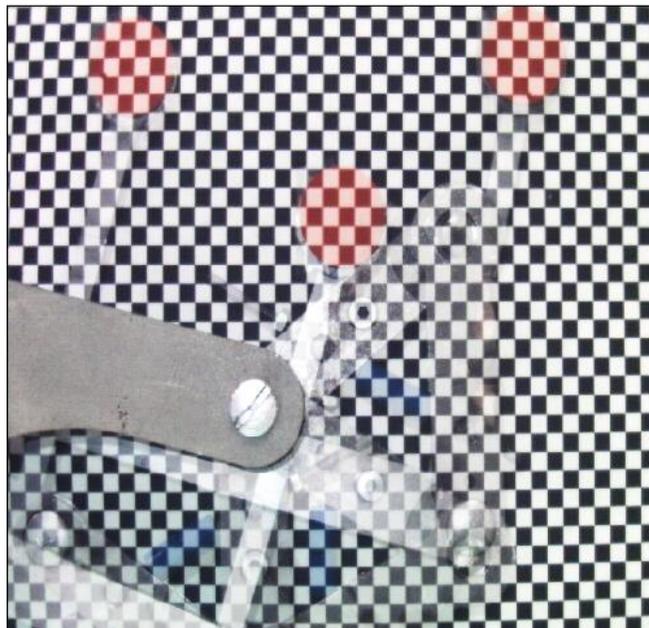


Figura 6.31 Generación de trayectoria del efector final

Teniendo en cuenta que el mecanismo tiene la capacidad de adaptarse al tamaño de los dedos de la mano mediante el ajuste de uno de sus eslabones (manivela), implica que tiene un espacio de trabajo máximo y mínimo. Por tanto, para realizar la validación de DReAM, se grafica el rango de

trabajo del mecanismo junto con la trayectoria que genera el dedo índice de forma natural, el resultado se muestra en la Figura 6.32.

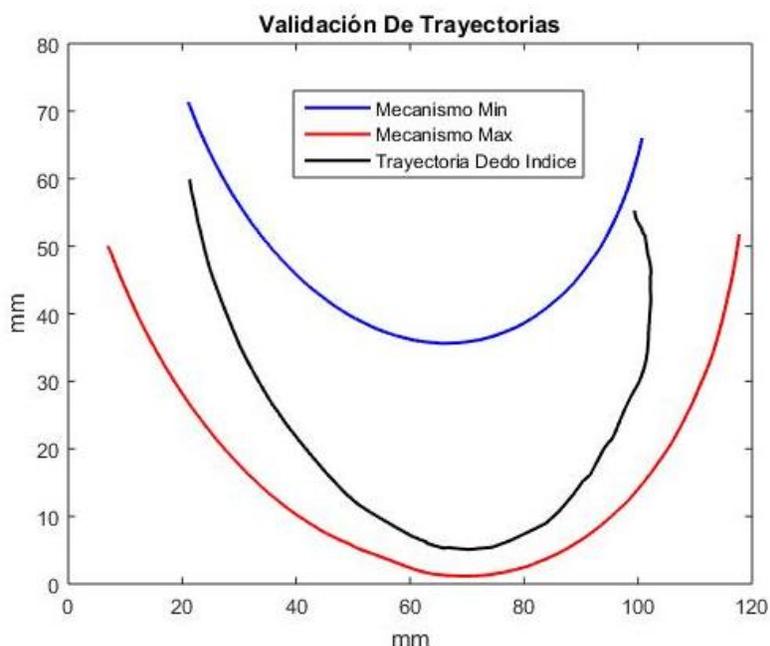


Figura 6.32 Validación de trayectorias

En la Figura 6.32 se observa que la trayectoria que genera el dedo índice de forma natural para los movimientos de flexoextensión están dentro del espacio de trabajo del mecanismo en su totalidad. Por tanto, es posible continuar con la validación del espacio de trabajo de DReAM.

La segunda prueba consistió en la adquisición de la trayectoria del dedo índice de 7 personas, el objetivo es demostrar que DReAM puede generar diferentes tipos de trayectorias para diferentes tipos de tamaños de dedos índices. Las características de los dedos de las personas se muestran en la Tabla 6.2. Las trayectorias obtenidas de cada uno de los dedos índices son graficadas dentro del espacio de trabajo de DReAM, ver Figura 6.33.

Tabla 6.2: Detalles de los dedos índices

Individuo	Sexo	Edad	Falanges dedo índice [mm]			Peso [Kg]
			Distal	Media	Proximal	
1	Masculino	28	25	32	55	85
2	Femenino	21	22	30	52	55
3	Masculino	26	24	31	51	80
4	Femenino	22	21	30	51	60
5	Femenino	48	24	31	53	72
6	Masculino	62	25	31	54	89
7	Masculino	32	23	31	54	75

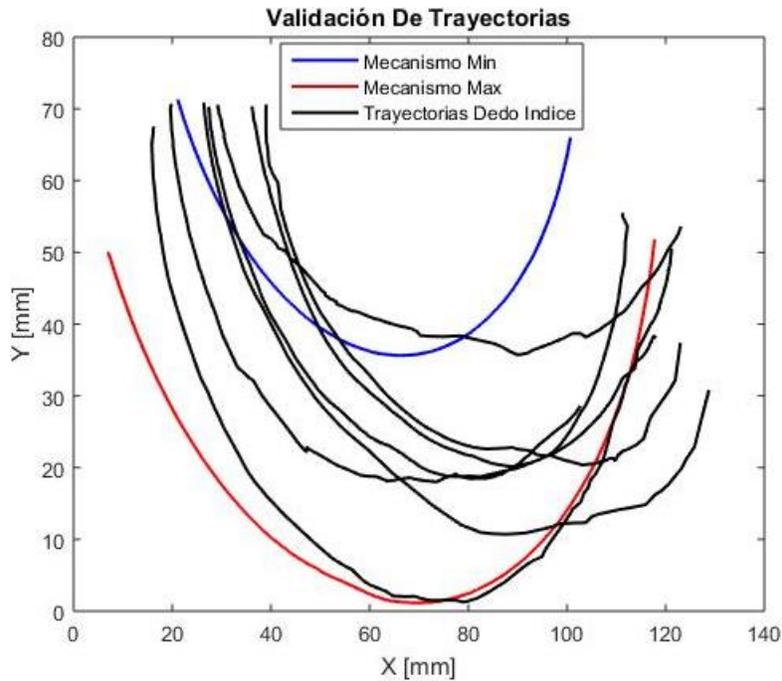


Figura 6.33 Validación de trayectorias de los dedos índices

En la Figura 6.33 se observa que las trayectorias de los dedos índices están fuera del espacio de trabajo de DReAM. Por tanto, se hace uso de la base móvil con dos GDL, la cual tiene la capacidad de ubicar los dedos de la mano dentro del espacio de trabajo de DReAM. A continuación, en la Figura 6.34 se observan las mismas trayectorias de los 7 dedos índices dentro del espacio de trabajo de DReAM debido al ajuste que proporciona la base móvil.

