



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Centro de Investigación en **Ciencia Aplicada y Tecnología**
Avanzada

Unidad Querétaro

POSGRADO EN TECNOLOGÍA AVANZADA

ESTUDIO DE LA INTERACCIÓN MECANISMO-PACIENTE DURANTE LA REHABILITACIÓN DE LA MANO ASISTIDA POR UN DISPOSITIVO MECATRÓNICO

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
DOCTOR EN TECNOLOGÍA AVANZADA
PRESENTA:

M.C. ARACELI ZAPATERO GUTIÉRREZ

DIRECTOR DE TESIS:

DR. EDUARDO CASTILLO CASTAÑEDA



SANTIAGO DE QUERÉTARO, QUERÉTARO. DICIEMBRE 2020.



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

SIP-14
 REP 2017

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de Querétaro siendo las 13:48 horas del día 26 del mes de noviembre del 2020 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Posgrado de CICATA-QRO para examinar la tesis titulada:

Estudio de la interacción mecatrónico-paciente durante la rehabilitación de la mano asistida por un dispositivo mecatrónico del (la) alumno (a):

Apellido Paterno:	Zapatero	Apellido Materno:	Gutiérrez	Nombre (s):	Araceli
-------------------	----------	-------------------	-----------	-------------	---------

Número de registro: B 1 6 1 2 1 8

Aspirante del Programa Académico de Posgrado: Doctorado en Tecnología Avanzada

Una vez que se realizó un análisis de similitud de texto, utilizando el software antiplagio, se encontró que el trabajo de tesis tiene 5 % de similitud. **Se adjunta reporte de software utilizado.**

Después que esta Comisión revisó exhaustivamente el contenido, estructura, intención y ubicación de los textos de la tesis identificados como coincidentes con otros documentos, concluyó que en el presente trabajo SI NO **SE CONSTITUYE UN POSIBLE PLAGIO.**

JUSTIFICACIÓN DE LA CONCLUSIÓN: *(Por ejemplo, el % de similitud se localiza en metodologías adecuadamente referidas a fuente original)*

Ningún documento del reporte rebasa el 1% de similitud.

****Es responsabilidad del alumno como autor de la tesis la verificación antiplagio, y del Director o Directores de tesis el análisis del % de similitud para establecer el riesgo o la existencia de un posible plagio.**

Finalmente y posterior a la lectura, revisión individual, así como el análisis e intercambio de opiniones, los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR** **SUSPENDER** **NO APROBAR** la tesis por **UNANIMIDAD** o **MAYORÍA** en virtud de los motivos siguientes:

Satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

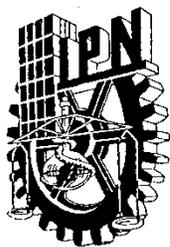
COMISIÓN REVISORA DE TESIS

Director de Tesis
 Dr. Eduardo Castillo Castañeda

Dr. José Joel González Barbosa

 Dr. José P. Aguilar Pereyra

Dr. Juan B. Hugaro Flores
PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México, D.F. el día 07 del mes de diciembre del año 2020, la que suscribe **Araceli Zapatero Gutiérrez** alumna del Programa de Doctorado en Tecnología Avanzada, con número de registro B161218, adscrita al **Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Querétaro**, manifiesta que es la autora intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del **Dr. Eduardo Castillo Castañeda** y cede los derechos del trabajo titulado **“Estudio de la interacción mecanismo-paciente durante la rehabilitación de la mano asistida por un dispositivo mecatrónico”**, 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 de la autora y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a las siguientes direcciones: araceli_zapatero@hotmail.com y ecastilloca@ipn.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

M.C. Araceli Zapatero Gutiérrez

Dedicatoria

A Dios, que me ha permitido culminar esta etapa con salud y miles de bendiciones.

A mis padres, Renata Araceli y Armando; a mi hermana, Meli, por ser siempre mi soporte, los amo profundamente. Su apoyo incondicional y su amor es el cimiento de mis logros.

Agradecimientos

A mi asesor, el Dr. Eduardo Castillo Castañeda, por su constante apoyo durante estos cuatro años. Profundamente le agradezco por confiar en mi capacidad e impulsarme a seguir preparándome. También por haberme motivado a realizar una estancia doctoral en el extranjero, porque eso multiplicó mi crecimiento profesional y personal.

A mi comité tutorial, Dr. José Dolores Óscar Barceinas Sánchez, Dr. José Joel González Barbosa, Dr. Alejandro Alfredo Lozano Guzmán y Dr. José Felipe Aguilar Pereyra, por su constante apoyo, sus recomendaciones técnicas y su calidad humana que sin duda alguna enriquecieron mi trabajo.

Al Dr. Med Amine Laribi por darme la oportunidad de trabajar en su laboratorio para mi estancia doctoral, por los conocimientos que compartió conmigo. Al Dr. Juan S. Sandoval Arévalo por las charlas de control y Latinoamérica. Y en general al equipo de RoBioSS y el instituto Pprime de la Universidad de Poitiers por su trato siempre amable.

Al Dr. Horacio Orozco Mendoza, por sus orientaciones profesionales y regalarme su tiempo para platicar sobre este proceso llamado doctorado.

A mis amigos y personal de CICATA, que me brindaron su apoyo en estos cuatro años.

A mis amigos de años, gracias por seguir aquí.

Mi eterno agradecimiento al CONACYT por otorgarme una beca nacional y una beca mixta para continuar con mi formación profesional, mi compromiso ahora es retribuir la confianza y el apoyo brindando en pro de nuestra nación.

Finalmente, al Instituto Politécnico Nacional por brindarme los recursos y elementos necesarios para el desarrollo de mi investigación, es para mí un honor ser parte de esta noble institución.

Infinitas gracias

El uso de dispositivos robóticos para asistir en procesos de rehabilitación ha captado el interés de un número considerable de investigadores a nivel mundial; desarrollos dentro de esta área han demostrado la factibilidad de utilizar la tecnología robótica para contribuir a recuperar las capacidades y/o habilidades perdidas de un sujeto ya sea por lesiones, enfermedades, o efectos secundarios derivados de un tratamiento médico. Estos desarrollos se vuelven una herramienta de alto potencial benéfico porque permiten realizar movimientos precisos, registrar datos objetivos como rango de posición, fuerza aplicada, tiempo efectivo de ejecución de la terapia, etc.

En el diseño de robots de rehabilitación, la interacción entre el paciente y el dispositivo es el punto clave para asegurar que la integridad del sujeto no sea vulnerada y que el objetivo de la terapia de rehabilitación se logre con los más altos estándares. De forma general, puede subdividirse el diseño de robots de rehabilitación en dos etapas fundamentales: el diseño electromecánico del dispositivo y el diseño de el o los algoritmos de control. Mientras que la primera etapa está enfocada en características como tipo de mecanismo, método de actuación, portabilidad, compactibilidad, tipo de interfaz física, etc. La segunda etapa, la de control, se debe enfocar en establecer las relaciones de movimiento-fuerza que el dispositivo ejercerá sobre el paciente, y adaptar la respuesta del dispositivo a las limitantes de éste.

La presente tesis muestra el desarrollo de una estrategia de control de interacción, basada en la teoría de control por impedancia, para un prototipo de rehabilitación de dedos de la mano previamente desarrollado en el Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada (CICATA), unidad Querétaro, del Instituto Politécnico Nacional. El dispositivo asiste al movimiento de flexión-extensión de los dedos exceptuando el movimiento del pulgar. Se diseñó e implementó un algoritmo de control utilizando lenguaje gráfico y la interfaz LabVIEW, por la simplicidad que representa el poder conjuntar la interfaz de usuario con el código base. Se rediseñó además el gabinete de control del prototipo original con la final de obtener modularidad en el sistema y finalmente, derivado del estudio realizado con el prototipo, se propuso una síntesis de mecanismos para encontrar las dimensiones óptimas para un nuevo prototipo, donde se minimizó el error entre la trayectoria del efector final del prototipo y una trayectoria real de flexión-extensión.

ABSTRACT

The use of robotic devices to assist in rehabilitation processes has the interest of several researchers worldwide. Developments in this area have demonstrated the feasibility of using robotic technology to contribute to recover the capacities and/or abilities lost in a subject, whether due to injuries, illnesses, or secondary effects derived from medical treatment. These developments have beneficial potential because they allow performing precise movements, record data such as position range, applied force, the adequate time of execution of the therapy, etc.

In the design of rehabilitation robots, the interaction between the patient and the device is the critical point to ensure that the integrity of the subject is uncompromised and that the goal of rehabilitation therapy is achieved with the highest standards. In general, the design of rehabilitation robots can be subdivided into two fundamental stages: the electromechanical design of the device and the design of the control algorithms. The first stage is focused on characteristics such as type of mechanism, actuation method, portability, compactness, type of physical interface, etc. The control stage should focus on establishing the movement-force relations that the device will exert on the patient and should adapt the response of the device to its limitations.

This thesis presents the development of an interaction control strategy. The impedance control theory was implemented in a finger rehabilitation prototype developed at CICATA-Querétaro, from the Instituto Politécnico Nacional in Mexico. The device assists the flexion-extension movement of the fingers, except for the movement of the thumb. A control algorithm was designed and implemented using graphical language and the LabVIEW interface. The control cabinet of the original prototype was also redesigned to get modularity in the system, and finally, derived from the study carried out with the prototype, a synthesis of mechanisms was proposed to find the optimal dimensions for a new prototype. The error between the new prototype's end-effector trajectory and a real flexion-extension trajectory was minimized.

ÍNDICE GENERAL

Resumen	I
Abstract	II
Índice de figuras	V
Índice de tablas.....	VI
Capítulo 1 MARCO DE REFERENCIA	1
1.1 TEMA	1
1.2 JUSTIFICACIÓN	2
1.3 OBJETIVOS	4
1.3.1 GENERAL	4
1.3.2 PARTICULARES.....	4
1.4 HIPÓTESIS	4
Capítulo 2 ESTADO DEL ARTE	5
2.1 INTRODUCCIÓN A LOS DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN	6
2.1.1 EXOESQUELETOS.....	8
2.1.2 EFECTOR FINAL	10
2.2 PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN PARA DEDOS DE LA MANO	13
2.3 ESTRATEGIAS DE CONTROL EN DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN	14
2.3.1 ESTRATEGIAS DE CONTROL PARA ALGORITMOS DE “ALTO-NIVEL”	15
2.3.2 ESTRATEGIAS DE CONTROL PARA ALGORITMOS DE “BAJO-NIVEL”	17
Capítulo 3 CONCEPTOS CLAVE, REQUERIMIENTOS Y ESTRATEGIA DE CONTROL	19
3.1 TEORÍA DE CONTROL POR IMPEDANCIA	19
3.2 CONFIGURACIÓN DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN	22
3.2.1 CINEMÁTICA DEL DISPOSITIVO	25
3.3 ESTRATEGIA DE CONTROL DE INTERACCIÓN PARA EL DISPOSITIVO	27
3.3.1 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL por IMPEDANCIA	28
3.3.2. ESTRATEGIA DE AJUSTE DE TRAYECTORIA	39
Capítulo 4 RESULTADOS EXPERIMENTALES DE LA ESTRATEGIA DE CONTROL	44
4.1 IMPLEMENTACIÓN	44
4.2 CARACTERIZACIÓN DE LA MAGNITUD DEL TORQUE DE INTERACCIÓN	48

4.3 DESEMPEÑO DEL CONTROLADOR POR IMPEDANCIA	50
4.3.1 Análisis de la respuesta del sistema	50
4.3.2 Análisis de la estabilidad del sistema	51
4.3.3 Combinación del control por impedancia y la estrategia de ajuste	55
Capítulo 5 OPTIMIZACIÓN DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN	57
5.1 OBTENCIÓN Y ANÁLISIS DE CURVAS REALES DEL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN	58
5.2 PROBLEMA DE SÍNTESIS	62
5.3 RESULTADOS DE LA OPTIMIZACIÓN	66
Capítulo 6 CONCLUSIONES	69
REFERENCIAS	72
Anexos	79

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 2.1. ESTRUCTURA ANATÓMICA DE LA MANO.....	6
FIGURA 2.2. EXOESQUELETOS DE MANO COMERCIALES. (A) CYBERGRASP [36], (B) HAND OF HOPE [38], (C) GLOREHA [40], (D) HAND MENTOR [42].	10
FIGURA 2.3. DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN DE MANO TIPO EFECTOR FINAL. (A) DIGITRAINER [56], (B) AMADEO [57].....	12
FIGURA 2.4. MÓDULOS “ADD-ON”. (A) INMOTION HAND [59], (B) MANOVOPOWER [60].	13
FIGURA 2.5. PROTOTIPO ORIGINAL PARA REHABILITACIÓN DE LOS DEDOS LARGOS [5].	14
FIGURA 2.6. (A) TRAYECTORIA ELÍPTICA DEL EFECTOR FINAL DEL MECANISMO. (B) TRAYECTORIAS REALES DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN.	14
FIGURA 3.1. PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE DEDOS: (A) ESQUEMA CAD, (B) DISPOSITIVO REAL.....	23
FIGURA 3.2. DEDAL ARTICULADO.	24
FIGURA 3.3. GABINETE DE CONTROL.....	24
FIGURA 3.4. CABLEADO DE MOTOR.	25
FIGURA 3.5. REPRESENTACIÓN CAD Y VECTORIAL DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN.	25
FIGURA 3.6. TRAYECTORIA QUE GENERA EL EFECTOR FINAL DEL MECANISMO.	27
FIGURA 3.7. ESQUEMA DEL CONTROL POR IMPEDANCIA.	28
FIGURA 3.8. TRANSFORMACIÓN DE LA FUERZA DEL DEDO APLICADA EN EL EFECTOR FINAL (PUNTO D) A UN SISTEMA EQUIVALENTE FUERZA-PAR UBICADO EN EL PUNTO A.....	29
FIGURA 3.9. TRANSLACIÓN DEL SISTEMA FUERZA-PAR DEL MECANISMO AL EJE DEL TORNILLO.....	30
FIGURA 3.10. τI : (A) TORQUE DE MOTOR SIN CARGA. (B) TORQUE DE MOTOR CON MECANISMO ACOPLADO.	32
FIGURA 3.11. ETAPAS DEL EXPERIMENTO PARA CALCULAR τI : (A) E1; (B) E2; (C) E3.	33
FIGURA 3.12. UNIÓN DISPOSITIVO-PACIENTE.....	33
FIGURA 3.13. TORQUES τI Y τNI , Y LA TRAYECTORIA DE REFERENCIA PARA: (A) MOVIMIENTO DE FLEXIÓN Y (B) MOVIMIENTO DE EXTENSIÓN.	34
FIGURA 3.14. ERRORES DE POSICIÓN.	34
FIGURA 3.15. PERFILES DE POSICIÓN, VELOCIDAD Y ACELERACIÓN ARTICULAR.	37
FIGURA 3.16. ESQUEMA DE CONTROL POR IMPEDANCIA.....	38
FIGURA 3.17. SIMULACIÓN DEL ESQUEMA DE CONTROL POR IMPEDANCIA.....	39
FIGURA 3.18. ESTRATEGIA DE AJUSTE DE TRAYECTORIA.....	39
FIGURA 3.19. DEFINICIÓN DEL VALOR LÍMITE PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL AJUSTE DE TRAYECTORIA.....	40
FIGURA 3.20. COMPARACIÓN DE LA TRAYECTORIA DESEADA ORIGINAL Y LA TRAYECTORIA MODIFICADA DEBIDO AL INCREMENTO DE τI	41
FIGURA 3.21. EVALUACIÓN DE LA TRAYECTORIA DE REFERENCIA EN TRES SUJETOS SANOS.	42
FIGURA 4.1. PLATAFORMA DE INSTRUMENTACIÓN.....	44
FIGURA 4.2. CONFIGURACIÓN SOFTWARE-HARDWARE.	45
FIGURA 4.3. INTERFAZ DE USUARIO.	45
FIGURA 4.4. ESQUEMA DE CONTROL PARA CADA MOTOR.....	46
FIGURA 4.5. COMPENSACIÓN DE LA FRICCIÓN DE COULOMB.	46
FIGURA 4.6. RESULTADOS DE LA COMPENSACIÓN.....	47
FIGURA 4.7. ELECCIÓN DE LA CONSTANTE DE FRICCIÓN DE COULOMB.	47
FIGURA 4.8. DINAMÓMETRO DIGITAL PARA MEDIR LA FUERZA DE AGARRE.	49
FIGURA 4.9. RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA ESCALÓN.....	51
FIGURA 4.10. ERROR ENTRE LA TRAYECTORIA DESEADA Y LA REAL.	52
FIGURA 4.11. AJUSTE DE LAS GANANCIAS DEL CONTROLADOR POR IMPEDANCIA.	52
FIGURA 4.12. MONTAJE DE RESORTE-MECANISMO PARA EXPERIMENTACIÓN.	53
FIGURA 4.13. EVALUACIÓN DEL CONTROL POR IMPEDANCIA PARA LOS RESORTES 1 A 4.....	54

FIGURA 4.14. EVALUACIÓN DEL CONTROL POR IMPEDANCIA PARA LOS RESORTES 5 A 7.....	55
FIGURA 4.15. ANÁLISIS DE TRAYECTORIA DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN DURANTE CINCO CICLOS CONSECUTIVOS.	56
FIGURA 4.16. EVALUACIÓN DEL ESQUEMA DE CONTROL UTILIZANDO LOS RESORTES NÚMERO 5, 6 Y 7.....	56
FIGURA 5.1. PROCESO DE SÍNTESIS.....	57
FIGURA 5.2. UBICACIÓN DE LOS MARCADORES Y RECONSTRUCCIÓN DIGITAL DE LA MANO.....	59
FIGURA 5.3. (A) PUÑO ABIERTO. (B) PUÑO CERRADO.....	60
FIGURA 5.4. TRAYECTORIAS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN DE LOS DEDOS ÍNDICE A MEÑIQUE.....	60
FIGURA 5.5. REPRESENTACIÓN DEL ANÁLISIS DE LOS COMPONENTES PRINCIPALES.....	61
FIGURA 5.6. COMPARACIÓN DE TRAYECTORIAS.....	62
FIGURA 5.7. PROCESO DE OPTIMIZACIÓN PARA EL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE DEDOS.....	64
FIGURA 5.8. AJUSTE POLINOMIAL PARA LA TRAYECTORIA REAL.....	65
FIGURA 5.9. TRANSICIÓN DE LA FUNCIÓN DE APTITUD.....	66
FIGURA 5.10. RESULTADOS DE LA OPTIMIZACIÓN.....	67
FIGURA 5.11. ERROR ENTRE TRAYECTORIAS: (A) CON EL PROTOTIPO ORIGINAL, (B) CON EL PROTOTIPO GENERADO POR EL AG.....	67
FIGURA 5.12. PROPUESTA CAD PARA EL PROTOTIPO OPTIMIZADO.....	68

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 2.1. TIPO DE ASISTENCIA Y MODALIDAD DE ENTRENAMIENTO PARA DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN.	8
TABLA 2.2. NIVELES DE CONTROL EN LA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN [28, 63, 64].	15
TABLA 2.3. ESTRATEGIAS DE CONTROL PARA ALGORITMOS DE “ALTO-NIVEL” [28, 63].	16
TABLA 3.1. ETIQUETAS DE VECTORES.....	26
TABLA 4.1. RANGO DE FUERZA DE LOS DEDOS.....	49
TABLA 4.2. CARACTERIZACIÓN DE RESORTES DE PRUEBA.....	50
TABLA 5.1. NOMBRES Y LOCALIZACIÓN DE LOS MARCADORES.....	59
TABLA 5.2. RESULTADOS DEL ACP.....	61
TABLA 5.3. COMPONENTES DEL VECTOR DE DISEÑO F.....	63
TABLA 5.4. COEFICIENTES DEL POLINOMIO DE AJUSTE.....	65
TABLA 5.5. LÍMITES MÍNIMO Y MÁXIMO PARA CADA VARIABLE DE DISEÑO (MM).	66
TABLA 5.6. COMPARACIÓN ENTRE EL MECANISMO ORIGINAL Y EL QUE SE OBTUVO A TRAVÉS DEL AG.....	66

CAPÍTULO 1 MARCO DE REFERENCIA

1.1 TEMA

Los dedos de la mano son los encargados de realizar funciones como sostener objetos, 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. Forman parte de las extremidades superiores, las cuales 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. Según un reporte publicado en la Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) en 2003 [1], las lesiones traumáticas de la mano ocuparon el primer lugar como causa de incapacidades por accidentes de trabajo. Tan solo en el 2011 constituyeron el 36% de todos los accidentes de trabajo registrados, dejando incapacidades parciales permanentes en 3591 casos, lo que representa el 3.1% del total de los accidentes de trabajo.

El dedo índice presenta el mayor número de lesiones debido a herramientas de trabajo, seguido del dedo pulgar, medio, anular y meñique, en ese orden [2]. La Ley Federal del Trabajo en su artículo 514 establece la valuación de incapacidades permanentes, otorgando de 60-70% por la pérdida de los cinco dedos, 25-30% por la pérdida del pulgar, 20%, 15% para los dedos índice y medio y 12% para los dedos anular o meñique [3].

Debido a la elevada incidencia de este tipo de lesiones y sus repercusiones económicas y sociales, se hace imprescindible disponer de instrumentos que permitan a los médicos diagnosticar y tratar de manera oportuna este tipo de traumatismos, con la finalidad de disminuir las complicaciones derivadas de dichos eventos [1]. Dependiendo de la complejidad de la lesión, la persona puede o no necesitar un proceso de rehabilitación que le ayude a recuperar las funcionalidades perdidas.

En México las instituciones de salud encargadas de los procesos de rehabilitación generalmente se encuentran rebasadas en capacidad. Una sesión de terapia

consiste en secuencias de movimientos repetitivos que permiten al paciente fortalecer el área afectada. Para que la rehabilitación sea efectiva los ejercicios deben realizarse diariamente; sin embargo, es común que el paciente sólo reciba dos o tres sesiones por semana como máximo [4].

La propuesta doctoral presentada en este documento forma parte de un proyecto general más amplio que consiste en el desarrollo y comercialización de un dispositivo de rehabilitación de los dedos índice a meñique, la etapa anterior a este proyecto se encuentra reportada en [5]. En la presente se aborda el problema del control de interacción entre un sistema robótico para rehabilitación de los dedos y el paciente, utilizando la teoría de control por impedancia para desarrollar un algoritmo de control que establezca una dinámica del proceso de rehabilitación y que, consecuentemente, permita la óptima recuperación del paciente.

El control por impedancia ha sido catalogado como la técnica de control más apropiada para fisioterapia [6] y se usa en muchas aplicaciones de robótica de rehabilitación porque no requiere un modelo dinámico de la extremidad del paciente; el proceso de interacción entre el robot y el paciente se define a través de un algoritmo simple que define una relación dinámica entre las variables de movimiento y fuerza, en lugar de tratar estos elementos por separado [7, 8].

El uso de la tecnología robótica para asistir en el proceso de rehabilitación ha probado ser segura, factible, y efectiva [9, 10, 11, 12]. El objetivo de esta tecnología no es reemplazar a los terapeutas, si no proporcionarles herramientas que puedan aumentar su capacidad de trabajo, de tal manera que un individuo reciba la suficiente cantidad y calidad de terapia para alcanzar su óptima y pronta recuperación [13]. La robótica de rehabilitación ha tenido un avance lento en comparación con otras áreas de la robótica, por lo que existe una amplia oportunidad de investigación y desarrollo.

1.2 JUSTIFICACIÓN

En México, se tienen alrededor de 100,000 lesiones traumáticas de la mano anuales. En un 80% de estos casos es necesaria una terapia de rehabilitación para

recuperar la movilidad. Es decir 80,000 terapias de rehabilitación son requeridas por año. Lo anterior es solo considerando al IMSS, que cubre los servicios de salud de aproximadamente el 60% de la población [14, 15].

En promedio, el tiempo de recuperación de una lesión de mano es de 3 semanas (21 días). Según datos del IMSS, el costo promedio de cada día de incapacidad es de \$200.00. Por lo tanto, se tiene un gasto total por año debido a incapacidades por lesión de la mano de:

$$\$200.00 \times 21 \text{ días} \times 80,000 \text{ terapias} = \$336 \text{ Millones de pesos anuales}$$

Por otro lado, se ha demostrado que el uso de sistemas robóticos en la rehabilitación reduce el tiempo de incapacidad en un 30% [11], haciendo nuevamente el cálculo anterior se tiene:

$$\$200.00 \times 14.7 \text{ días} \times 80,000 \text{ terapias} = \$235.2 \text{ Millones de pesos anuales}$$

Según este cálculo, el uso de sistemas robóticos en la rehabilitación permitiría un ahorro de \$100.8 Millones de pesos anuales al IMSS.

Se determinó que el número total de unidades médicas en el país es de 21,606, repartidas de la siguiente manera:

IMSS [16]:	1,786
ISSSTE [17]:	1,182
Seguro Popular (SSA) [18]:	14,981
PEMEX, SEDENA, SEMAR [18]:	143
Instituciones privadas [19]:	3,514

De este número de unidades médicas, podemos considerar que únicamente el 10% ofrecen servicios de rehabilitación o fisioterapia [18, 20, 21, 22]. De esta manera, el volumen del mercado será de 2160 unidades médicas que potencialmente requieren de este tipo de dispositivos.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 GENERAL

Formular y evaluar un modelo de control por impedancia que asegure la adaptabilidad de un dispositivo de rehabilitación al interactuar con un sujeto.

1.3.2 PARTICULARES

1. Definir un modelo de impedancia de la interacción rehabilitador-paciente.
2. Correlacionar un modelo de impedancia de la interacción rehabilitador-paciente con el consumo de corriente de los motores CD.
3. Proponer un modelo de control por impedancia que adapte la trayectoria de flexo-extensión de los dedos a las limitaciones físicas de cada paciente.
4. Evaluar a través de simulación el modelo de control por impedancia.
5. Integrar, instrumentar y validar el modelo de control en un rehabilitador de dedos de la mano.
6. Proponer un prototipo optimizado de un rehabilitador de dedos.

1.4 HIPÓTESIS

El modelo de control de interacción se ajusta a las condiciones fisiológicas de cada paciente, ajustando de forma dinámica la trayectoria de flexión-extensión de los dedos y la fuerza que se aplica a ellos.

CAPÍTULO 2 ESTADO DEL ARTE

Dentro de la literatura existe una extensa gama de dispositivos de rehabilitación, diseñados tanto para extremidades inferiores como para extremidades superiores. A pesar de que el número de este tipo de desarrollos ha ido en aumento en los últimos años, los dispositivos de rehabilitación disponibles comercialmente son pocos. La revisión del estado del arte presentada en este capítulo está limitada a dispositivos de rehabilitación de dedos de la mano, con especial énfasis en dispositivos comerciales.

La mano representa una extremidad fundamental para la realización de tareas cotidianas como sostener objetos, utilizar herramientas, realizar trabajos de precisión y fuerza, detectar texturas e inclusive para registrar sensaciones ambientales como el frío y el calor. La amplia gama de aplicaciones en que las manos juegan un papel primordial generan que las lesiones de mano se encuentren dentro de las más comunes [2], no sólo se ve afectada por accidentes de trabajo o de hogar, sino que también puede verse afectada debido a enfermedades degenerativas [23, 24, 25, 26, 27]. El accidente cerebrovascular es la causa más común entre las enfermedades y lesiones que afectan el movimiento de las extremidades superiores [28]. La mano posee más de 20 grados de libertad [23], lo que hace su estructura bastante compleja (Figura 2.1). Dentro de esta estructura los dedos son los que suelen verse mayormente afectados cuando existe una lesión, siendo el pulgar y el índice donde recae más de la mitad de todas las lesiones [2].

Este capítulo se encuentra estructurado de la siguiente manera: una breve introducción de los dispositivos de rehabilitación, descripción de dispositivos comerciales, descripción del dispositivo de rehabilitación utilizado en esta tesis, y finalmente una revisión de las estrategias de control implementadas en dispositivos de rehabilitación.



Figura 2.1. Estructura anatómica de la mano.

2.1 INTRODUCCIÓN A LOS DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN

Los robots de servicio tienen como objetivo mejorar la calidad de vida de las personas, por lo que tienen una amplia gama de aplicaciones. Dentro de esta categoría, los robots médicos, como los utilizados en cirugías a distancia o asistentes en los procesos de terapias y de rehabilitación han ganado la atención de la comunidad científica y comercial. Tan solo del 2017 al 2018 se presentó un incremento de ventas de robots médicos correspondiente al 50%, esto representa un 2% de las ventas totales de robots de servicio profesionales [29].

Particularmente, los robots médicos para el área de rehabilitación buscan mejorar y/o restaurar las habilidades y capacidades perdidas o deterioradas de un paciente. Son una herramienta con alto potencial benéfico porque pueden generar movimientos repetitivos precisos con distintos niveles de intensidad. En la terapia física y ocupacional tradicional, un terapeuta asiste al paciente para que complete ciertos movimientos que por sí solo no es capaz de realizar. El programa de rehabilitación comienza con un rango de movimientos pasivos, continua con ejercicios activo-asistidos y finalmente ejercicios activos [30].

Los robots son capaces de guiar las extremidades humanas a través de trayectorias de movimiento predefinidas, proporcionar datos precisos de los patrones de movimiento y fuerza, suprimir movimientos indeseados e incrementar el rango de movimiento de la extremidad del paciente. Los robots de rehabilitación tienen la

capacidad de optimizar el tiempo, calidad y cantidad de las terapias [12, 31, 32, 33]. Inclusive han demostrado contribuir satisfactoriamente en la recuperación de los sistemas nervioso y neuromuscular después de un accidente cerebro vascular [9, 11, 12]. Los robots de rehabilitación no buscan reemplazar por completo a los fisioterapeutas, siempre será necesaria la evaluación y supervisión de estos profesionales durante el proceso de rehabilitación.

Los retos técnicos a los que se enfrenta el desarrollo de dispositivos de rehabilitación pueden ser clasificados en dos amplias categorías, el diseño electromecánico (hardware) y el sistema de control (software). Ambas categorías deberían concebirse como dos procesos interrelacionados en todo momento, y el diseño de una no debería ser excluido del diseño de la otra. El diseño electromecánico se enfoca en características como elección del método de actuación, portabilidad, compactibilidad, si el dispositivo será mínimamente invasivo, etc. El sistema de control debe compensar las diferencias entre las limitaciones físicas de cada paciente con el movimiento y la fuerza impuestas por el dispositivo hacia el paciente y viceversa, es decir, que debe lidiar con el proceso de interacción dispositivo-paciente [34]. El sistema de control debe adaptarse a una amplia variedad de comportamientos dinámicos, los cuales son dictados por las diferencias entre un paciente y otro, e inclusive con el mismo paciente, cuando sus capacidades han mejorado gracias a los ejercicios repetitivos de la terapia.

Los dispositivos de rehabilitación pueden proveer cuatro diferentes tipos de asistencia al movimiento: activa, pasiva, háptica y de entrenamiento [28]. El tipo de asistencia se refiere a los movimientos que el robot le impone al paciente y no deben confundirse con las modalidades de entrenamiento, las cuales se refieren al estado del paciente durante la interacción con el dispositivo y la forma en cómo el paciente recibe las fuerzas y movimientos provocados por el robot [23]. La Tabla **2.1** muestra la relación entre el tipo de asistencia y la modalidad de entrenamiento.

Existen diversas clasificaciones para los robots de rehabilitación [23], una de las más comunes se enfoca en cómo se realiza la interacción física entre la estructura mecánica del dispositivo y el paciente, de la cual se desprenden dos subdivisiones: exoesqueletos y efector final [24, 26, 27, 28].

Tabla 2.1. Tipo de asistencia y modalidad de entrenamiento para dispositivos de rehabilitación [28, 23].

Tipo de asistencia	Modalidad de entrenamiento	Descripción
Dispositivo activo	Ejercicio pasivo	El dispositivo se considera activo porque moviliza las extremidades del paciente, requiere mínimo un actuador activo. La modalidad de entrenamiento es pasiva porque el movimiento de la mano del paciente depende totalmente de la fuerza que ejerza el robot.
Dispositivo pasivo	Ejercicio activo / asistido / resistivo	El dispositivo pasivo no moviliza la extremidad, pero ofrece fuerza de resistencia al movimiento cuando el error en la trayectoria incrementa. El robot puede diseñarse como un dispositivo de medición que ofrece retroalimentación al paciente o como un dispositivo de resistencia con fuerza constante. La modalidad de entrenamiento es activa si el paciente es capaz de ejecutar el movimiento con su propia habilidad, asistida si posee al menos fuerza residual, pero necesita apoyo para completar el movimiento; y resistiva si el paciente completa el movimiento bajo una fuerza de resistencia ejercida por el robot.
Dispositivo háptico	Ejercicio activo / resistivo	Los dispositivos hápticos son utilizados en entornos virtuales que le permitan al paciente interactuar a través de sensaciones como el tacto. Se pueden clasificar como activos o pasivos dependiendo del tipo de actuador. En algunos casos pueden proveer fuerza resistiva, pero de magnitud pequeña.
Dispositivo de entrenamiento	Ejercicio activo	El dispositivo no asiste ni genera fuerza de restricción al movimiento. Se utiliza con entornos virtuales y únicamente provee información relacionada con el desempeño del sujeto.

2.1.1 EXOESQUELETOS

Los exoesqueletos son dispositivos que se colocan sobre las extremidades del paciente; las articulaciones, eslabones y ejes del robot deben coincidir con las articulaciones, extremidades y ejes anatómicos del paciente. Su diseño tiende a ser complejo porque debe ajustarse a la estructura de la mano y a diferentes tamaños de ésta; sin embargo, es la categoría más ampliamente explorada en la literatura [2, 23, 24, 25, 26, 28]. Dentro del ámbito comercial de exoesqueletos de mano se reportan el CyberGrasp, Hand of Hope, Gloreha y Hand Mentor.

1. **CyberGrasp** (Figura 2.2a) es un exoesqueleto ajustable en forma de guante con 4 grados de libertad para el movimiento de flexión-extensión en los dedos, puede utilizarse para movilizar los dedos de manera conjunta o

individual. Posee una modalidad de entrenamiento activa, lo que significa que el movimiento depende totalmente de la habilidad del paciente. El robot actúa como un sistema de retroalimentación de fuerza que proporciona información en tiempo real a través de un entorno virtual. Su estructura mecánica está diseñada con cables y eslabones unidos a la falange distal de cada dedo. La fuerza de resistencia para los dedos es controlada por cinco motores remotos, uno para cada dedo [23, 26, 28, 35, 36].