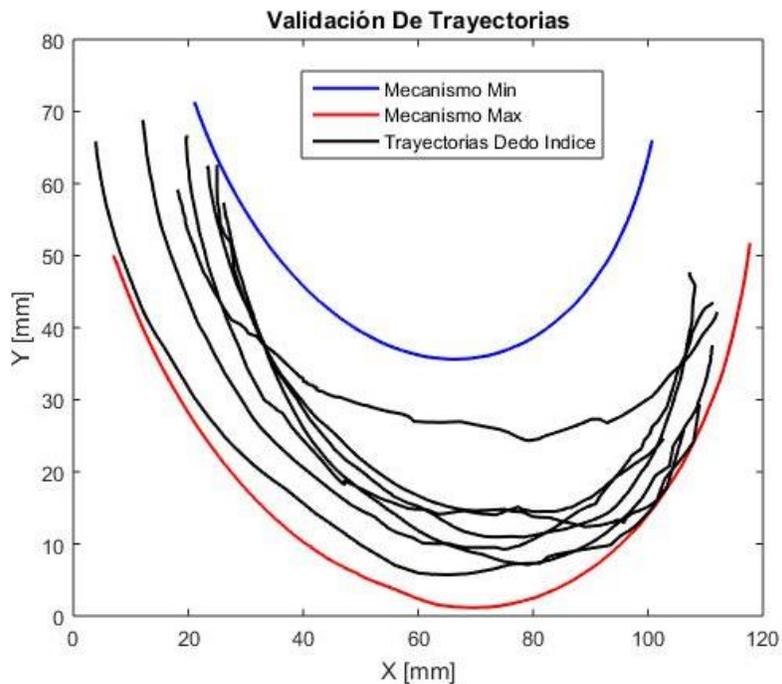


Figura 6.34 Validación de trayectorias

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la Figura 6.34, fue posible validar que DReAM puede generar los movimientos de flexoextensión de los dedos índices para personas entre los 18 y 70 años de edad independiente del sexo, estatura, peso y tamaño de las falanges. El resultado obtenido está en función del ajuste que proporciona la base móvil con dos GDL.

La tercera prueba consistió en validar si DReAM puede generar las trayectorias de los dedos largos de la mano (índice, medio, anular y meñique). Por tanto, con base en los datos mostrados en la Tabla 3.4 dimensiones de los dedos largos de la mano y la Figura 4.16 trayectorias generadas por los dedos largos de la mano. Es posible graficar estas trayectorias dentro del espacio de trabajo de DReAM. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 6.35.

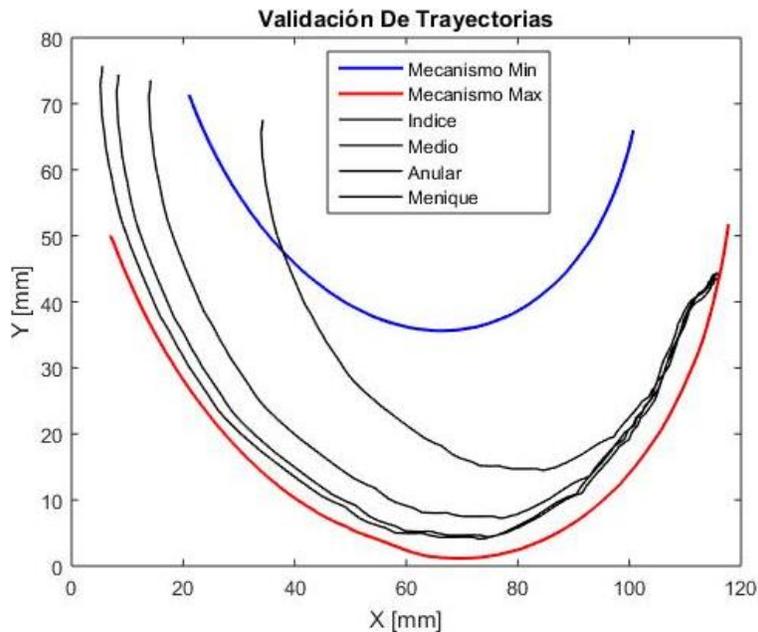


Figura 6.35 Validación de trayectorias de los dedos largos

En la Figura 6.35 se observa que las trayectorias de los dedos índice, medio y anular están en su totalidad dentro del espacio de trabajo de DReAM. Sin embargo, la trayectoria que genera el dedo meñique no está en su totalidad dentro del espacio de trabajo de DReAM. Este problema se presenta, ya que el eslabón acoplador del mecanismo correspondiente al dedo meñique está generando una trayectoria elíptica más grande que la del dedo meñique. Por tanto, para solucionar este problema es necesario redimensionar al eslabón acoplador para que se pueda ajustar al tamaño del dedo meñique.

La cuarta prueba se realizó con tres personas sanas, el objetivo era validar el funcionamiento de DReAM mediante la interacción con personas. Los resultados están basados en las experiencias contadas por los usuarios, los cuales refieren que: el sistema genera movimientos suaves, la mayoría de ellos prefiere la velocidad media y se sienten cómodos al ingresar sus dedos dentro de la base que sujeta la mano ya que les genera seguridad tener la mano fija. Otro resultado obtenido fue identificar que los movimientos de los dedos de la mano en el proceso de rehabilitación deben ser sincrónico. Es decir, que los cuatro dedos largos se deben desplazar al mismo tiempo y velocidad dentro de los movimientos de flexoextensión, ya que esto proporciona coordinación entre las distintas falanges de los dedos generando movimientos suaves y seguros para los usuarios.

Capítulo 7. Conclusiones y trabajo futuro

7.1 Conclusiones

A partir del análisis de imagen basado en el método de Heikkilä que fue desarrollado en el presente documento para la adquisición de las trayectorias de los dedos largos de la mano, se llegó a la conclusión que la forma de las trayectorias que generan de forma natural los dedos largos de la mano para los movimientos de flexoextensión es elíptica. Sin embargo, los mecanismos de rehabilitación que existen actualmente en el mercado están basados en generar trayectorias lineales, las cuales no coinciden con las trayectorias que se presenta en este documento. De modo que, se optó por hacer uso del sistema robótico planteado por [Aguilar, 2014], el cual fue sometido a pruebas de movilidad y generación de trayectorias. Los resultados obtenidos de la validación del sistema robótico fueron la base para el desarrollo de DReAM.

DReAM tiene la capacidad de generar trayectorias elípticas para los movimientos de flexoextensión de los dedos largos de la mano mediante el uso de sus dos interfaces de usuario, las cuales pueden controlar la generación de las trayectorias en posición, velocidad, número de ciclos de ejecución y movimientos independientes o sincronizados para cada uno de los mecanismos. Además, teniendo en cuenta el trabajo realizado en este documento, se tiene el objetivo de aportar un mejor desarrollo, seguro y confiable durante las terapias de rehabilitación de dedos de la mano. Por tanto, DReAM fue diseñado con el propósito de generar los movimientos naturales de flexoextensión de los dedos largos de la mano y ser reconfigurable para distintos tamaños de los dedos, esto representa gran ventaja frente a los dispositivos que se encuentra actualmente en el mercado.

Durante la validación de DReAM basada en los análisis de movimiento, generación de trayectorias e interacción con personas sanas, se obtuvieron resultados que confirman el correcto funcionamiento de DReAM. Además, mediante la implementación del método de Heikkilä se obtuvo un error prácticamente nulo, debido al modelado de la distorsión, imágenes libres de ruido y de los parámetros de identificación. Este método aplicado se caracteriza por ser de bajo costo y de alta confiabilidad. Es importante enfatizar que DReAM debe ser usado bajo estricta supervisión de un fisioterapeuta o personal médico capacitado, ya que dependiendo del diagnóstico del especialista se pueden definir los grados de movilidad que el paciente requiere para su proceso de evolución.

7.2 Trabajo futuro

El trabajo por desarrollar es continuar realizando pruebas con los mecanismos correspondientes a los dedos restantes, además de realizar más pruebas con diferentes tamaños de dedos para caracterizar a DReAM y definir los rangos de tamaño de los dedos que puede rehabilitar.

También se propone realizar un análisis para relacionar las dimensiones de los dedos de la mano con el ajuste de la manivela y los dos grados de libertad que tiene la base de la mano. Esto permitiría que el proceso adaptar la mano sea más versátil y seguro. El objetivo que se debe cumplir es poder realizar pruebas con pacientes de forma segura y controlada.

Además, se debe diseñar e implementar un sistema de seguridad, el cual detenga el mecanismo teniendo en cuenta el dolor del paciente, esto con el objetivo de no generar una lesión adicional al paciente. Se ha pensado en la adquisición de señales electromiográficas, estas se obtienen por medios superficiales mediante electrodos.

bibliografía

Aguilar, J. “Sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación de movimientos de la mano”, posgrado en tecnología avanzada, Instituto Politécnico Nacional, Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Querétaro. 2014.