2. **Hand of Hope** (Figura 2.2b) utiliza señales de electromiografía para su control. Con dos sensores, uno sobre el músculo extensor y otro sobre el músculo flexor, detecta la intención de movimiento del paciente y asiste el movimiento de flexión-extensión de los dedos de forma independiente. Utiliza 5 motores de CD lineales, uno para cada dedo. Los dedos se unen al exoesqueleto a través de anillos, cintas Velcro y eslabones que proporcionan 2 grados de libertad para cada dedo, debido a que se movilizan las articulaciones metacarpofalángica e interfalángica. Posee un entorno virtual de interacción que complementa la modalidad de entrenamiento activa [26, 28, 37, 38].
3. **Gloreha** (Figura 2.2c) es un exoesqueleto en forma de guante con una modalidad de entrenamiento pasiva para cada dedo. Utiliza cables flexibles que transmiten los desplazamientos, velocidades y fuerzas hacia los dedos, estas transmisiones elásticas son actuadas por 5 pistones neumáticos de doble efecto localizados en la parte superior del antebrazo; el control de los pistones se realiza con válvulas eléctricas normalmente cerradas de 3/2. Gloreha posee una interfaz virtual para supervisar el aprendizaje del control motriz, el movimiento de flexión-extensión de los dedos se realiza a través de un programa de entrenamiento repetitivo. Además, cuenta con sensores para detectar los movimientos activos del paciente y definir la cantidad de asistencia que necesita el paciente para realizar los ejercicios [39, 40].
4. **Hand Mentor** (Figura 2.2d) es un dispositivo de 1 grado de libertad, a pesar de que se enfoca en los movimientos de la muñeca, también permite aumentar la funcionalidad de los dedos a través de los movimientos de

flexión-extensión. Posee una modalidad de entrenamiento activo-asistida, dónde el robot ayuda al paciente a terminar los movimientos, sin embargo, si el paciente no puede realizar los movimientos, el robot no ejerce ninguna fuerza sobre la mano; utiliza la fuerza residual de la extremidad para mejorar el rango de movimiento activo [23, 26, 41, 42]. El sistema de actuación del Hand Mentor es neumático, el actuador provee aire dentro y fuera de una manguera para simular la contracción y relajación del músculo del brazo; la articulación de la muñeca cuenta con un potenciómetro y se utiliza para detectar los cambios de voltaje que son utilizados para reflejar el rango de movimiento activo. Un transductor de presión detecta la fuerza de resistencia de la muñeca y los dedos al movimiento de extensión, esta fuerza es utilizada para modular el nivel de dificultad de los ejercicios que realiza el paciente a través de un entorno virtual [43].

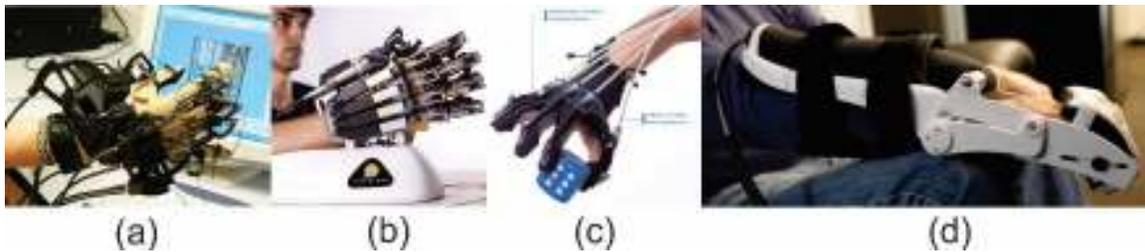


Figura 2.2. Exoesqueletos de mano comerciales. (a) CyberGrasp [36], (b) Hand of Hope [38], (c) Gloreha [40], (d) Hand Mentor [42].

Los desarrollos actuales en el área de exoesqueletos presentan propuestas con modalidades de entrenamiento pasivo-activo con diseños que utilizan músculos neumáticos con actuadores que utilizan algún fluido como el presentado por Wang et al. [44]. Las recientes investigaciones están siendo orientadas a materiales deformables como polímeros blandos que pueden adaptarse a la forma de los dedos y que reducen el peso de los mecanismos sobre de estos [45, 46, 47]. Chu y Patterson [48] hacen una extensa revisión de este tipo de dispositivos diseñados para la rehabilitación de mano.

2.1.2 EFECTOR FINAL

Los dispositivos robóticos de efector final solo hacen contacto con el segmento distal de la extremidad del paciente, lo que representa una ventaja debido a que no es

necesario controlar toda la cadena cinemática del robot, ya que se omite la forzosa coincidencia entre las articulaciones del robot y el paciente. Al controlar solo el segmento distal del cuerpo, el cual está unido al efector final, las posiciones y/o fuerzas de las demás partes de la extremidad se obtienen de forma indirecta [23, 24, 25]. El número de dispositivos comerciales de efector final para la rehabilitación de mano es mucho menor que los desarrollos comerciales tipo exoesqueleto, y se reportan dos: DigiTrainer y Amadeo.

1. **DigiTrainer**, antes Reha-Digit (Figura 2.3a), es un dispositivo electromecánico que realiza movimientos de flexión-extensión de los dedos, exceptuando el pulgar, a través de una modalidad de entrenamiento pasiva [26]. Reduce el tono muscular utilizando un motor de vibración colocado en la base del soporte ajustable para la palma de la mano y muñeca, que mejora la circulación de la sangre en la mano y dedos. Posee una pantalla táctil dónde se eligen los parámetros del ejercicio tales como porcentaje de velocidad, vibración y duración [49, 50, 51]. Conformado por cuatro rodillos de plástico para movilizar los dedos índice, medio, anular y meñique. Los rodillos están colocados de forma excéntrica sobre el eje del motor, formando una especie de leva. La superficie de cada rodillo es cóncava para adaptarse mejor a la forma del dedo; posee además dos rodillos en la parte inferior para mantener los dedos en contacto con los rodillos individuales y son utilizados también como sistema de bloqueo. Utiliza un motor de 24 V DC y un mecanismo de embrague que detiene el eje motorizado si la mano presenta un fuerte espasmo [51]. No existe retroalimentación automática porque el sistema no tiene señales de control integradas que ayuden al proceso de interacción paciente-dispositivo; el terapeuta programa la rutina y de ser necesario la ajusta a través de la pantalla táctil.
2. **Amadeo** es el sistema robótico líder para la rehabilitación de dedos (Figura 2.3b); con 5 grados de libertad, está diseñado para asistir al movimiento de flexión-extensión de los cinco dedos a través de tres modalidades de entrenamiento: activa, pasiva y asistida; lo que lo hace útil para cualquier etapa de la rehabilitación neurológica [23, 52, 53]. Los dedos se movilizan de

forma individual o grupal; los dedos largos (índice a meñique) se mueven a través de articulaciones rotacionales pasivas localizadas entre la punta del dedo y una palanca actuada que se mueve en forma lateral, el pulgar posee dos articulaciones rotacionales pasivas. Las palancas se movilizan en trayectorias traslacionales independientes que imitan el movimiento natural de agarre. A través de sensores integrados, el software registra la información del rango de movimiento activo y la fuerza isométrica de los dedos. Además, utiliza señales EMG para detectar las contracciones voluntarias de pacientes que presentan poca o nula fuerza muscular, así como retroalimentación acústica y visual en tiempo real [52, 54, 55].



Figura 2.3. Dispositivos de rehabilitación de mano tipo efector final. (a) DigiTrainer [56], (b) Amadeo [57].

También existen dispositivos denominados “add-on”, los cuales son módulos que pueden ser integrados en dispositivos de rehabilitación de brazo. Tal es el caso del InMotion Hand (Figura 2.4a) y el ManovoPower (Figura 2.4b), ambos módulos de asistencia para el movimiento de agarre para los dispositivos de rehabilitación de brazo InMotion Arm y ArmeoPower, respectivamente. Estos módulos cuentan con un sistema de actuación de motores eléctricos y el InMotion Arm además, tiene incorporado sensores de fuerza [58, 59, 60].

Los desarrollos de robots tipo efector-final son menores a comparación a los de tipo exoesqueletos, probablemente por la fácil portabilidad que estos últimos presentan. Sin embargo, para uso dentro de clínicas, los de efector-final pueden representar dispositivos mecánicamente más sencillos y con mayor facilidad para ajustar a diferentes tamaños de mano. Al solo hacer contacto con el extremo distal se evita colocar sobre la mano cualquier material que pudiera representar problemas de sensibilidad para la piel del paciente.

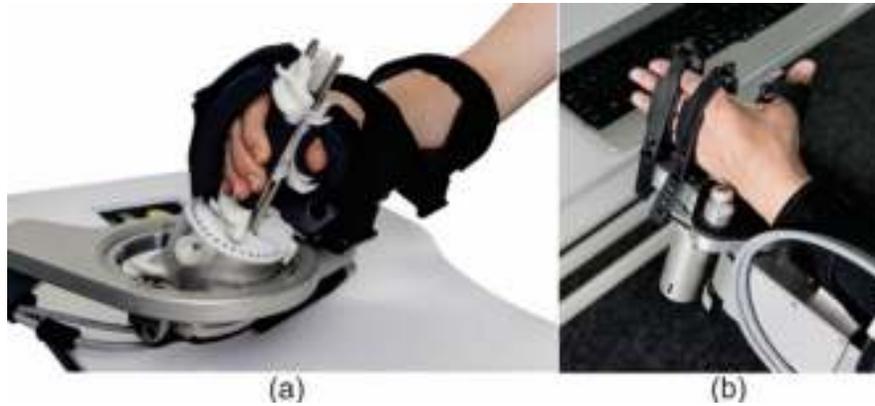


Figura 2.4. Módulos “add-on”. (a) InMotion Hand [59], (b) ManovoPower [60].

Esta tesis se enfoca en desarrollar un algoritmo de control de interacción para un prototipo de rehabilitación de dedos (excepto el pulgar) de tipo efector final. El dispositivo de rehabilitación de dedos será descrito brevemente en la siguiente sección, pero la descripción detallada del diseño mecánico, así como el algoritmo de control será abordado en el capítulo 3.

2.2 PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN PARA DEDOS DE LA MANO

El dispositivo para rehabilitación de dedos de la mano, con solicitud de patente MX/a/2014/014286 (Figura 2.5), está diseñado para asistir al movimiento de flexión-extensión de los dedos largos (índice, medio, anular y meñique). La estructura mecánica se compone de cuatro mecanismos tipo corredera–biela–manivela (RRRT) impulsados por motores de CD a través de un sistema de transmisión de husillo-tuerca. El prototipo fue presentado originalmente en 2016 [5, 61] y a partir de entonces se ha utilizado para el desarrollo de esta tesis.

La característica principal respecto al diseño mecánico de este prototipo es que el efector final produce un segmento de arco que se acerca a una trayectoria elíptica (Figura 2.6a), tomando tres puntos de esa trayectoria se eligieron las dimensiones del prototipo [61]. Esta trayectoria busca proporcionar a los dedos un movimiento más semejante a la trayectoria natural de flexión-extensión (Figura 2.6b); diferencia principal con el dispositivo Amadeo, el cual utiliza una trayectoria lineal para movilizar los dedos, debido a que su propósito es rehabilitar la funcionalidad de agarre de la mano.

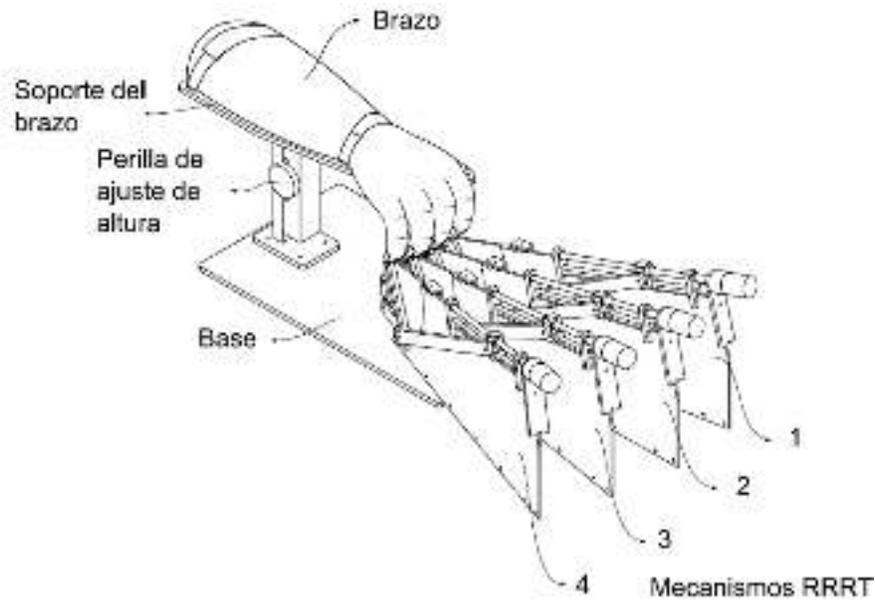


Figura 2.5. Prototipo original para rehabilitación de los dedos largos [5].

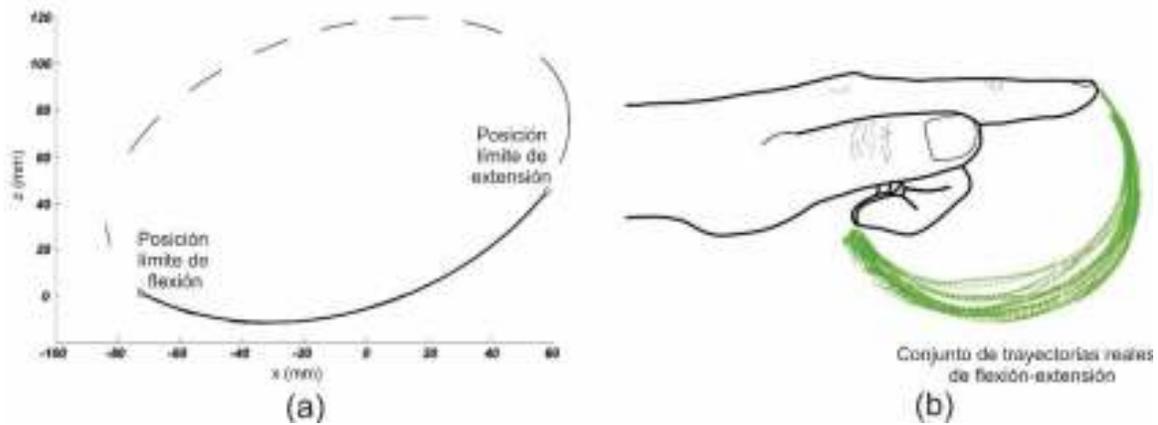


Figura 2.6. (a) Trayectoria elíptica del efector final del mecanismo. (b) Trayectorias reales de flexión-extensión.

2.3 ESTRATEGIAS DE CONTROL EN DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN

El uso de la tecnología robótica en el área de la rehabilitación no debe centrarse únicamente en un buen diseño de hardware; el desarrollo e implementación de la estrategia de control que module el proceso de interacción dispositivo-paciente es crítica para garantizar la seguridad del paciente y los beneficios de la terapia. Sería poco probable que dos pacientes presenten exactamente las mismas características de discapacidad, por lo que el reto principal debe apostar a que la

estrategia de control sea capaz de detectar las diferencias en las características individuales, con la finalidad de adaptar, modular y ejecutar una interacción apropiada entre el sistema robótico y el sistema biológico.

La interacción entre estos sistemas se produce en dos etapas paralelas: física y cognitiva. La interacción física involucra que el robot genere trayectorias y fuerzas en función de las limitaciones físicas del paciente; la interacción cognitiva involucra la memoria, concentración e intención del paciente para controlar el robot [62]. En función de la interacción, la robótica de rehabilitación divide los algoritmos de control en “alto-nivel” y “bajo-nivel”, los cuales se definen en la Tabla 2.2 [28, 63, 64].

Tabla 2.2. Niveles de control en la robótica de rehabilitación [28, 63, 64].

Niveles de control	Descripción	Estrategias de control
Algoritmos de “alto-nivel”	Promueven la plasticidad motora del paciente.	Control asistido
		Control basado en desafíos
		Estimulación háptica
		Control de reposo
Algoritmos de “bajo nivel”	Asisten a los algoritmos de “alto-nivel” controlando los movimientos y fuerzas del robot.	PD
		PID
		Control híbrido
		Control por impedancia
		Control por admitancia

2.3.1 ESTRATEGIAS DE CONTROL PARA ALGORITMOS DE “ALTO-NIVEL”

Dentro de ambos niveles de control se encuentran diversas estrategias de control. Para los algoritmos de control de “alto-nivel”, enfocados en definir cómo cambian física y funcionalmente las neuronas motoras y los músculos al realizar una actividad, se encuentran estrategias de control de tipo asistido, basado en desafíos, estimulación háptica y control de reposo, las cuales se describen en la Tabla 2.3 [28, 63].

La estrategia de reposo es la única estrategia de “alto-nivel” que no involucra contacto con el paciente; sin embargo, se ha demostrado que utilizar un robot físico durante el proceso de terapia genera al paciente mecanismos neuropsicológicos que contribuyen a su rehabilitación.

Tabla 2.3. Estrategias de control para algoritmos de “alto-nivel” [28, 63].

Algoritmos de “alto-nivel”			
Estrategias de control	Descripción	Tipos	Descripción
Control asistido	Provee asistencia física que ayuda al paciente a completar movimientos; provoca una estimulación somato sensorial que ayuda a reducir la plasticidad cerebral.	Basado en impedancia	El robot sólo interviene cuando el paciente no puede seguir una trayectoria, utiliza una fuerza de recuperación.
		Basado en contrapeso	Provee contrapeso a la extremidad, ya sea de forma parcial, pasiva o activa. Reduce significativamente la fuerza necesaria para movilizar la extremidad.
		Basado en EMG	Utiliza las señales EMG del paciente, provenientes de los músculos, las cuales se toman como indicadores del esfuerzo generado o para activar la participación del robot.
		Basado en el rendimiento	Considerado como control adaptativo, ya que utiliza el rendimiento del paciente para adaptar aspectos como fuerza, trayectoria o tiempo de asistencia.
Control basado en desafíos	Incrementa la dificultad o reto de la tarea para el paciente.	Resistivos	Provee resistencia al movimiento, por lo que incrementa el esfuerzo y atención del paciente.
		Amplificación del error	Amplifican los errores cinemáticos generados durante el movimiento para mejorar la adaptación motriz.
		Inducido por restricciones	Promueve el uso de la extremidad afectada restringiendo a la extremidad sin lesión.
Estimulación háptica	Utiliza diferentes entornos interactivos para recrear situaciones cotidianas reales. Hace uso de las sensaciones táctiles para la interacción con objetos virtuales.	N/A	N/A
Control de reposo	Aplicados a sistemas que no tienen contacto con el paciente. Controlan la actividad a través de instrucciones.	N/A	N/A

2.3.2 ESTRATEGIAS DE CONTROL PARA ALGORITMOS DE “BAJO-NIVEL”

Las estrategias de control de “bajo-nivel” son las primeras estrategias de control implementadas en los dispositivos de rehabilitación durante su etapa de desarrollo porque están enfocadas en modular la respuesta del dispositivo, y pueden combinarse para crear algoritmos de control de “alto-nivel” [28]. Las estrategias de control de “bajo-nivel” pueden utilizar algoritmos comunes como el PID o algoritmos más especializados para el proceso de interacción humano-robot.

Utilizar estrategias de control tradicionales como lo puede ser el control de posición, puede no ser la mejor opción para los dispositivos de rehabilitación porque es un esquema enfocado en minimizar el error en la trayectoria, sin considerar qué lo está ocasionando. Es decir, que el sistema robótico se considera como un sistema aislado y cualquier otro sistema que modifique su desempeño es considerado como perturbación. Por otro lado, enfocarse al control puro de fuerza es irrealista porque ignora los movimientos debido a la interacción dinámica; si existe una restricción cinemática puede provocar que los movimientos impuestos arbitrariamente no sean posibles de realizar [65].

En la robótica de rehabilitación, el dispositivo y el paciente forman un sistema integral que no debe ser separado, ambos sistemas son dependientes debido a la interacción dinámica que se ejecuta. Recientemente, han sido desarrolladas diversas estrategias de control de “bajo-nivel” (listadas en la Tabla 2.1) que ya han sido implementadas con éxito en varios dispositivos de rehabilitación; sin embargo, el estudio e implementación de algoritmos en esta área continúa en desarrollo.

Estrategias de control como el control híbrido combinan las particularidades del control de posición y control de fuerza tradicionales. El espacio de la tarea se subdivide en dos campos [66], mientras el dispositivo se mueva en un ambiente libre sin interacción utiliza el algoritmo de posición; el algoritmo de posición se alterna con el algoritmo de fuerza cuando el dispositivo hace contacto con alguna superficie rígida para evitar dañar la superficie o el dispositivo debido a fuerzas de contacto excesivas. Aunque es una solución práctica, para aplicaciones de interacción, emplearla en el área de rehabilitación implicaría conocer a la perfección los dos subespacios en los que actuará cada tipo de control, lo que representa un problema

porque la interacción depende de la condición particular de cada paciente; se volvería impráctico realizar un modelo por cada paciente.

Bajo esta consideración, el control por impedancia propone un modelo simple que no necesita subdividir el espacio de la tarea. Propuesto por Hogan [8], consiste en un controlador que busca establecer una relación dinámica entre variables como posición y fuerza del efector-final de un manipulador, en lugar de controlarlas por separado. Básicamente utiliza la medición del movimiento de la extremidad y el controlador determina la fuerza o torque necesario que deben tener los actuadores [28]. Hogan define un controlador de impedancia “simple” como un sistema resorte-amortiguador unido al final del manipulador, el cual posee actuadores de control de torque; una característica de este tipo de control es que se emplea en mecanismos con baja fricción [67, 68].

Otra estrategia que involucra la interacción de dos sistemas es el control por admitancia, el cuál utiliza la medición de fuerza de la extremidad para regular la posición del dispositivo [25, 28]; la admitancia puede considerarse como el complemento de la impedancia. Cuando dos sistemas físicos interactúan, que para la aplicación aquí tratada sería un dispositivo de rehabilitación y un paciente, existe intercambio de energía entre ambos. Ambos sistemas ahora se complementan formando un sistema único, bajo este esquema uno se comporta como impedancia y el otro como admitancia [8, 64].

Elegir el tipo de control (impedancia o admitancia) depende de la estructura del dispositivo, la mayoría de los dispositivos de efector-final utilizan el control por impedancia, mientras que los dispositivos tipo exoesqueleto utilizan control por admitancia [25]. Elegir la mejor estrategia de control dependerá tanto de la estructura mecánica del dispositivo como de la modalidad de entrenamiento para el cuál se pretenda utilizar.

El capítulo 3 describe los conceptos y requerimientos que se utilizaron para determinar la estrategia de control a implementar en el dispositivo de rehabilitación.

CAPÍTULO 3 CONCEPTOS CLAVE, REQUERIMIENTOS Y ESTRATEGIA DE CONTROL

Cómo se mencionó en la sección 2.2, la presente tesis parte de la propuesta mecánica de un dispositivo de rehabilitación de dedos de la mano, que asiste únicamente al movimiento de flexión-extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique. Esta tesis desarrolla un algoritmo de control de interacción para este dispositivo basado en una modificación de la teoría de control por impedancia [8]. Se asume como hipótesis que las restricciones de movilidad en un paciente se pueden correlacionar con el consumo de corriente de los motores del dispositivo, lo que permite eliminar la necesidad de colocar sensores de fuerza en el efector final y ajustar la trayectoria de flexión-extensión de forma individual para cada paciente.

La estrategia de control presentada en esta sección pertenece a los algoritmos de “bajo-nivel” debido a que el dispositivo de rehabilitación se encuentra en su etapa de viabilidad clínica, categoría 0 según la clasificación para ensayos clínicos para robots de rehabilitación descrita en la literatura [28].

3.1 TEORÍA DE CONTROL POR IMPEDANCIA

Básicamente, se define a la manipulación de un objeto como un proceso de interacción mecánica. Una clasificación útil de las tareas de manipulación está dada por la magnitud del trabajo mecánico que se intercambia entre el manipulador y su entorno. En algunos casos las fuerzas de interacción son despreciables y para propósitos de control, el manipulador puede ser tratado como un sistema aislado que utiliza el movimiento (posición, velocidad, aceleración) como la variable a controlar. Sin embargo, existen otras situaciones dónde el manipulador encuentra restricciones en su entorno y las fuerzas de interacción no son despreciables; a pesar de que el manipulador esté cinemáticamente acoplado a su entorno, la interacción dinámica aún se encuentra ausente [8].

Para el caso de que la interacción dinámica no se pueda despreciar se ha propuesto el control por impedancia, que describe un sistema controlado como un sistema físico equivalente donde se pueden identificar varias restricciones importantes. A lo largo de cada grado de libertad, el flujo de energía instantánea entre un sistema físico y su entorno es siempre definible por el producto de dos variables conjugadas: un esfuerzo (p.ej., fuerza, voltaje) y un flujo (p.ej., velocidad, corriente). Una restricción física importante es que ningún sistema puede definir ambas variables. A lo largo de cualquier grado de libertad, el manipulador puede imponer una fuerza sobre su entorno o imponer un movimiento sobre él, pero no ambas [8].

Los sistemas físicos existen en solo dos tipos, admitancias e impedancias. Estos conceptos son ampliamente utilizados en el diseño de sistemas eléctricos como generalizaciones dependientes de la frecuencia de resistencia o conductividad y son usualmente utilizados como representaciones equivalentes o intercambiables del mismo sistema. Esta condición se cumple para sistemas lineales que operan en frecuencias finitas, sin embargo, la manipulación de un objeto se considera como un problema no lineal, debido a que las representaciones de impedancia y admitancia no sean forzosamente condiciones inversas [8].

La consecuencia más importante de la interacción dinámica entre dos sistemas físicos es que uno debe complementar físicamente al otro; a lo largo de cualquier grado de libertad, si uno es una impedancia, el otro debe ser una admitancia y viceversa. Cuando el manipulador se acopla mecánicamente a su entorno, para asegurar la compatibilidad física con éste, el cual se comporta como una admitancia, el manipulador debe asumir el comportamiento de una impedancia. La interacción mecánica con el entorno puede cambiar debido a diferentes eventos, o inclusive durante el transcurso de una simple tarea (el manipulador puede acoplarse a su entorno en una fase y desacoplarse en otra), el comportamiento del manipulador debe ser adaptable. Por lo tanto, el controlador debe ser capaz de modular apropiadamente la impedancia del manipulador para una fase determinada de la tarea. La interacción dinámica entre el manipulador y su entorno puede entonces ser regulada y controlada cambiando esa impedancia, de ahí el término “control por impedancia” [8].

Cuando el manipulador se desacopla de su entorno, el término debido a la admitancia desaparece, y el manipulador en principio necesita exhibir un comportamiento sin masa. En la práctica, el manipulador desacoplado aún tiene inercia, ninguna estrategia físicamente realizable puede eliminar los efectos inerciales del manipulador, pero la inercia aparente vista desde el efector final sí puede modificarse [8]. Hogan propone un algoritmo de control robusto simple dado por la ecuación (1). Este algoritmo simula un sistema de dos dimensiones resorte-amortiguador unido al final del mecanismo como sigue [67]:

$$F = K(X_v - X) - B(V) \quad (1)$$

Donde:

F : Fuerza ejercida por el manipulador

X_v : Posición virtual del manipulador (posición de equilibrio que el manipulador desea alcanzar en ausencia de cualquier otra fuerza)

X : Posición actual del manipulador

V : Velocidad del manipulador

K : Simulación del comportamiento elástico.

B : Simulación del comportamiento viscoso.

Esta impedancia objetivo se transforma en coordenadas del actuador a través de la cinemática directa dadas por la ecuación (2). La impedancia ahora transformada se comporta como un algoritmo de control retroalimentado no lineal expresado por la ecuación (3).

$$X = L(\theta) \quad (2)$$

$$V = J(\theta)\omega$$

$$\tau = J^T(\theta)[K(X_v - L(\theta)) - B(J(\theta)\omega)] \quad (3)$$

Donde:

τ : Torque de salida del motor

θ : Posición angular del motor

ω : Velocidad angular del motor

$L(\theta)$: Ecuaciones de la cinemática directa

$J(\theta)$: Jacobiano

Si un robot se modela como un sistema inercial de varios grados de libertad retardado por amortiguamiento y sujeto a torques del actuador y del entorno, el robot con un controlador de impedancia simple se define por la ecuación (4) [68].

$$I(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + D(\dot{\theta}) = \tau + Te \quad (4)$$

Donde:

θ : Variables articulares del robot

I : Matriz de inercia del robot (la cual depende de la configuración del robot)

C : Torques debido a Coriolis y/o las aceleraciones centrífugas

D : Torques disipativos dependientes de la velocidad (debido a la fricción)

τ : Torque del actuador

Te : Torques del entorno

La ecuación (5) muestra la dinámica del controlador acoplado al manipulador.

$$I(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + D(\dot{\theta}) = J^t(\theta)[K(X_v - L(\theta)) - B(J(\theta)\omega)] + Te \quad (5)$$

3.2 CONFIGURACIÓN DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN

El dispositivo está constituido por cuatro mecanismos planares independientes (uno para cada dedo) de configuración tipo corredera-biela-manivela, conectados a motores de 6 V de CD con caja de engranes de relación 34:1 [69] a través de una transmisión husillo-tuerca de 8 mm de paso, como se muestra en la Figura 3.1a. La longitud del tornillo se utiliza como tope de seguridad debido a que el avance se detiene una vez recorrida toda la longitud. El motor de CD tiene integrado en el eje un encoder de cuadratura de 48 cuentas por revolución. El eje provee 1637 cuentas por revolución en el eje de salida correspondiente a la caja de engranes.

Para fines experimentales de esta tesis, se diseñó un soporte ajustable en el espacio para colocar el antebrazo del paciente, el cual queda sujeto con cintas velcro (Figura 3.1b). Además, debido a que la orientación del efector final (colocado en el eslabón acoplador del mecanismo) es fija y la orientación del dedo cambia durante la trayectoria, se diseñó un dedal articulado que permite fijar la punta del dedo al mecanismo. La punta del dedo se sujeta con el dedal utilizando cintas adhesivas médicas (Figura 3.2). En comparación con DigiTrainer, el prototipo presentado no coloca ningún mecanismo sobre las articulaciones de los dedos porque el movimiento de flexión-extensión de la cadena cinemática del dedo se guía solo por el extremo.

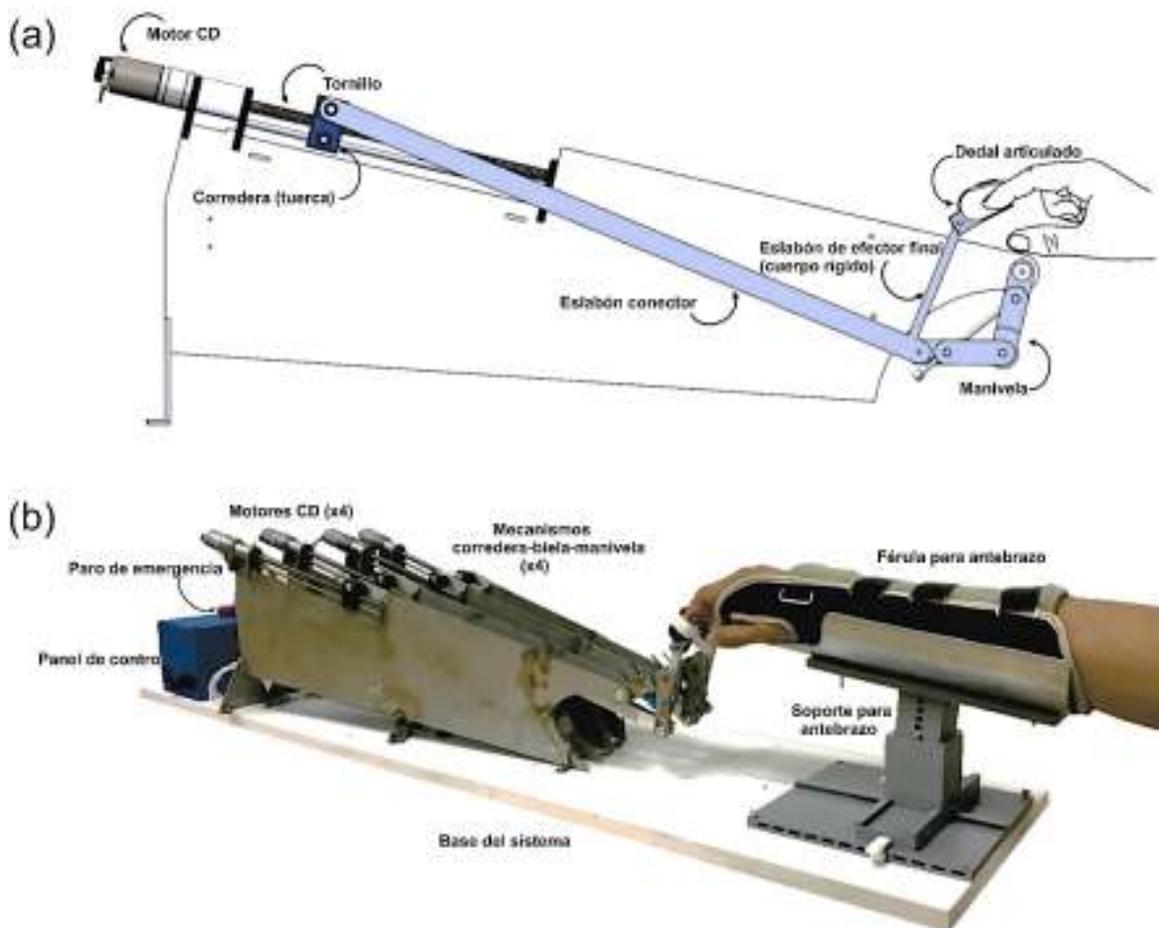


Figura 3.1. Prototipo de rehabilitación de dedos: (a) Esquema CAD, (b) Dispositivo real.

El prototipo utiliza dos tarjetas de control RoboClaw 2X7a de la marca Motion Control [70], cada una controla un par de motores a través de comunicación serial USB. Para facilitar la conexión entre las tarjetas de control y el hardware del

dispositivo, se fabricó un panel de control dividido por dos gabinetes individuales. El gabinete inferior del panel contiene una fuente de 24 V para alimentar todo el sistema; el gabinete superior se conecta a un regulador de voltaje y a las dos tarjetas de control. El panel está habilitado además con un paro de emergencia físico, colocado por fuera del gabinete superior y que se muestra en la Figura 3.3. De ser necesario, el terapeuta o paciente pueden accionarlo fácilmente porque se ha previsto que la longitud de los cables de conexión con el motor permita posicionar a conveniencia el gabinete de control. El mantener esta configuración también permite desmontar fácilmente el motor del mecanismo si se dañara, evitando tener que configurar la conexión del motor para adecuarla al gabinete, la Figura 3.4 muestra dicha configuración.



Figura 3.2. Dedal articulado.



Figura 3.3. Gabinete de control.

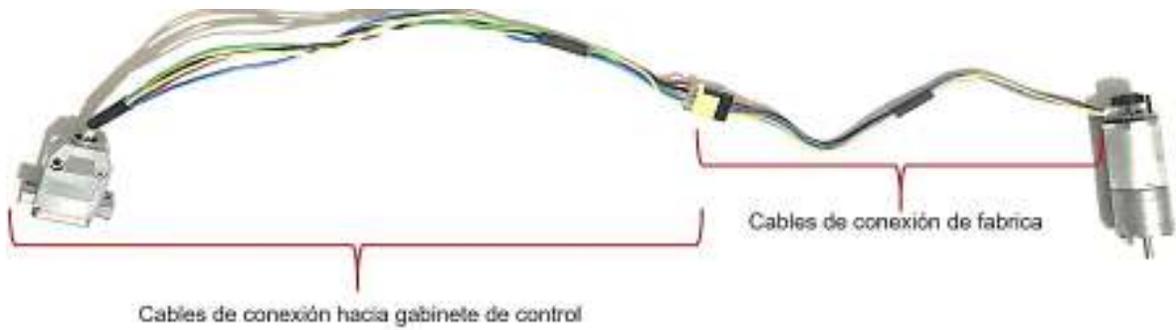


Figura 3.4. Cableado de motor.