Bouzit, M., Burdea, G., Popescu, G., Boian, R., “The Rutgers Master II-New Design force-feedback glove”. IEEE/ASME Trans Mechatron;12(4):399–407, 2002.

Centro de Información Cardiovascular del Texas Heart Institute, disponible en línea en http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/strok_sp.cfm. 2015.

Díaz, R. Vargas, A. “Diseño De Un Dispositivo De Apoyo En Terapia Pasiva Para Rehabilitación Motora De Mano Y Muñeca”, Informe Final - Trabajo De Grado, Universidad Del Quindío - Facultad De Ingeniería. 2011.

Dovat, L et al. “HandCARE: A Cable-Actuated Rehabilitation System to Train Hand Function After Stroke”, IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol. 16, no. 6, december, 2008.

Enriquez, et al. “Sistema Robotico De Tipo Exoesqueleto Para Rehabilitacion De La Mano” Universidad del Cauca, Biomédica Universidad Miguel, Actas de las XXXV Jornadas de Automática, 3-5 de septiembre de 2014, Valencia ISBN-13: 978-84-697-0589-6 © 2014 Comité Español de Automática de la IFAC (CEA-IFAC). 2014.

González, M. “Evaluabilidad de los programas del robot amadeo en la rehabilitación de la mano del hemipléjico”, TOG (A Coruña), páginas 1-20, 2014.

Grady, C., Crouch, R.; Lie, K. “Oxford Textbook of Clinical Research Ethics”. Oxford University Press Inc. 2008.

Heikkilä, J., and Silvén, O. “A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image” Correction, Infotech Oulu and Department of Electrical Engineering, University of Oulu, FIN90570 Oulu, Finland. 2014.

Hoppenfeld, S. “Exploración física de la columna vertebral y las extremidades”, ISBN 968-426-055-5, editorial El manual moderno, S.A de CV, México. 1999.

INEGI. “Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010”. (Instituto Nacional de

- Estadística y Geografía (México). (2010th ed., p. 272). México. 2010.
- Iqbal, J., Khan, H., Tsagarakis, N., Caldwell, D., “ A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation-Conceptualization to prototyping”, *biocybernetics and biomedical engineering* 34, pp 79-89, 2014
- Koepsell, D., Ruiz, C. “Ética de la investigación, Integridad científica”. *CONBIOÉTICA / CONACYT: México*. Disponible en formato eBook en: <http://www.conbioetica-mexico.salud.gob.mx/>. 2015.
- MediTouch. Sistema de rehabilitación mano configurado para ordenador, HandTutor™. 2018.
- Merians, AS., et al. “Virtual reality-augmented rehabilitation for patients following stroke”. *Phys Ther*;82(9):898–915, 2002.
- Motorika Medical. Sistema de rehabilitación mano robotizado, ReoGo. 2018.
- Norton, R. “Design of Machinery: An Introduction to the Syntesis and Analysis of Mechanisms and Machines”, (MacGraw Hill, Ed.) (5ª. Ed.). 2012.
- Olivier D Faugeras, Q-T Luong, and Stephen J Maybank. “Camera selfcalibration: Theory and experiments”. In *European conference on computer vision*, pages 321-334. Springer, 1992.
- OMS. “Disability and rehabilitation. World Health Organization”. Retrieved from,http://www.who.int/nmh/donorinfo/vip_promoting_access_healthcare_rehabilitation_update.pdf. 2006.
- Pizarro, D.; Campos, P.; Tozzi, C. “Comparación de técnicas de calibración de cámaras digitales”, *Rev. Fac. Ing. - Univ. Tarapacá*, vol. 13 no. 1, páginas 57-67. 2005.
- Professional 2. Sistema de rehabilitación mano pediátrico configurado para ordenador, Gloreha Professional. 2018.
- Puchades, A . “La mano, Admirable don del Hombre”. Disponible en línea en <http://www.biblioteca.org.ar/libros/89297.pdf>. 2003.
- Rehab Robotics Company. disponible en línea en: <http://www.medicalexpo.es/prod/rehab-robotics-company/product-77946-472601.html>. 2016.
- Rodríguez, J., Aguilar J., and Castillo E. “Análisis cinemático, validación experimental y diseño mecánico de un dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano DReAM”. *Innovaciones en Mecatronica*, ISBN: 978-607-9394-11-0, Asociacion Mexicana de Mecatronica A.C. Querétaro. Mexico. 2018.
- Rodríguez, J., Aguilar J., and Castillo E. “Análisis de Trayectoria de Flexoextensión para el Dedo Índice Basado en Procesamiento de Imágenes para un Mecanismo Rehabilitador”. *Innovaciones en Mecatronica*, ISBN: 978-607-9394-11-0, Asociacion Mexicana de

Mecatronica A.C. Querétaro. Mexico. 1ª Edition, 265–276. 2017.

Roger Tsai. “A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3d machine vision metrology using off -the-shelf tv cameras and lenses”. IEEE Journal on Robotics and Automation, 3(4):323{344, 1987.

Saebo. Sistema de rehabilitación mano configurado para ordenador, SaeboReJoyce. 2018.

Simon JD Prince. “Computer vision: models, learning, and inference”. Cambridge University Press, 2012.

Sinfonia. Sistema de rehabilitación mano configurado para ordenador, Gloreha SINFONIA. 2018.

Soto, M., Jimmy W.; Gini, Giuseppina. “Robotic Hands: Design Review and Proposal of New Design Process”. Actas de la Academia Mundial de la Ciencia: Ingeniería y Technolog; 2007, vol. 20, p85. 2007.

Tipstim. Sistema de rehabilitación mano configurado para ordenador, tipstim®. 2018.

TMA Médica. Sistema de rehabilitación mano configurado para ordenador, HandRehab. 2018.

Tyromotion. AMADEO Finger in movement. 2018

Vaida, C, Carbone, G., Major, K., Major, Z., Plitea,N., Pisla, D. “On Human Robot Interaction Modalities in the Upper Limb Rehabilitation after Stroke”, Acta Tehnica Napocensis, Applied Mathematics, Mechanics, and Eng., Vol. 60(1), 2017.

Workstation. Sistema de rehabilitación mano configurado para ordenador, Gloreha Workstation. 2018.

Y, Abdel-Aziz., H, Karara., “Direct linear transformation into object space coordinates in close-range photogrammetry”, in proc. symp. closerange photogrammetry. Urbana-Champaign, pages 1-18, 1971.

YouRehab. Sistema de rehabilitación mano configurado para ordenador, YOUGRABBER®. 2018.

Zhengyou, Z. “A exible new technique for camera calibration”. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, 22(11):1330-1334, 2000.

Anexo A: Formato de consentimiento informado

Formato de consentimiento informado

Título de la investigación:

Diseño y validación experimental de un dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano: DReAM

Fecha: _____

Lugar: _____

Institución responsable _____

Yo _____, he sido invitado a participar en una investigación para _____

Me han informado que los riesgos son:

También me han informado que recibiré de forma gratuita el servicio médico Sí a lo largo de la investigación se requiere.

El investigador me dio una explicación clara y lei la información sobre la investigación, tuve la oportunidad de hacer preguntas y mis dudas han sido resueltas. Acepto voluntariamente participar en este estudio y entiendo que tengo derecho a RETIRARME DE LA INVESTIGACION, sin perder mis derechos como voluntario de la investigación.

Nombre del participante: _____

Dirección: _____

Teléfono: _____

Fecha de nacimiento: _____

Firma del participante:

Nombre del investigador: _____

Dirección: _____

Teléfono: _____

Fecha de nacimiento: _____

Firma del investigador:

Anexo B: Productos de la investigación

B.1: Publicación de artículo en libro

Robótica y Mecatrónica de Servicios: Teoría y Aplicaciones. Capítulo 22, páginas 211 - 220.
ISBN 978-607-9394-06-6, Asociación Mexicana de Mecatrónica, A. C.