3.2.1 CINEMÁTICA DEL DISPOSITIVO

Los cuatro mecanismos independientes que constituyen el dispositivo de rehabilitación tienen la misma configuración, por lo que realizar el análisis cinemático para uno de ellos es suficiente. La Figura 3.5 muestra la representación vectorial de uno de los mecanismos; los vectores **1** y **3** corresponden a los segmentos AB y BC, respectivamente.

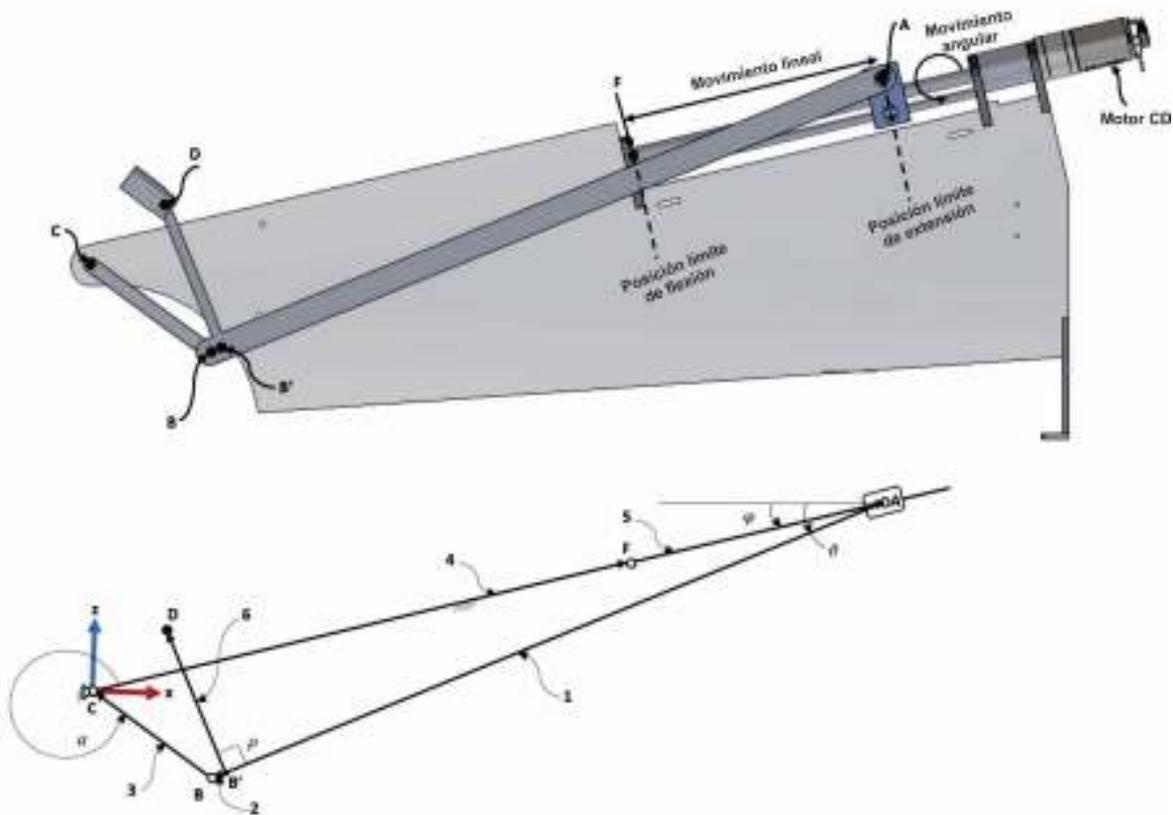


Figura 3.5. Representación CAD y vectorial del dispositivo de rehabilitación.

El vector **4** representa la distancia física entre los puntos C y F, donde F es la posición de flexión mínima, la distancia tiene un valor de 344 mm en el prototipo. El vector **5**, definido por c en la ecuación (6), representa la distancia lineal correspondiente al movimiento de la corredera, y se define en función del movimiento angular del motor. Este vector involucra tanto la longitud del vector **4** como la distancia entre los valores mínimo y máximo de posición correspondientes a los puntos de flexión y extensión.

$$c = \frac{\theta}{2\pi\rho} \leq 125 \text{ mm} \quad (6)$$

Donde:

θ : Posición articular del motor CD

ρ : Paso del tornillo.

El análisis cinemático detallado del dispositivo se presenta en [71], para fines prácticos solo se desglosan las coordenadas del efector final, contenido en el plano xz. Para la derivación matemática a cada vector se le asignó una etiqueta, todos los vectores quedan definidos por la Tabla **3.1**.

Tabla 3.1. Etiquetas de vectores.

Vector	1	2	3	4	5	6
Etiqueta	a	d	b	f	c	e

Las ecuaciones (7) y (8) representan los ángulos ϑ y α , respectivamente. El mecanismo tiene una inclinación $\varphi \sim 10^\circ$ con respecto a la horizontal. El efector final localizado en el punto **D**, representa el punto de contacto entre el dispositivo y la punta del dedo del paciente; la trayectoria que sigue este punto (Figura **3.6**) asemeja una trayectoria elíptica que pretende ajustarse mejor a la trayectoria natural de flexión-extensión de los dedos.

El eslabón acoplador B'D se considera como un cuerpo rígido unido perpendicularmente al eslabón AB con un ángulo de rotación definido por β en la ecuación (9).

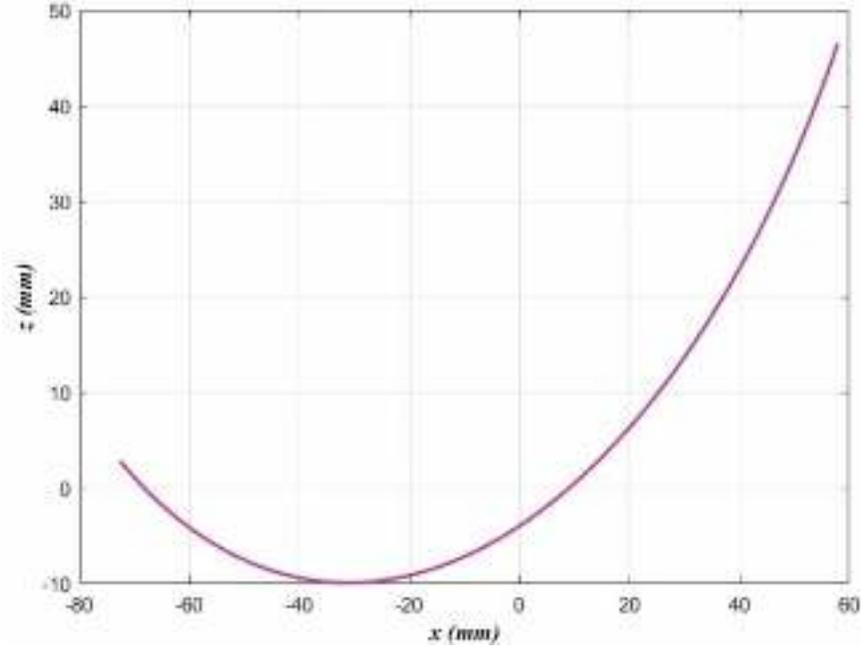


Figura 3.6. Trayectoria que genera el efector final del mecanismo.

$$\vartheta = \varphi + \arccos\left(\frac{b^2 - c^2 - a^2}{-2ac}\right) \quad (7)$$

$$\alpha = 360 + \varphi - \arccos\left(\frac{a^2 - c^2 - b^2}{-2bc}\right) \quad (8)$$

$$\beta = \varphi + \vartheta + \rho \quad (9)$$

A través del análisis cinemático, las ecuaciones (10) y (11) definen la posición y velocidad del punto D, respectivamente.

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b \cos \alpha + d \cos \theta + e \cos \beta \\ b \sin \alpha + d \sin \theta + e \sin \beta \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\mathbf{V} = \dot{\mathbf{D}} = \left(\frac{d\mathbf{D}}{d\theta}\right) \dot{\theta} \quad (11)$$

3.3 ESTRATEGIA DE CONTROL DE INTERACCIÓN PARA EL DISPOSITIVO

Utilizando los conceptos definidos en la sección 3.1, se definen los dos sistemas que están interactuando durante el proceso de rehabilitación; el primer sistema, denominado como “S1”, es el sistema constituido por el dispositivo de rehabilitación y el segundo sistema, denominado como “S2”, es el sistema correspondiente al

dedo del paciente, ambos sistemas unidos por el dedal articulado. El control de interacción consiste en regular el comportamiento dinámico del dispositivo en su “puerto de interacción” con el dedo del paciente. El “puerto de interacción” se refiere al lugar dónde se intercambian las variables dinámicas de movimiento y fuerza. El control de interacción involucra definir la interacción dinámica entre las variables del puerto e implementar una ley de control que minimice la desviación que relaciona esas variables, ya sea a través de regular la impedancia o regular la admitancia del manipulador [68].

3.3.1 IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL POR IMPEDANCIA

La primera parte del algoritmo de “bajo-nivel” para el dispositivo de rehabilitación consiste en modular la impedancia utilizando el controlador de impedancia “simple”. El dispositivo se modela como impedancia y el dedo del paciente como admitancia, tal como se indica en la Figura 3.7, dónde las flechas siguen la convención de signos de “media flecha” y la característica de “causalidad” definidos para los gráficos de enlace [8].

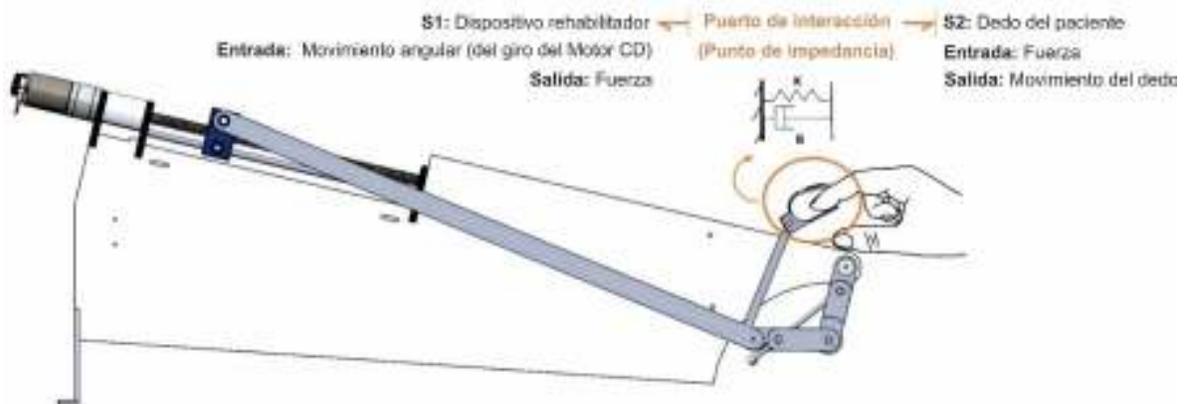


Figura 3.7. Esquema del control por impedancia.

Para esta aplicación, el motor y los dos mecanismos que conforman el rehabilitador se consideran como una impedancia equivalente. Si bien es posible separar cada elemento como una impedancia individual y obtener un algoritmo de control para cada una, estos algoritmos individuales pueden superponerse y ser representados por un algoritmo equivalente [68].

No forma parte de los objetivos de esta tesis analizar el comportamiento dinámico de la cadena cinemática de los dedos, de hecho, la elección de la teoría de control por impedancia permite prescindir de un modelo completo del entorno, como se describe en la sección 3.1.

Para definir la impedancia equivalente, si se define la fuerza del dedo como un vector de fuerza con componentes \mathbf{i} y \mathbf{k} (direcciones de los vectores unitarios del plano xz) aplicada en el punto D del mecanismo, es posible trasladar esa fuerza hacia el punto A utilizando un sistema equivalente fuerza-par, tal como se indica en la Figura 3.8. El sistema equivalente fuerza-par en el punto A queda definido por la ecuación (12), donde el vector $\mathbf{r}_{D/A}$ se define como la distancia que existe entre el punto A y D, definido también en direcciones \mathbf{i} y \mathbf{k} .

$$\mathbf{F}_A = \mathbf{F}_D = F_{Dx} \mathbf{i} + F_{Dz} \mathbf{k} \quad (12)$$

$$\mathbf{M}_A = \mathbf{r}_{D/A} \times \mathbf{F}_D$$

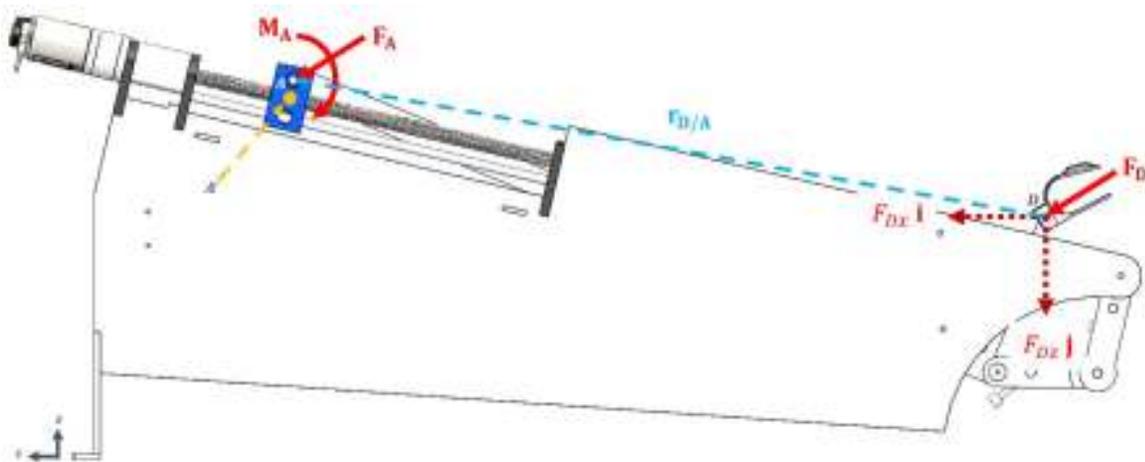


Figura 3.8. Transformación de la fuerza del dedo aplicada en el efector final (punto D) a un sistema equivalente fuerza-par ubicado en el punto A.

Ese nuevo sistema par-equivalente en el punto A del mecanismo debe ser trasladado al punto A' que se ubica sobre el eje del tornillo. Sin embargo, la distancia entre esos puntos involucra las tres direcciones en el espacio, cómo se observa en la Figura 3.9, por lo que se necesita definir un nuevo vector de distancia $\mathbf{r}_{A/A'}$ que nos permita calcular el sistema fuerza-par aplicado en el punto A', el cual queda definido por la ecuación (13).

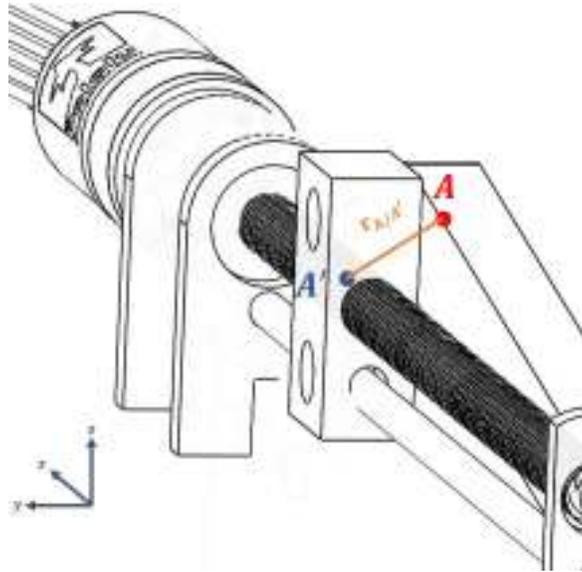


Figura 3.9. Translación del sistema fuerza-par del mecanismo al eje del tornillo.

$$\mathbf{F}_{A'} = \mathbf{F}_A \quad (13)$$

$$\mathbf{M}_{A'} = \mathbf{M}_A + \mathbf{r}_{A/A'} \times \mathbf{F}_A$$

Debido a que $\mathbf{F}_{A'}$ es una fuerza axial, no genera un torque con respecto al eje del motor, y únicamente el $\mathbf{M}_{A'}$ es considerado, este torque $\mathbf{M}_{A'}$ representa el torque de interacción debido al paciente, y se denominará como τ_I a partir de ahora. Derivado de este análisis, se utiliza el modelo dinámico de un motor de corriente directa con carga externa y torque por fricción debido a la carga, quedando definido por el modelo dinámico de la ecuación (14).

$$\tau_M + \tau_I = I\ddot{\theta} + f\dot{\theta} + \tau_F \quad (14)$$

Donde:

τ_M : Torque del motor CD

τ_I : Torque de interacción

τ_F : Torque por fricción debido a la carga

I : Inercia del dispositivo rehabilitador

f : Constante de fricción entre el motor y sus soportes

θ : Posición angular del motor

τ_F se define como la fricción debido al movimiento relativo entre la tuerca y el tornillo. Este comportamiento no puede aislarse del sistema, por lo que es considerado durante el desarrollo del algoritmo de control; agrupando los términos de lado derecho de la ecuación (14), se define la nueva variable τ_{NI} que representa el comportamiento del rehabilitador sin interacción con el dedo del paciente, y que queda expresada por la ecuación (15). τ_{NI} se estimó en función de la corriente que consume el motor para mover el dispositivo, debido a que existen variaciones de corriente por cada paso de avance en la transmisión.

$$\tau_{NI} = I\ddot{\theta} + f\dot{\theta} + \tau_F \quad (15)$$

Para estimar el comportamiento de τ_{NI} se realizaron 30 repeticiones del movimiento del mecanismo con 42 muestras cada uno, desde la posición inicial hasta el límite máximo de translación de la corredera, las desviaciones estándar de cada punto del movimiento oscilan entre 0.15-0.17 A como máximo; por lo que se tomó la media de la corriente en cada punto para obtener el comportamiento del acoplamiento de la transmisión- mecanismo con el motor. El valor de corriente es transformado a torque considerando una constante de torque $k_t = 0.143 \text{ Nm/A}$, obtenido de los valores de parada (stall) de torque y corriente del motor [69].

La Figura 3.10a muestra el comportamiento del torque cuando el motor se encuentra desacoplado al mecanismo, mientras que la Figura 3.10b muestra el comportamiento del torque cuando el motor es acoplado a la transmisión-mecanismo. De ambas gráficas, el primer incremento en el torque se relaciona con la corriente necesaria para vencer la inercia del dispositivo y el motor, respectivamente.

Para la estimación del torque de interacción τ_I , se asume que el consumo de corriente está directamente relacionado con la capacidad de movimiento de flexión-extensión del paciente. Una ventaja de esta consideración es que se evita el uso de sensores extra para estimar el comportamiento del torque que ejerce el paciente respecto al dispositivo. Se debe mencionar que el dispositivo se encuentra en su etapa inicial, viabilidad clínica, categoría 0 según la clasificación para ensayos clínicos para robots de rehabilitación descrita en la literatura [28]. Los experimentos

que se describirán a continuación se han realizado con un pequeño número de sujetos sanos, los cuáles han dado su consentimiento informado para esta investigación.

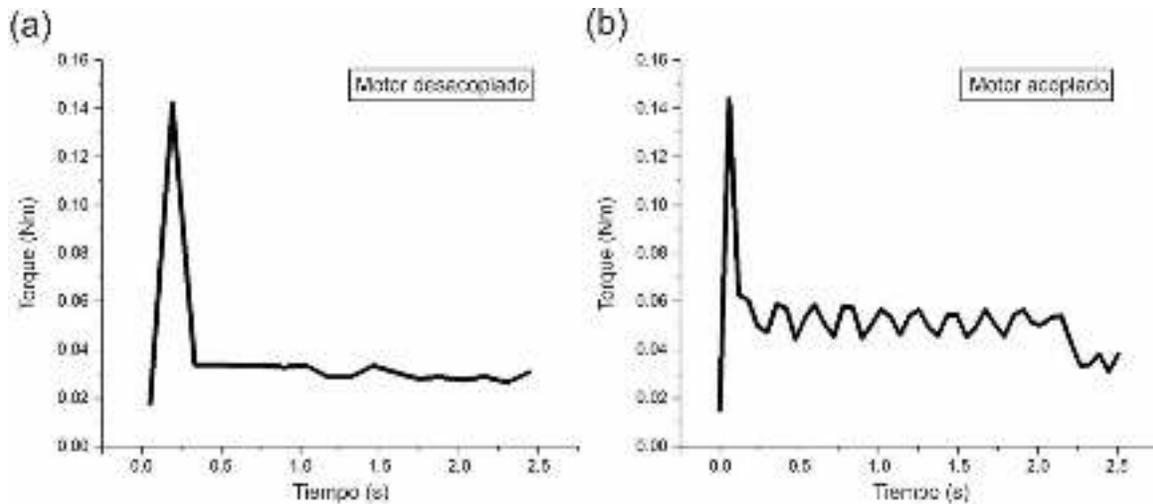


Figura 3.10. τ_{NI} : (a) Torque de motor sin carga. (b) Torque de motor con mecanismo acoplado.

Con la finalidad de corroborar la premisa anterior respecto a τ_I , se desarrolló un experimento de tres etapas en el que se simuló la restricción del movimiento de las articulaciones de los dedos en nueve voluntarios sanos, hombres y mujeres en un rango de 25 a 40 años de edad, todos sin ningún tipo de lesión o condición traumática en los dedos. Al igual que el torque τ_{NI} , τ_I se estima a través del consumo de corriente en el motor y utilizando una constante de torque $k_t = 0.143$ Nm/A.

En la primera etapa del experimento (E1), se restringió el movimiento de flexión de la articulación interfalángica proximal (PIP). La segunda etapa (E2) consistió en restringir el movimiento de flexión de la PIP y el movimiento de flexión de la articulación interfalángica distal (DIP). Finalmente, en la tercera etapa (E3) se restringió el movimiento de extensión de la PIP. Para restringir el movimiento de las articulaciones se utilizó cinta médica adhesiva colocada alrededor de la articulación correspondiente según la etapa del experimento. Además, para limitar más el movimiento a la flexión, se colocó cinta médica desde la articulación hasta la longitud del antebrazo de cada voluntario. La Figura 3.11 muestra las etapas E1, E2

y E3. Con las articulaciones inmovilizadas se aseguró que los voluntarios no fueran capaces de realizar movimientos de flexión y extensión.

Los voluntarios fueron instruidos para sentarse frente al dispositivo con el antebrazo colocado firmemente en el soporte, el cual se ajustó manualmente para cada voluntario. La punta del dedo se unió al dedal utilizando cinta médica adhesiva (Figura 3.12) y se les solicitó a los participantes que no realizaran ningún movimiento una vez que su dedo quedará unido al dispositivo. Esto último con la finalidad de no añadir ninguna fuerza de restricción cuando se ejecutaba la trayectoria.

Se utilizó un control de posición PD para comandar la posición articular en las tres etapas en un rango de 0 a 2500 rad.

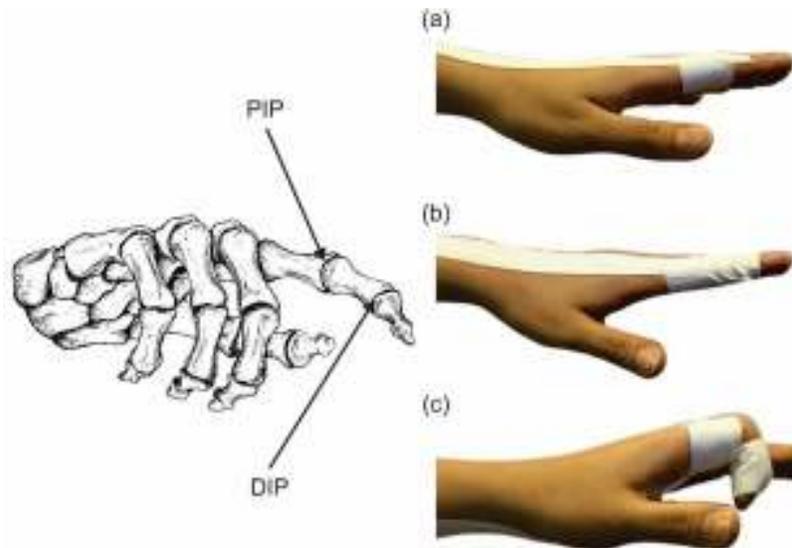


Figura 3.11. Etapas del experimento para calcular τ_j : (a) E1; (b) E2; (c) E3.



Figura 3.12. Unión dispositivo-paciente.

La Figura 3.13 muestra los resultados obtenidos del experimento, donde en color verde se indica la trayectoria de referencia según el tipo de movimiento. La Figura 3.13a muestra la diferencia entre el torque τ_I estimado para las etapas E1 (rojo) y E2 (azul) con respecto a torque τ_{NI} (negro). La gráfica muestra el incremento del torque τ_I cuando las articulaciones son inmovilizadas durante el movimiento de flexión. La Figura 3.13b muestra cómo el torque τ_I incrementa considerablemente cuando se restringe el movimiento de extensión de la PIP. La Figura 3.14 muestra los errores de seguimiento en las tres etapas del experimento.

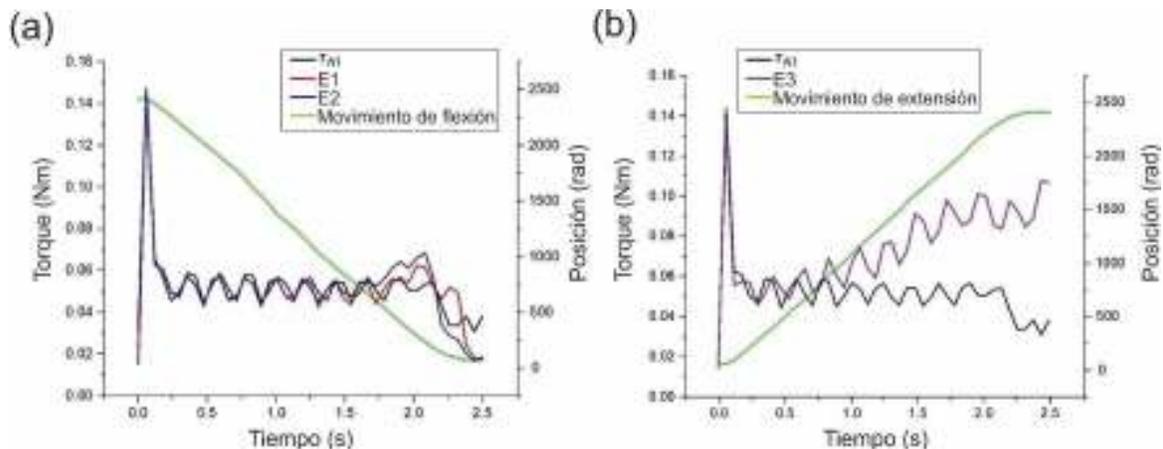


Figura 3.13. Torques τ_I y τ_{NI} , y la trayectoria de referencia para: (a) movimiento de flexión y (b) movimiento de extensión.

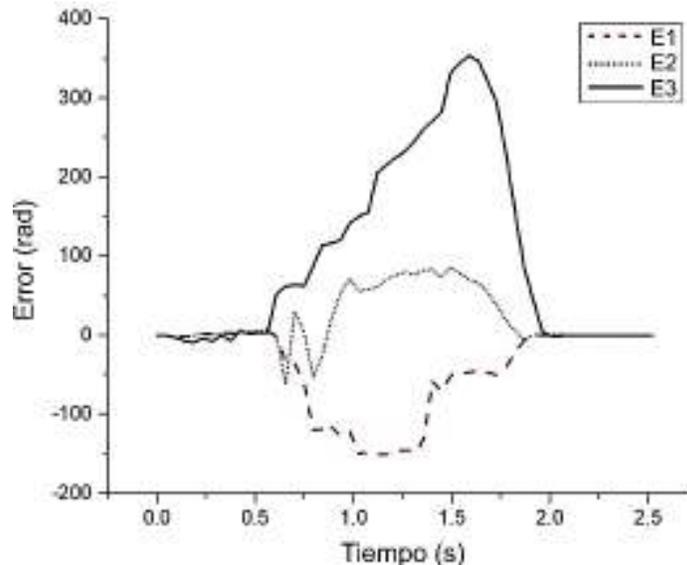


Figura 3.14. Errores de posición.

Una vez caracterizados los torques de la ecuación (14), se define la impedancia objetivo como un sistema resorte-amortiguador unido al efector final del dispositivo,

de tal forma que la ley de control que define la impedancia queda expresada en la ecuación (16); θ_d y $\dot{\theta}_d$ representan la posición y velocidad ideales que debe seguir la trayectoria articular, mientras que K y B se utilizan como valores constantes para la rigidez y amortiguamiento del sistema resorte-amortiguador. Los valores K y B no están limitados a constantes ni dependen del contacto entre los sistemas, es posible definirlos con una función, inclusive no lineal; en este planteamiento se consideran como valores constantes.

Combinando ambas ecuaciones se obtiene un controlador que implementa el comportamiento dinámico de un resorte-amortiguador en el espacio articular del rehabilitador y que queda expresado por la ecuación (17). Este controlador depende fundamentalmente de los valores otorgados a K y B , ya que estos definen el tipo de comportamiento deseado del sistema: subamortiguado, sobreamortiguado o críticamente amortiguado.

$$\tau_M = K(\theta_d - \theta) + B(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) \quad (16)$$

$$K(\theta_d - \theta) + B(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + \tau_I = I\ddot{\theta} + f\dot{\theta} + \tau_F \quad (17)$$

Debido a que el motor del dispositivo no es de par controlado, es necesario transformar la señal de torque a la representación digital que utiliza la tarjeta de control para energizar el motor. El torque τ_M puede transformarse a voltaje V_M utilizando la ecuación dinámica del motor definida por la ecuación (18).

$$V_M = \frac{R}{k_t} \tau_M + V_{fem} \quad (18)$$

Donde:

R : Resistencia del motor

V_{fem} : Voltaje de la fuerza electromotriz

V_{fem} se calcula multiplicando la velocidad angular del motor por la constante de fuerza electromotriz; para el tipo de motor utilizado esta constante tiene un valor de centésimas, por lo que el voltaje de la fuerza electromotriz se desprecia. El valor de

voltaje V_M corresponde a un valor en el rango de ± 215 bits, las tarjetas de control se utilizan en lazo abierto para transformar la señal digital en una salida de voltaje analógico que energiza a los motores a través de un PWM.

La trayectoria deseada θ_d se compone de dos polinomios de quinto orden para ejecutar un movimiento completo de flexión-extensión, como se expresa en la ecuación (19), lo que permite obtener perfiles continuos de velocidad y posición. El primer polinomio que corresponde al movimiento, que lleva al dedo desde la posición de flexión hasta la posición de extensión, se muestra en la ecuación (20); el segundo polinomio que corresponde al movimiento del dedo desde la posición de extensión hasta la posición de flexión se define por la ecuación (21). Ambos implementados en el espacio articular del dispositivo con una duración de 4.5 segundos para cada uno.

$$\theta_d = \begin{cases} \theta_{fe} & \text{si } t_i \leq t \leq t_m \\ \theta_{ef} & \text{si } t_m < t \leq t_f \end{cases} \quad (19)$$

$$\theta_{fe} = \theta_i \left[10 \left(\frac{t}{t_m} \right)^3 - 15 \left(\frac{t}{t_m} \right)^4 + 6 \left(\frac{t}{t_m} \right)^5 (\theta_f - \theta_i) \right] \quad (20)$$

$$\theta_{ef} = \theta_f \left[10 \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^3 - 15 \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^4 + 6 \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^5 (\theta_i - \theta_f) \right] \quad (21)$$

Con condiciones iniciales:

$$\theta_d(t_i) = \theta_i = 0 \text{ rad}$$

$$\theta_d(t_f) = \theta_f = 2323 \text{ rad}$$

$$t_i = 0 \text{ s}, t_f = 9 \text{ s}, t_m = t_f/2 \text{ s}$$

La primera y segunda derivada del polinomio θ_{fe} quedan expresadas por las ecuaciones (22) y (23), y representan los polinomios de velocidad y aceleración, respectivamente. De manera análoga, los polinomios de las ecuaciones (24) y (25) corresponden a las derivadas de θ_{ef} . Los perfiles de posición, velocidad y aceleración se aprecian en la Figura 3.15.

$$\dot{\theta}_{fe}(t) = \theta_i \left[\left(\frac{30}{t_m} \right) \left(\frac{t}{t_m} \right)^2 - \left(\frac{60}{t_m} \right) \left(\frac{t}{t_m} \right)^3 + \left(\frac{30}{t_m} \right) \left(\frac{t}{t_m} \right)^4 (\theta_f - \theta_i) \right] \quad (22)$$

$$\ddot{\theta}_{fe}(t) = \theta_i \left[\left(\frac{60}{t_m^2} \right) \left(\frac{t}{t_m} \right) - \left(\frac{180}{t_m^2} \right) \left(\frac{t}{t_m} \right)^2 + \left(\frac{120}{t_m^2} \right) \left(\frac{t}{t_m} \right)^3 (\theta_f - \theta_i) \right] \quad (23)$$

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_{ef}(t) = \theta_i \left[\left(\frac{30}{t_m} \right) \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^2 - \left(\frac{60}{t_m} \right) \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^3 \right. \\ \left. + \left(\frac{30}{t_m} \right) \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^4 (\theta_i - \theta_f) \right] \quad (24) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \ddot{\theta}_{ef}(t) = \theta_i \left[\left(\frac{60}{t_m^2} \right) \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right) - \left(\frac{180}{t_m^2} \right) \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^2 \right. \\ \left. + \left(\frac{120}{t_m^2} \right) \left(\frac{t_f - t_m - t}{-t_m} \right)^3 (\theta_i - \theta_f) \right] \quad (25) \end{aligned} \quad (17)$$

Con condiciones iniciales:

$$\dot{\theta}_D(0) = 0 \text{ rad/s}$$

$$\ddot{\theta}_D(0) = 0 \text{ rad/s}^2$$

$$\dot{\theta}_D(t_f) = 0 \text{ rad/s}$$

$$\ddot{\theta}_D(t_f) = 0 \text{ rad/s}^2$$

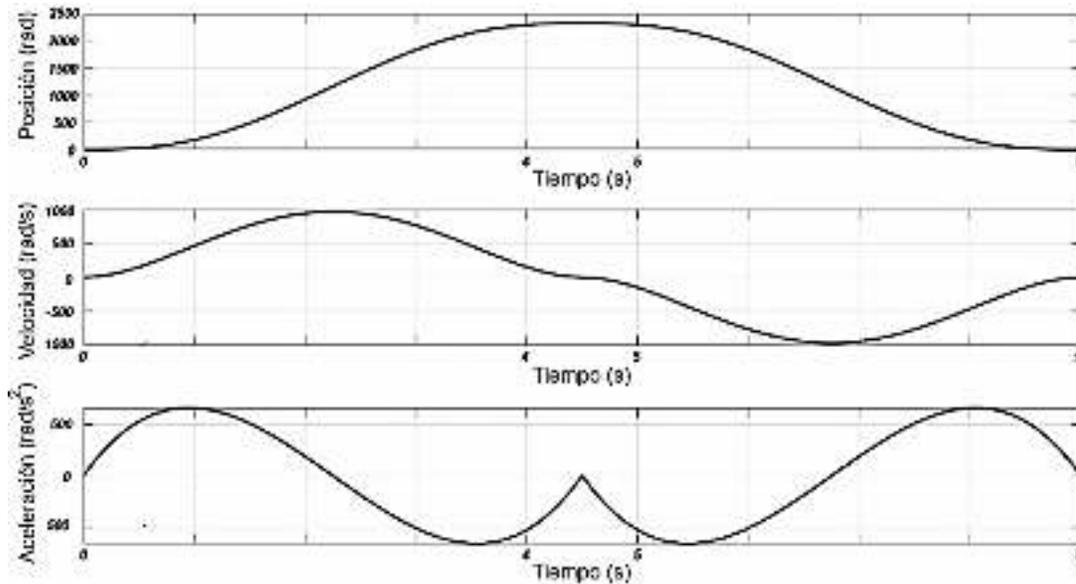


Figura 3.15. Perfiles de posición, velocidad y aceleración articular.