Dispositivo robótico coadyuvante para la rehabilitación de dedos de la mano

A. Zapatero Gutiérrez¹, J. F. Rodríguez León¹, J. F. Aguilar Pereyra², E. Castillo Castañeda¹

Resumen- Se presenta el desarrollo y validación de un dispositivo robótico coadyuvante para la rehabilitación de dedos de la mano, el cual tiene por objetivo realizar movimientos asistidos de flexo-extensión de los dedos. El presente documento aborda desde el diseño del dispositivo, su correspondiente análisis cinemático y la validación del mismo a través de técnicas de procesamiento de imágenes. En base a los resultados, se obtiene un dispositivo reconfigurable donde las trayectorias correspondientes a los movimientos de flexión-extensión y extensión-flexión son semejantes y corresponden a los movimientos de las puntas de los dedos, corroborando de esta manera la funcionalidad del prototipo.

Palabras Clave: Rehabilitación Robótica, Flexo-extensión de los dedos de la mano

I. INTRODUCCIÓN

Las extremidades superiores son vitales en las actividades cotidianas de los seres humanos, en ocasiones sufren lesiones causadas por accidentes y/o enfermedades que disminuyen o impiden su funcionalidad. Los dedos de la mano son parte primordial y estratégica de estas extremidades, para enfatizar su importancia cabe mencionar que tan sólo al dedo pulgar se atribuye el 40% de la funcionalidad de la mano [1].

Los dedos de la mano son los encargados de realizar funciones como sostener un objeto, realizar trabajos de precisión y fuerza, detectar texturas, e inclusive sirven como extensiones del cuerpo para registrar sensaciones ambientales como el frío o el calor.

Actualmente uno de los métodos más usados para la rehabilitación de dedos son las llamadas férulas u órtesis dinámicas, que son dispositivos sanitarios que actúan sobre las articulaciones interfalángicas, aplicando presiones mediante diferentes apoyos y/o controlando los procesos de flexo-extensión de los dedos [2].

El problema de estos dispositivos es que suelen ser semielaborados y en algunos casos se confeccionan “a la medida” [2], lo que resulta en un método no sistemático. Eso sin contar que se requieren distintos tipos de férulas según el proceso de rehabilitación.

El impacto principal del dispositivo presentado en las siguientes páginas radica en el aspecto tecnológico y económico, ya que, al ser un dispositivo pensado para beneficio del sector de salud pública, permitirá optimizar los recursos al servicio de la sociedad.

Las terapias clásicas de rehabilitación son aplicadas por terapeutas especializados quienes se apoyan en sistemas de terapias manuales. Se ha comprobado que el uso de sistemas robóticos en las terapias de rehabilitación incrementa los beneficios respecto a las terapias manuales al incorporar tareas de ejercicio intensivas e interactivas [3,4]. Es importante mencionar que los sistemas robóticos utilizados para asistencia en rehabilitación no tienen la finalidad de reemplazar al terapeuta, sino que constituyen una valiosa herramienta que potencializa su labor.

Aunque existan sistemas automáticos para asistencia en rehabilitación física desarrollados en otros países, cuando estos llegan a México los costos de los equipos los hacen inaccesibles para la mayoría de las instituciones médicas del sector público. En esta línea, el único dispositivo para rehabilitación de dedos, actualmente disponible de manera comercial, es el desarrollado por la empresa austriaca Tyromotion [5], denominado como Amadeo®, que permite la rehabilitación de los cinco dedos; sin embargo, su precio se encuentra aproximadamente en 43,000 euros [5], lo que lo hace aun de difícil acceso para instituciones médicas públicas.

Los equipos especializados para la rehabilitación física de personas resultan ser una rama de desarrollo poco explorada, y que necesita ser cubierta para responder a la necesidad de la población afectada, y que no cuenta con los recursos económicos para adquirir un equipo comercial de rehabilitación.

¹ Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, Instituto Politécnico Nacional, Querétaro, Qro. México.

² División de Tecnologías de Automatización e Información, Universidad Tecnológica de Querétaro, Querétaro, Qro. México.

Anexo B: Productos de la investigación

B.2: Publicación de artículo 1

Innovaciones en Mecatrónica
ISBN: 978-607-9394-11-0, Asociación Mexicana de Mecatrónica A.C., 2017



Análisis de Trayectoria de Flexoextensión para el Dedo Índice Basado en Procesamiento de Imágenes para un Mecanismo Rehabilitador.

Rodríguez León Jhon Freddy¹, Aguilar Pereyra José Felipe², Castillo Castañeda Eduardo¹

¹Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, Unidad Querétaro, Instituto Politécnico Nacional, 76090 Querétaro, Qro, México.

²División de Tecnologías de Automatización e Información, Universidad Tecnológica de Querétaro, Querétaro, Qro, México.

Resumen

El presente documento describe el método para identificación de la trayectoria del dedo índice usando el análisis para procesamiento de imágenes, la trayectoria analizada corresponde a los movimientos de Flexoextensión realizados por la punta del dedo de forma natural. Debido a que el método de identificación de trayectoria considera unidades de píxeles; se procede a realizar el proceso de calibración de la cámara aplicando el método de Heikkila. El objetivo es expresar la trayectoria del dedo índice en milímetros para compararse con la trayectoria generada por un mecanismo rehabilitador, esto validará la trayectoria generada por un mecanismo manivela-corredera. Dispositivo desarrollado en Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada del Instituto Politécnico Nacional.

Palabras clave: Flexoextensión, Mecanismo Rehabilitador, Procesamiento de Imágenes.

1. Introducción

La mano constituye un órgano extremadamente complejo morfológicamente, ya que está conformado por muy disímiles estructuras [1]. Está articulada por los dedos índice, anular, medio y meñique llamados dedos largos, además del dedo corto, único y proximal llamado pulgar. Cada uno de ellos se caracteriza por estar compuesto por tres falanges excepto el dedo pulgar que solo tiene dos [2].

Los dedos de la mano cumplen la función de realizar tareas de fuerza y presión, tiene la capacidad de detectar texturas, pueden registrar sensaciones como calor o frío y sostener objetos. Para realizar estas actividades ejecuta movimientos como flexión, extensión, aducción y abducción [3].

Entre las diversas enfermedades que puede sufrir el ser humano, las que afectan la motricidad fundamental de la mano, son de especial atención. En efecto, la mano del hombre es uno de los órganos más estudiados del cuerpo, después del cerebro. Esto ha llevado a que en las últimas décadas haya sido objeto de análisis e investigación, no sólo en el campo médico, sino también en el campo de la ingeniería [4].

Los instrumentos más usados en los procesos de rehabilitación están basados en férulas de Stack, ortesis pasivas y activas; éstas se adaptan a las articulaciones interfalángicas proporcionando presiones mediante diferentes apoyos o controlando los movimientos de Flexoextensión de los dedos [5].

Además de los instrumentos de uso manual, existen también equipos especializados para asistir en la terapia de rehabilitación. Sin embargo, estos sistemas automáticos son de un alto costo,

Anexo B: Productos de la investigación

B.3: Publicación de artículo 2

Innovaciones en Mecatrónica
ISBN: 978-607-9394-11-0, Asociación Mexicana de Mecatrónica A.C., 2018



Análisis cinemático, validación experimental y propuesta de diseño mecánico de un dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano DReAM.

Rodríguez León Jhon Freddy¹, Aguilar Pereyra José Felipe², Castillo Castañeda Eduardo¹

¹Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, Unidad Querétaro, Instituto Politécnico Nacional, 76090 Querétaro, Qro, México.

²División de Tecnologías de Automatización e Información, Universidad Tecnológica de Querétaro, Querétaro, Qro, México.