Dada la configuración del dispositivo, desviar la trayectoria del efector final fuera del plano de acción es imposible, pero se ve afectada si el paciente es incapaz de completar el movimiento. La función del controlador por impedancia (en esta aplicación particular) es minimizar el valor de voltaje que recibe el motor conforme el error en la trayectoria se amplifique. El aumento en el error de la trayectoria implicaría que el paciente opone resistencia al movimiento, y es interpretado como una limitante de la capacidad de flexión-extensión del dedo.

Cuando se presenta una restricción cinemática que aumente el torque de interacción τ_I , el controlador disminuye la velocidad del dispositivo al reducir el valor del voltaje que recibe el motor, si τ_I llega a ser muy alto, el dispositivo se mantendrá en la misma posición hasta que la fuerza de interacción τ_I disminuya. La Figura 3.16 muestra el esquema de control por impedancia y la Figura 3.17 el comportamiento esperado de la trayectoria articular y la trayectoria del efector final ante una restricción de movimiento.

El algoritmo de control por impedancia se complementa con una estrategia de ajuste que modifica el sentido de la trayectoria del efector final, con la finalidad de realizar un movimiento continuo de flexión-extensión en función de las limitaciones del paciente.

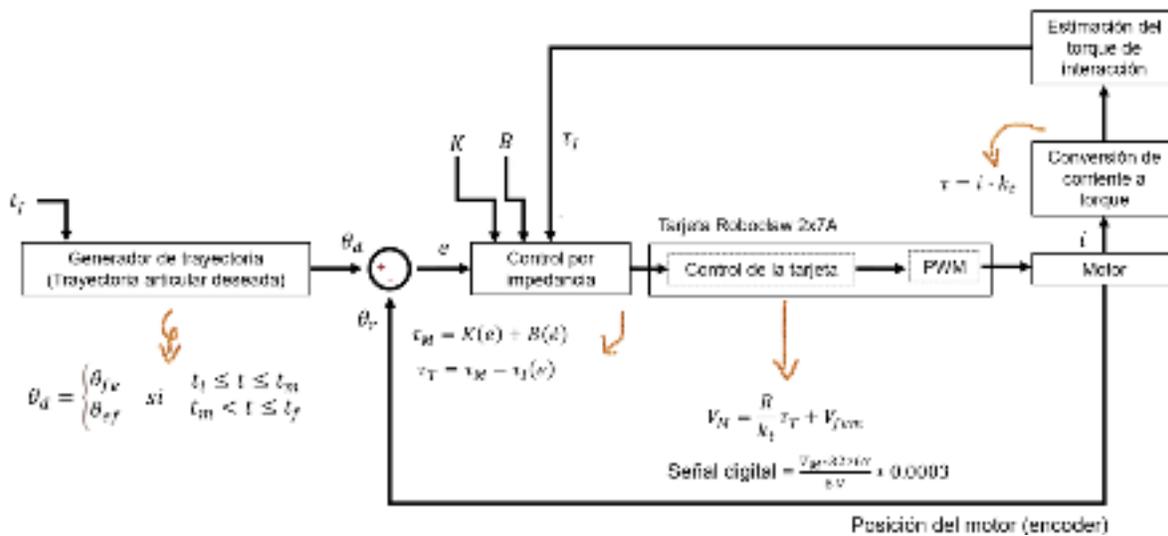


Figura 3.16. Esquema de control por impedancia.

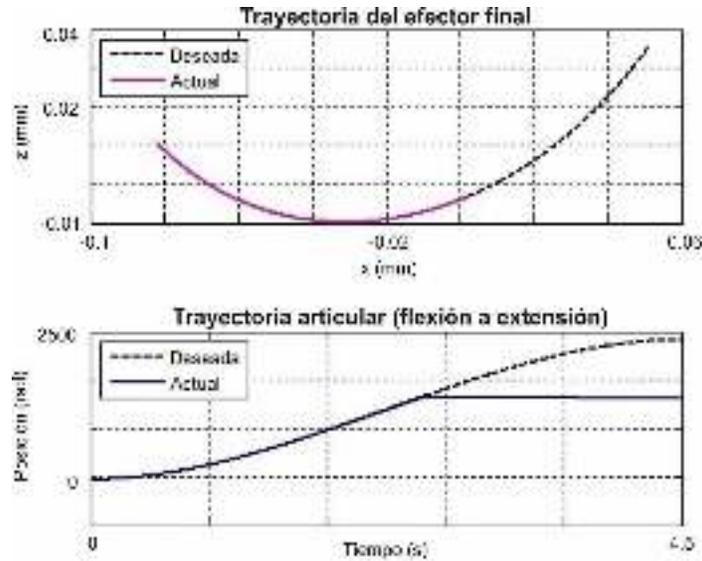


Figura 3.17. Simulación del esquema de control por impedancia.

3.3.2. ESTRATEGIA DE AJUSTE DE TRAYECTORIA

Para establecer el cambio de sentido en la trayectoria de flexión-extensión proporcionada por el efector final, se estableció un valor límite de τ_I , mientras el controlador por impedancia disminuye el voltaje del motor conforme incrementa τ_I ; si τ_I aumenta de tal forma que exceda el valor de τ_{NI} en un 2% durante 0.6 segundos, se implementa un nuevo polinomio que modifica la trayectoria articular θ_d y regresa a trayectoria D al efector final a su posición inicial en el punto de flexión, la Figura 3.18 muestra el esquema de la estrategia de ajuste.

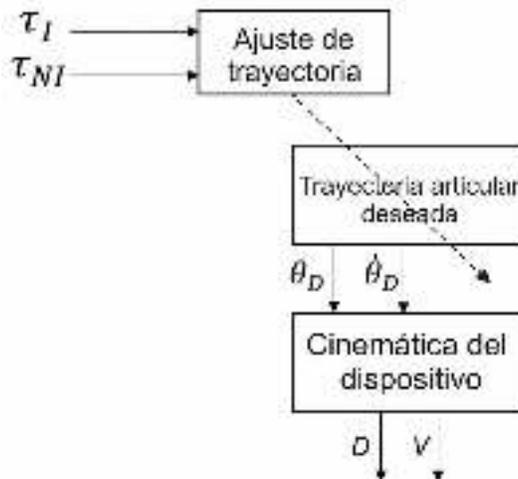


Figura 3.18. Estrategia de ajuste de trayectoria.

El valor límite y las condiciones de ajuste se establecieron con base en los resultados experimentales obtenidos para τ_I . Como se puede observar en la Figura 3.19, el incremento del torque τ_I debido a las restricciones de movimiento simuladas en las etapas E1, E2 y E3, descritas en la sección anterior, comienzan a partir de los 0.05 Nm. Derivado del movimiento relativo entre la tuerca y el tornillo, el torque τ_{NI} presenta variaciones en el rango de ± 0.05 Nm, tomando esta línea de referencia se considera un incremento del 2% respecto a τ_{NI} con la finalidad de no considerar esas variaciones. Cuando τ_I alcanza el valor límite se asume que el paciente es incapaz de continuar con el movimiento, en ese punto el control por impedancia ha disminuido prácticamente a cero el voltaje, por lo que el dispositivo se detendrá lentamente y el ajuste de trayectoria implementado lo retornará a su posición inicial.

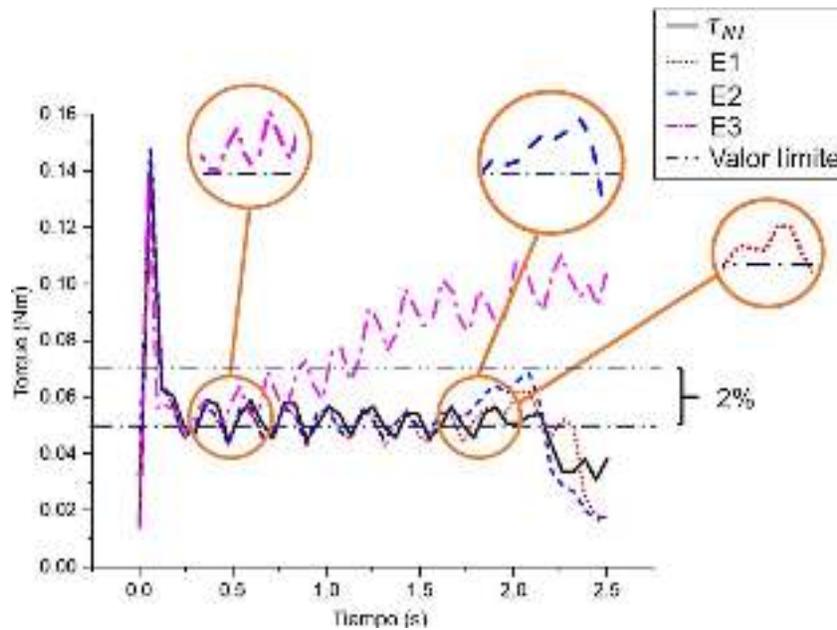


Figura 3.19. Definición del valor límite para la implementación del ajuste de trayectoria.

El ajuste de trayectoria calcula un nuevo polinomio de quinto orden que se describe en la ecuación (26). Las constantes del polinomio (a_0 - a_5) se calculan considerando la posición θ_{IT} y el tiempo t_{IT} cuando se detecta el valor límite para τ_I .

Debido a que la trayectoria se interrumpe, se debe calcular un nuevo tiempo t_{fm} en el que el polinomio θ_m debe ejecutarse. El valor de t_{fm} corresponde al doble del valor de t_{IT} , esto para que el polinomio de ajuste mantenga la simetría con respecto a la trayectoria ejecutada antes del 2% de incremento de τ_I sobre τ_{NI} (Figura 3.20).

Sí

$$\tau_I > 2\% > \tau_{NI}$$

Entonces:

$$\theta_D = \theta_m$$

$$\theta_m(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 \quad (26)$$

Donde:

$$\begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & t_{IT} & t_{IT}^2 & t_{IT}^3 & t_{IT}^4 & t_{IT}^5 \\ 0 & 1 & 2t_{IT} & 3t_{IT}^2 & 4t_{IT}^3 & 5t_{IT}^4 \\ 0 & 0 & 2 & 6t_{IT} & 12t_{IT}^2 & 20t_{IT}^3 \\ 1 & t_{fm} & t_{fm}^2 & t_{fm}^3 & t_{fm}^4 & t_{fm}^5 \\ 0 & 1 & 2t_{fm} & 3t_{fm}^2 & 4t_{fm}^3 & 5t_{fm}^4 \\ 0 & 0 & 2 & 6t_{fm} & 12t_{fm}^2 & 20t_{fm}^3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_m(t_{IT}) \\ \dot{\theta}_m(t_{IT}) \\ \ddot{\theta}_m(t_{IT}) \\ \theta_m(t_{fm}) \\ \dot{\theta}_m(t_{fm}) \\ \ddot{\theta}_m(t_{fm}) \end{bmatrix}$$

Con condiciones iniciales:

$$\theta_D(t_{IT}) = \theta_D(t_{IT})$$

$$\dot{\theta}_D(t_{IT}) = \dot{\theta}_D(t_{IT})$$

$$\ddot{\theta}_D(t_{IT}) = \ddot{\theta}_D(t_{IT})$$

$$\theta_D(t_{fm}) = \theta_i$$

$$\dot{\theta}_D(t_{fm}) = 0$$

$$\ddot{\theta}_D(t_{fm}) = 0$$

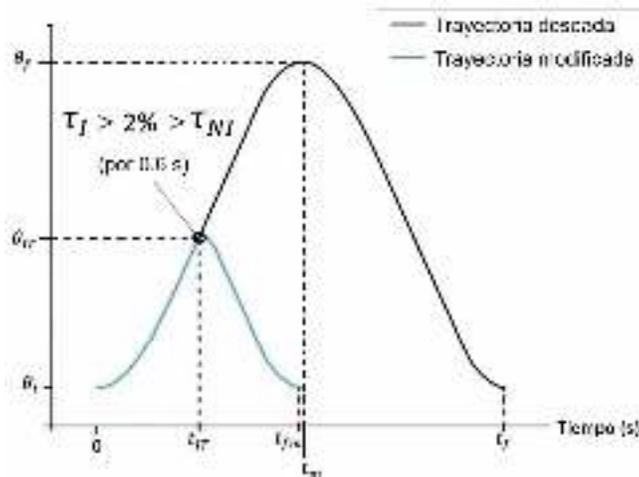


Figura 3.20. Comparación de la trayectoria deseada original y la trayectoria modificada debido al incremento de τ_I .

La estrategia de ajuste permite garantizar un apropiado rango de movimiento para cada paciente. El Anexo 1 presenta la estrategia de ajuste de trayectoria en forma de algoritmo. Para evaluar la estrategia de ajuste se repitió la etapa 3 de la experimentación diseñada para caracterizar τ_I . Se restringió el movimiento de extensión de la articulación PIP para un grupo de cinco sujetos sanos entre 25 y 30 años, sin lesiones en los dedos, todos ellos formaron parte del primer experimento.

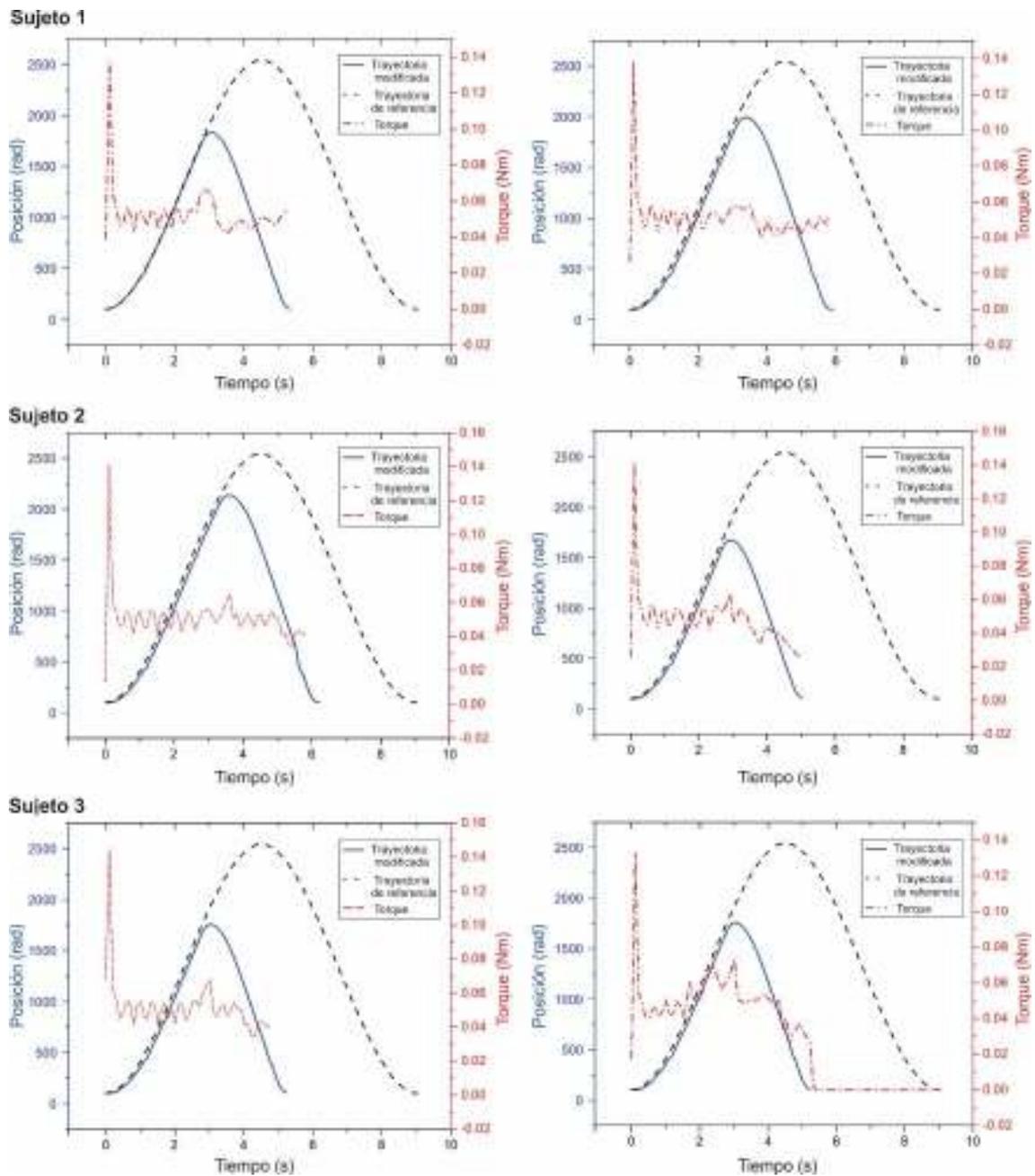


Figura 3.21. Evaluación de la trayectoria de referencia en tres sujetos sanos.