Resumen

*El presente documento describe el análisis cinemático, validación experimental y propuesta de diseño mecánico de un dispositivo de rehabilitación adaptable para los dedos de la mano **DReAM**. Este proyecto surge a partir del análisis y evaluación del estudio realizado por el Doctor en tecnología Avanzada José Felipe Aguilar Pereyra, el cual propone un sistema robótico para asistencia en terapias de rehabilitación de movimientos de la mano, basado en el uso de un mecanismo R-RRT tipo manivela corredera para la movilización del dedo índice al meñique. Por tanto, con base en los resultados obtenidos del análisis cinemático y de la validación del sistema robótico, se propone el diseño de **DReAM** que cumpla con la generación del movimiento natural de flexoextensión para los dedos largos de la mano controlados en amplitud y velocidad a partir de una posición inicial establecida por el usuario. Dispositivo desarrollado en Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada del Instituto Politécnico Nacional.*

Palabras clave: Flexoextensión, dispositivo de rehabilitación, sistema robótico.

1. Introducción

El instituto nacional de estadística y geografía de México, INEGI, en un interesante estudio refiere que, por ejemplo, el 80% de las personas con discapacidad viven en países en vía desarrollo y que la mayoría no tiene acceso a servicios de atención médica de alta especialización. Se estima que un 10% de la población mundial, unos 650 millones de personas, presentan algún tipo de deterioro o discapacidad [1].

Los mencionados incrementos en la población mundial que sufre alguna discapacidad implican desde luego, un aumento de los casos particulares de discapacidades relacionadas con la movilidad de los dedos de la mano. Un caso particular en Colombia es registrado por la Universidad del Quindío [2], en el que se detalla para una población regional muestreada en los centros de rehabilitación y clínicas que cuentan con áreas de terapia, que los niños menores de 10 años por lo general asisten por fracturas y que las personas mayores de 15 años por lesiones de primer y segundo grado.

Entre las diversas discapacidades que puede sufrir el ser humano, las que afectan la motricidad fundamental de la mano, son de especial atención. En efecto, la mano del hombre es uno de los órganos más complejos de su cuerpo, después del cerebro. Esto ha llevado a que en las últimas décadas haya sido objeto de estudio y de investigación, no sólo en el campo médico, sino también en el campo de la ingeniería [3].

Anexo C: Código cinemática directa

```
clc;
clear all
close all;

% //Longitudes de los eslabones
a=411.19; %[mm] eslabón AB unido a la corredera
b=50; %[mm] longitud BC ajustable
cf=368.04; %[mm] longitud AC en flexión
ce=463; %[mm] longitud AC en extensión
BpE=87.17; %[mm] longitud de B' al efector final E
% BE=87.50; %[mm] longitud de B al efector final E
BBp=7.63; %[mm] longitud de B a B'
Cx=0;
Cy=0;
c=cf;
t=1;

for i=cf:ce % posición inicial hasta posición final
    t=t+1;
    % Ángulo theta prima
    k1A=(b^2-c^2-a^2)/(-2*a*c);
    thetaprimaA=acosd(k1A);
    corr=cf+t;
    % Ángulo alfa
    k2A=(a^2-c^2-b^2)/(-2*b*c);
    alfaA=360-acosd(k2A);
    % Posiciones
    AxA=c;
    BxA=b*cosd(alfaA);
    ByA=b*sind(alfaA);
    BxpA=BxA+BBp*cosd(thetaprimaA);%B' en x
    BypA=ByA+BBp*sind(thetaprimaA);%B' en y
    phiA=thetaprimaA+90;
    ExA=BxpA+BpE*cosd(phiA); %[mm]
    EyA=BypA+BpE*sind(phiA); %[mm]
    xA(t)=ExA;
    yA(t)=EyA;

    figure (1)
    plot([Cx,BxA],[Cy,ByA],'r')% eslabon viela
    axis([-100 500 -200 200]);
    hold on
    grid on
    plot([BxA,corr],[ByA,Cy],'b')%eslabon acoplador
    plot([BxpA,ExA],[BypA,EyA],'g') %efector final
    xlabel('mm')
    ylabel(' mm')
    % plot(xA,yA,'k.') %trayectoria
    c=c+1;
    title('Mecanismo Rehabilitador')
    text(ExA,EyA,'E'),...
    text(Cx,Cy,'C'),...
```

Anexo C: Código cinemática directa

```
text(BxA,ByA,'B'),...
text(BxpA,BypA,'B'),...
text(corr,Cy,'A'),...

csvwrite('filexd.txt', xA);
csvwrite('fileyd.txt',yA);

hold off
pause (0.1);
end

x = csvread('filexd.txt')%%llamar datos x
y = csvread('fileyd.txt')%%llamar datos y
to1p= ([1 0 0 ; 0 1 0 ; 0 0 1 ; 0 0 0]); %%marco de referencia
theta=0.349066 %%Radianes 0.3490=20°

for i=1:96

    v1=[x(i) y(i) 0]'; %transpuesta puntos

    t1p1= [cos(theta) -sin(theta) 0 ; sin(theta) cos(theta) 0 ; 0 0 1];% rotacion z

    to1= to1p*t1p1;
    %rotacion Z

    trayec=to1*v1 % desplazamiento

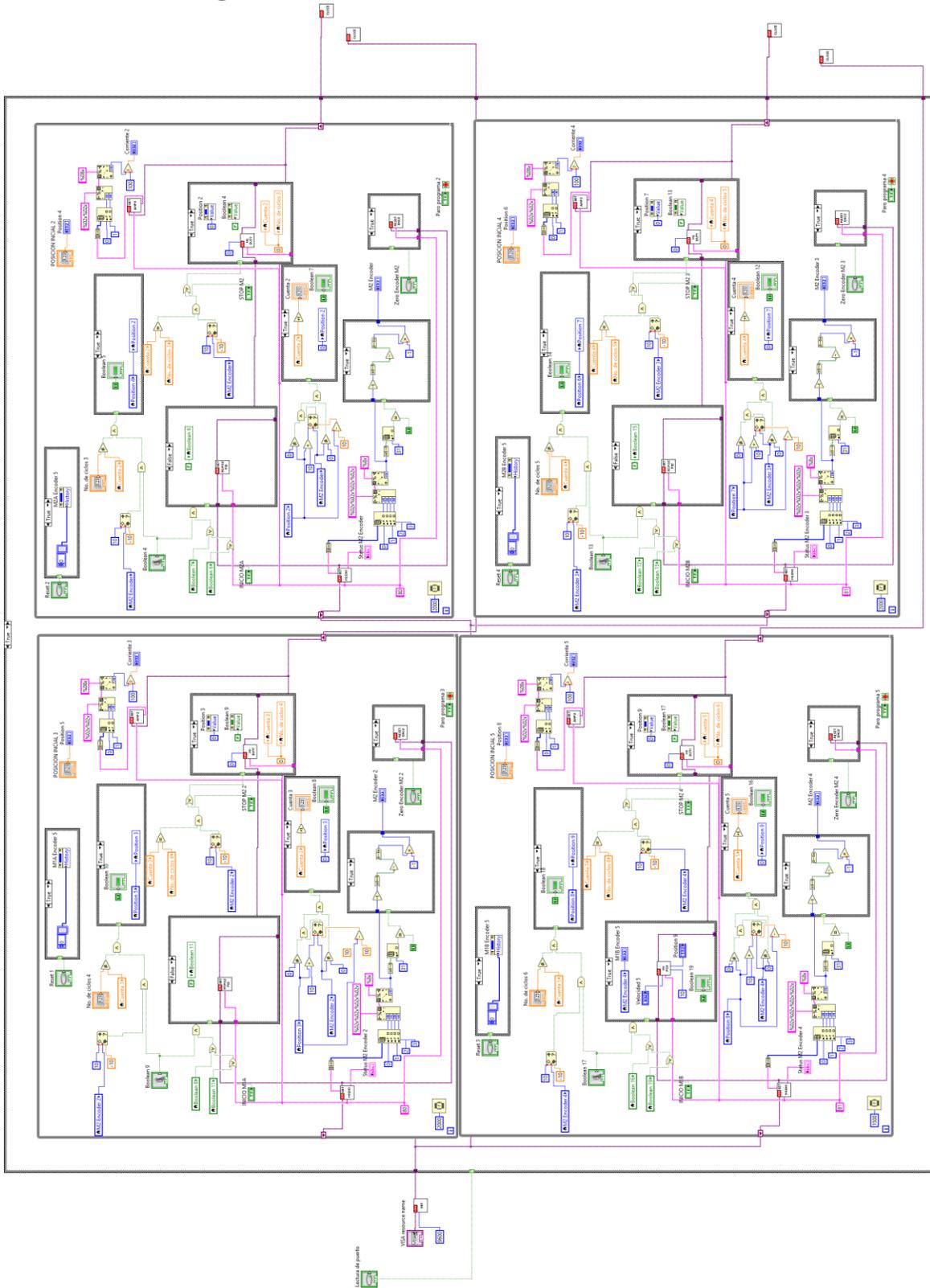
    xp(i)=trayec(1)
    yp(i)=trayec(2)

    grid on
    figure (2)
    plot(xp,yp,'k.') %trayectoria
    title('Trayectoria: Negro= Rotacion z Rojo= Calculada')
    xlabel('mm')
    ylabel(' mm')
    hold on
    plot(x,y,'r.') %trayectoria

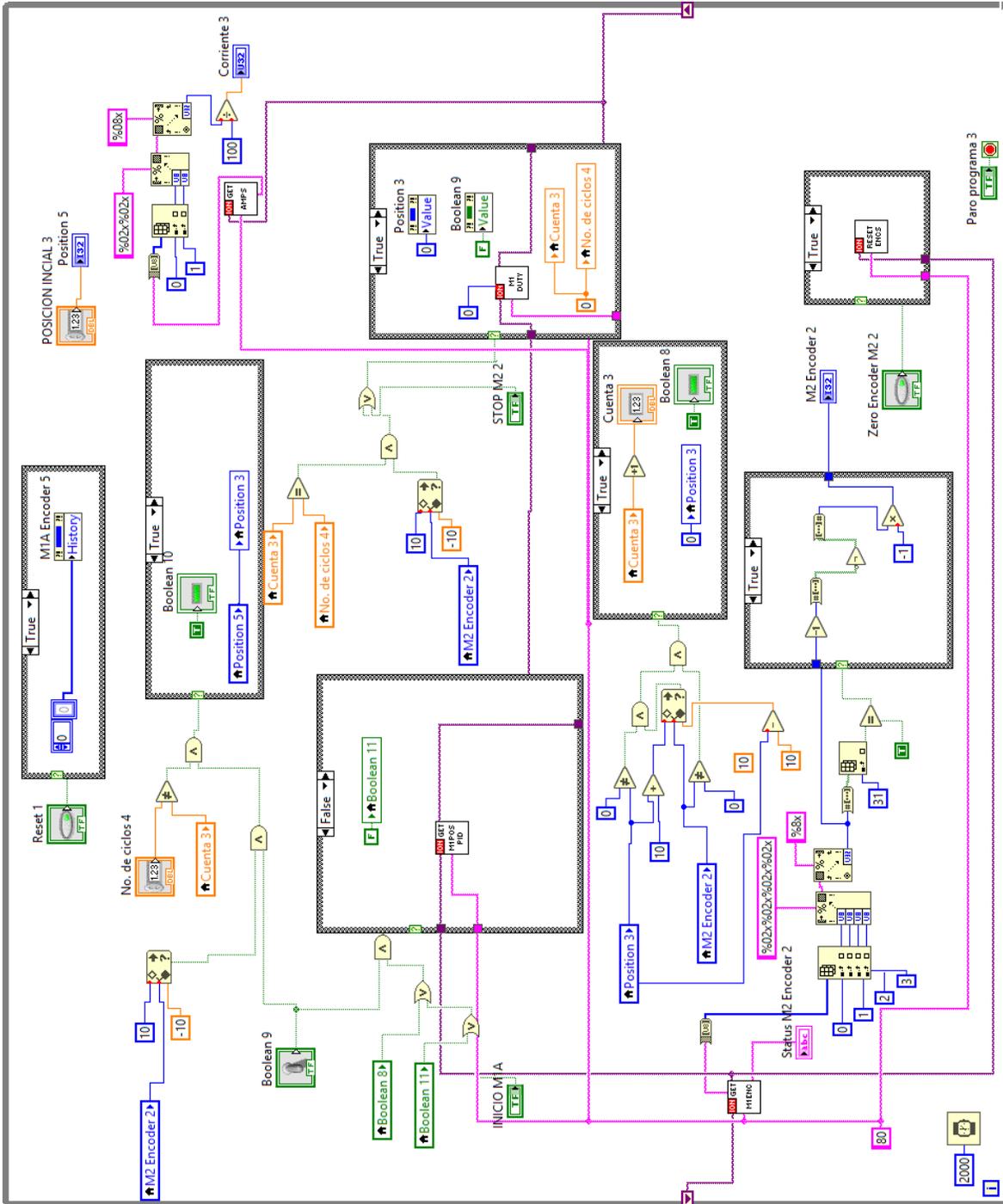
    pause (0.1)

end
```

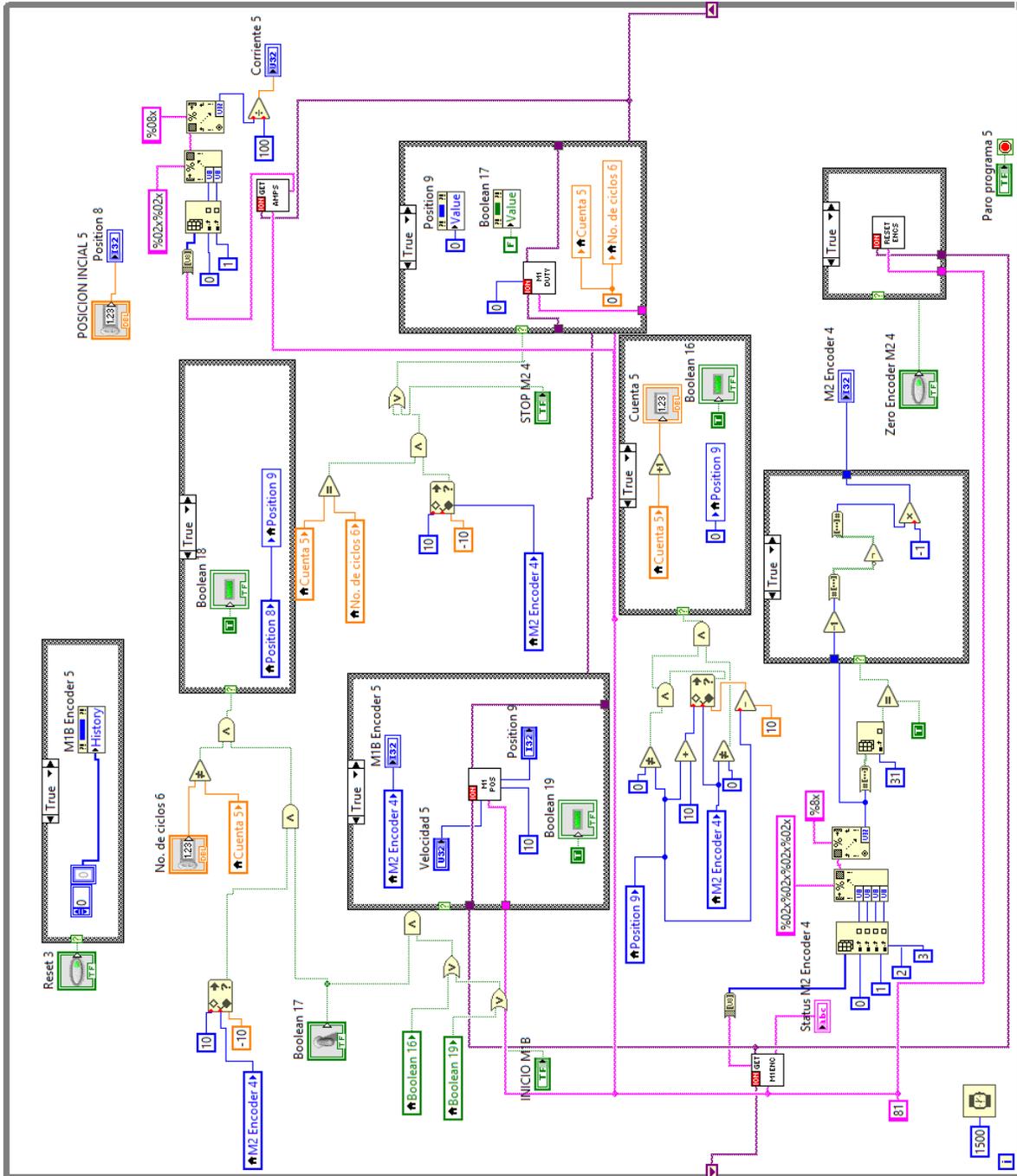
Anexo D: Código Interfaz de validación del control



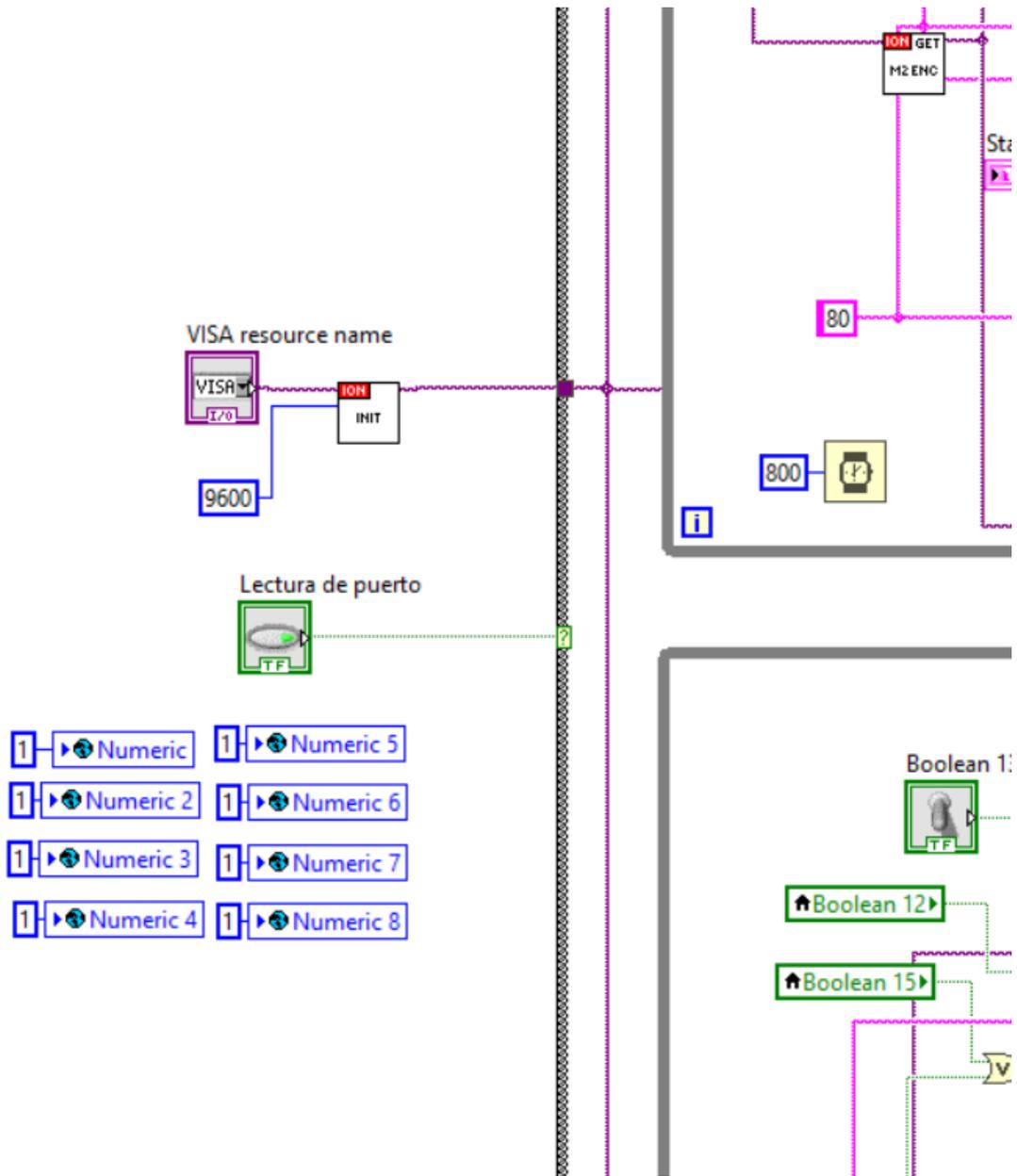
Anexo D: Código Interfaz de validación del control



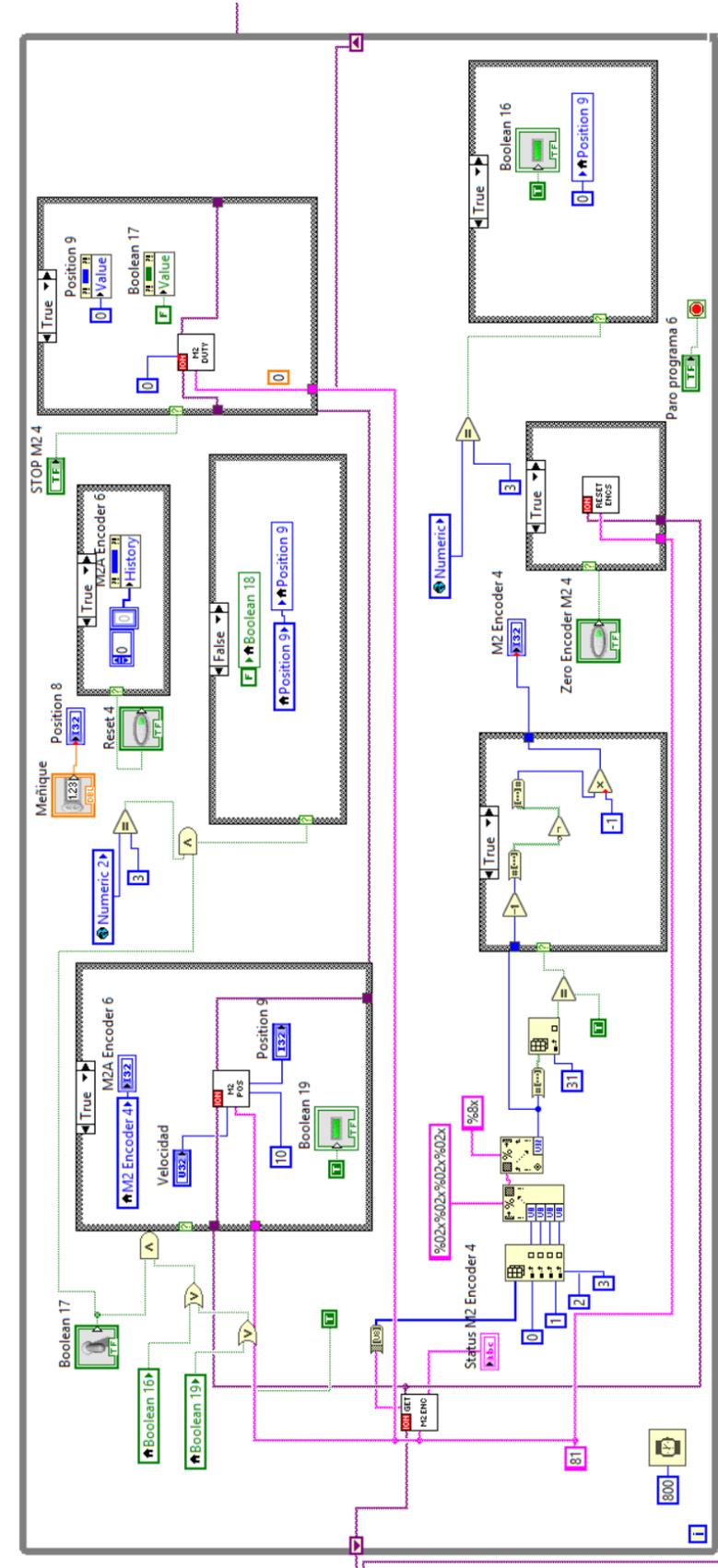
Anexo D: Código Interfaz de validación del control



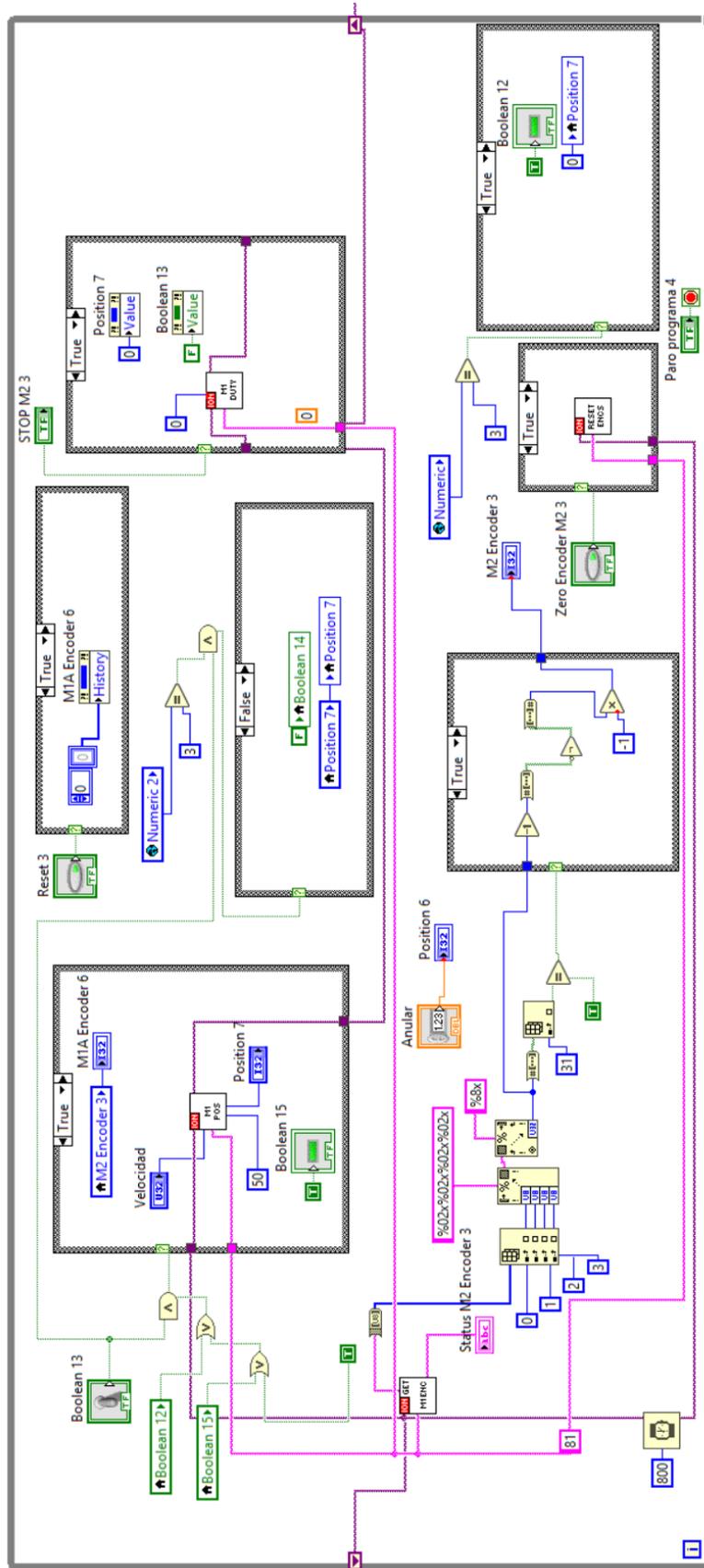
Anexo E: Código Interfaz de control síncrono



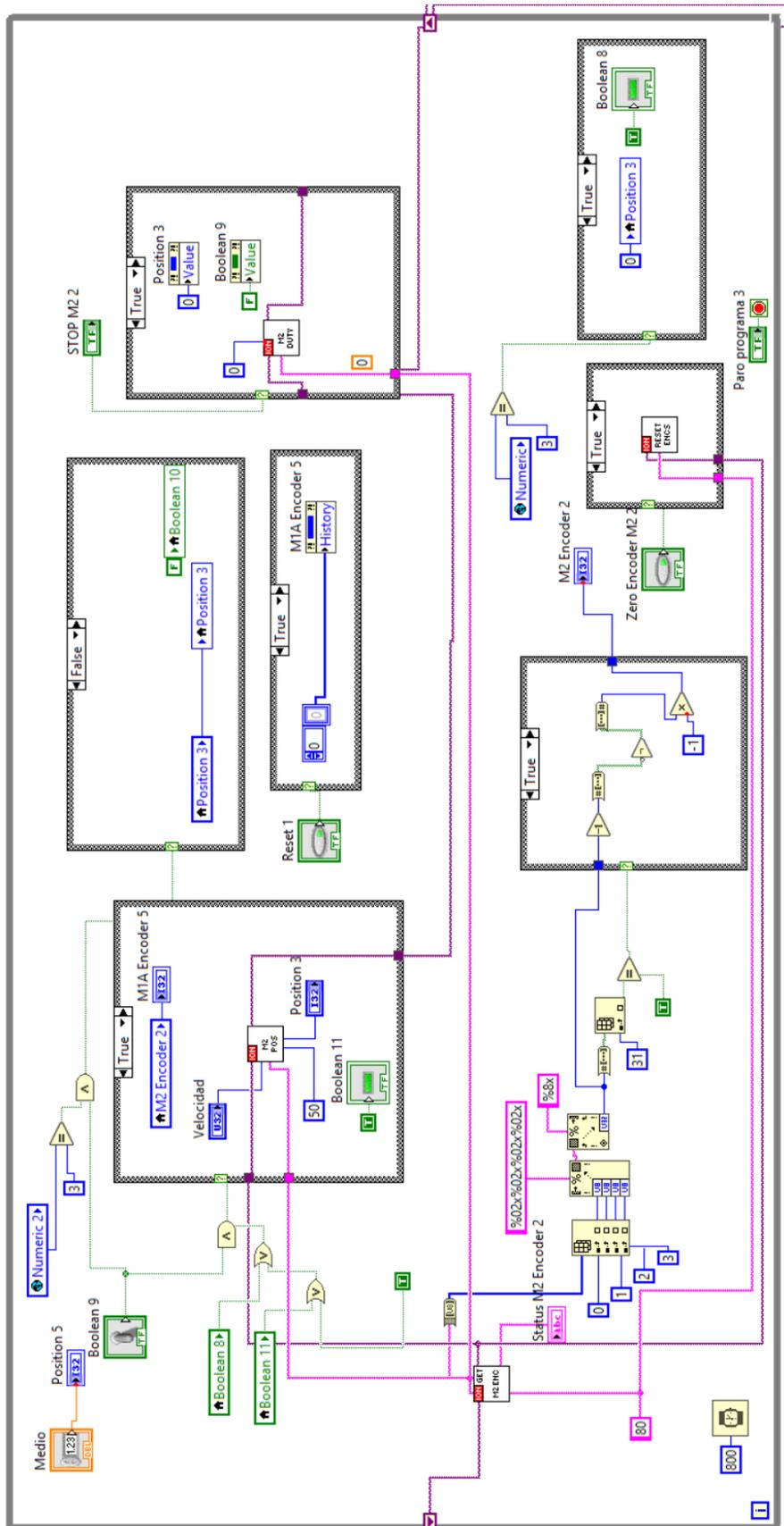
Anexo E: Código Interfaz de control síncrono



Anexo E: Código Interfaz de control síncrono



Anexo E: Código Interfaz de control síncrono



Anexo E: Código Interfaz de control síncrono