Con cada sujeto se realizaron cinco repeticiones de movimiento con la articulación restringida. La Figura 3.21 muestra dos de las cinco repeticiones de tres sujetos distintos. Cada gráfica muestra la trayectoria de referencia, la cual se programó hasta el límite del punto de extensión máxima, y la gráfica de la trayectoria modificada cuando se cumple la condición del valor límite para τ_l . De la figura se observa que la trayectoria modificada efectivamente no continúa con el movimiento de flexión a extensión, sino que, al detectar el incremento en el torque, correspondiente a la restricción en el dedo, regresa a la posición de flexión.

Este proceso continúa hasta que el paciente mejore el rango de movimiento de sus articulaciones. Conforme el paciente pueda ejecutar una amplitud de movimiento mayor, el dispositivo se adaptará a su evolución. Eventualmente se espera que sea capaz de reproducir la trayectoria hasta el punto de extensión máxima.

El algoritmo de control de interacción del dispositivo está conformado por el control por impedancia y la estrategia de ajuste de trayectoria.

CAPÍTULO 4 RESULTADOS EXPERIMENTALES DE LA ESTRATEGIA DE CONTROL

4.1 IMPLEMENTACIÓN

Para la implementación del algoritmo de control de interacción se utiliza el entorno de programación gráfico LabVIEW. La Figura 4.1 muestra el esquema general de la implementación del hardware. LabVIEW proporciona dos ventanas de programación: el panel frontal que corresponde a la interfaz de usuario; y el diagrama de bloques dónde se realiza la programación a través de módulos, lo que permite crear subprogramas ejecutables con facilidad.



Figura 4.1. Plataforma de instrumentación.

La interfaz de usuario permite establecer y variar los parámetros de la estrategia de control, mientras que el diagrama de bloques contiene las estructuras y funciones que transfieren las estructuras de datos a través de las terminales de los objetos definidos dentro del diagrama. Ambos constituyen la simulación en tiempo real del sistema que se interconecta con los componentes físicos del panel de control y el prototipo (Figura 4.2).

La interfaz de usuario utilizada para las pruebas experimentales de esta aplicación permite al usuario variar tres parámetros: el tiempo de ejecución de la trayectoria de flexión-extensión, y las constantes de rigidez y amortiguamiento involucradas en la función de impedancia. Además, el usuario puede visualizar el comportamiento de la señal de referencia y la respuesta; el panel de control se muestra en la Figura 4.3.

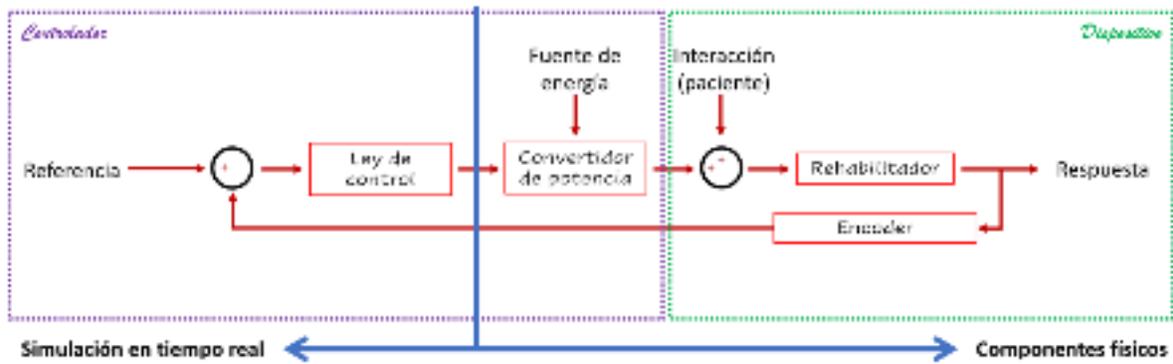


Figura 4.2. Configuración software-hardware.

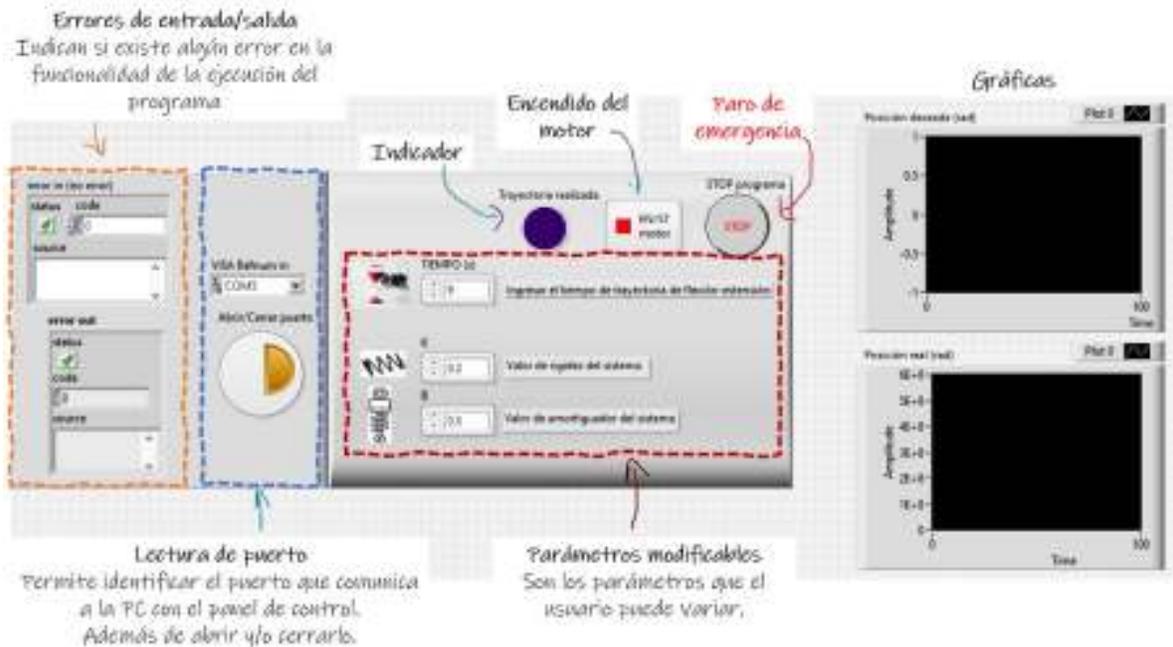


Figura 4.3. Interfaz de usuario.

En el Anexo 2 puede consultarse la programación gráfica realizada en LabVIEW correspondiente al esquema de control de la Figura 4.4. Este esquema de control se puede programar de forma independiente para cada motor del mecanismo.

Es apreciable del esquema de la Figura 4.4 que se ha añadido un torque más denominado como $\tau_{compensación}$. Derivado de las constantes K y B utilizadas, y que están relacionadas con la respuesta del sistema, fue necesario agregar un torque de compensación para acelerar la respuesta del sistema al inicio del movimiento. Los valores de K y B se establecieron derivados de la experimentación realizada, según distintas fuerzas de interacción, la cual se expone en la siguiente sección.

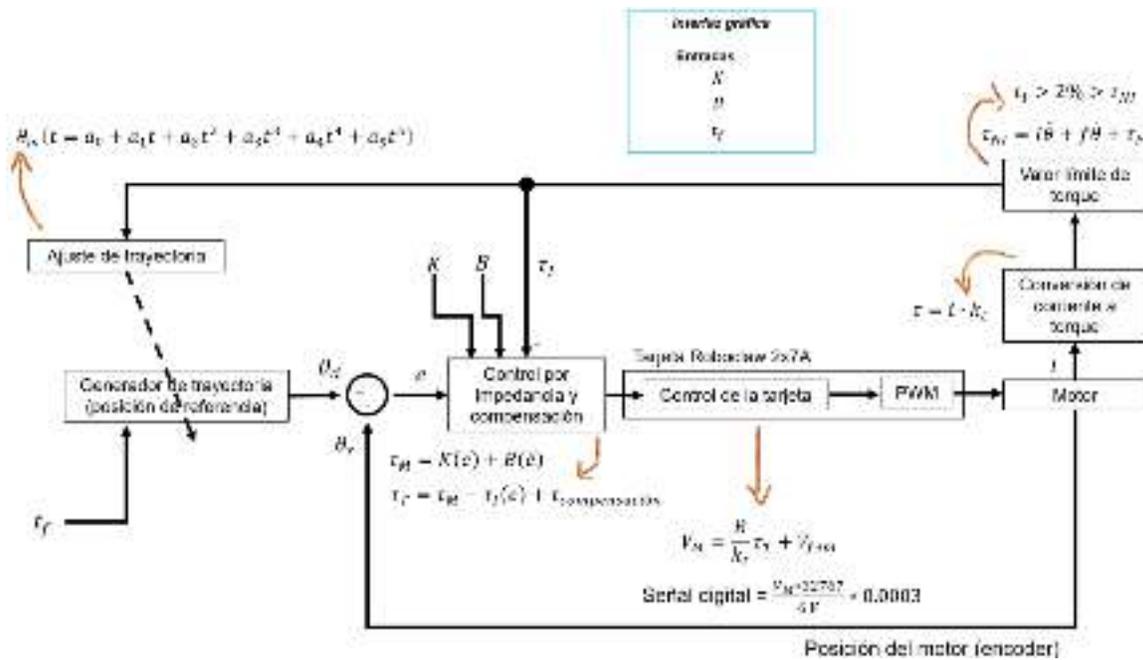


Figura 4.4. Esquema de control para cada motor.

Se observó que después de iniciado el movimiento, existe un periodo de tiempo en el que la variación de la respuesta en posición es prácticamente nula, la hipótesis es que se debe al juego mecánico entre los elementos de la transmisión. Se agregó la compensación de la fricción de Coulomb al esquema de control, la cual corresponde a la fricción de deslizamiento. Esta compensación se basa en una retroalimentación que utiliza un comando de velocidad; se estima la fricción de Coulomb como valor constante, la cual se añade o se resta del comando de torque del motor según el signo de la velocidad de referencia (Figura 4.5). Utilizar la velocidad de referencia en lugar de la señal de la velocidad retroalimentada evita que el torque de compensación tenga un cambio brusco cada que el motor presente una velocidad cercana a cero [72].

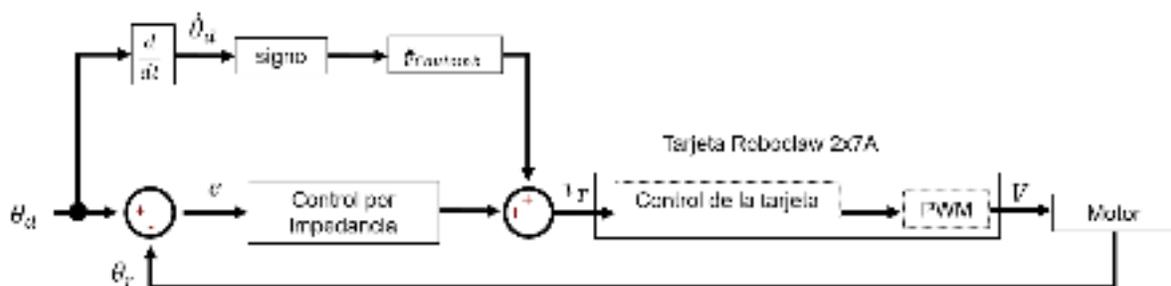


Figura 4.5. Compensación de la fricción de Coulomb.

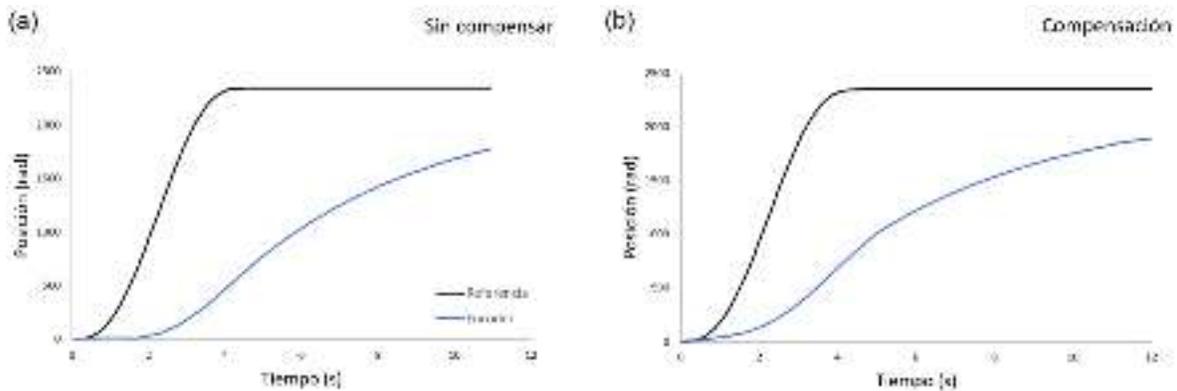


Figura 4.6. Resultados de la compensación.

La Figura 4.6 muestra la señal de referencia y la posición del motor considerando únicamente el movimiento de flexión-extensión (4.5 segundos). La Figura 4.6a muestra la respuesta del sistema sin compensar mientras que la Figura 4.6b muestra el sistema compensando utilizando una constante de magnitud 100 para la fricción de Coulomb. El valor de la constante de fricción de Coulomb se eligió en función del torque para vencer la inercia en comparación con la señal de control proporcionada por el control por impedancia. En la Figura 4.7 se muestra que el torque necesario para vencer completamente la inercia del mecanismo corresponde a una señal de control de magnitud 100, por lo tanto, se toma este valor para la fricción de Coulomb.

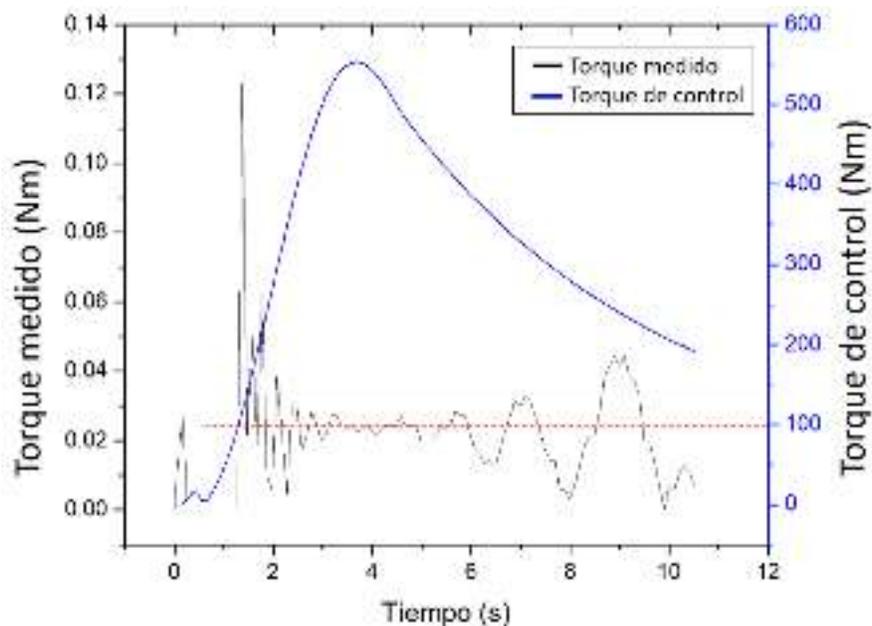


Figura 4.7. Elección de la constante de fricción de Coulomb.

4.2 CARACTERIZACIÓN DE LA MAGNITUD DEL TORQUE DE INTERACCIÓN

A diferencia de otras estrategias de control que buscan reproducir la funcionalidad de la mano a través de movimientos simultáneos de los dedos (por ejemplo, simulando el movimiento de agarre), el algoritmo de control presentado en la Figura 4.4 se enfoca en la rehabilitación individual de cada dedo con la finalidad de recuperar las habilidades de control motor en el paciente.

Con ese enfoque, es importante conocer la fuerza de oposición que cada dedo puede ejercer sobre el mecanismo. En [73] se utiliza el dispositivo Amadeo para caracterizar el rango de magnitud de las fuerzas ejercidas por las puntas de los dedos (índice, medio, anular y meñique) durante el movimiento de flexión y extensión. La investigación revela que existe un acoplamiento pasivo natural de los dedos, el cual impide que el movimiento individual de cada dedo quede totalmente aislado respecto de los otros, esto implica que cuando ejercemos fuerza en un dedo particular existen también fuerzas en los demás dedos derivadas de la co-activación de los músculos de la mano.

La Tabla 4.1 muestra los rangos de fuerza para los movimientos de flexión y extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique para el grupo de participantes. Los datos se obtuvieron de un grupo de nueve sujetos sanos entre 26 y 41 años. Los sujetos realizaron contracciones isométricas cíclicas activando los dedos de forma individual en la dirección de flexión y extensión [73]. Las contracciones isométricas son aquellas en donde se genera fuerza sin cambiar la longitud del músculo, y son comunes en los músculos de la mano y el antebrazo. La contracción isométrica ocurre cuando la contracción muscular se opone a la resistencia (por ejemplo, cuando se sostiene un peso en una posición estable) o empuja un objeto [74].

Los dedos de los sujetos se fijaron a Amadeo manteniendo las articulaciones PIP flexionadas aproximadamente 90° , mientras que las articulaciones DIP se mantuvieron completamente extendidas 180° . Con esta posición se obtiene la transmisión óptima de fuerzas entre los dedos y los sensores del dispositivo. Una vez fijada la configuración de la mano, las correderas del dispositivo se mantuvieron

en estado estacionario durante el experimento, midiendo así las fuerzas de los dedos durante las contracciones isométricas. El rango del sensor de fuerza para la extensión y flexión del dedo fue de ± 20 N [73]. De la Tabla 4.1, el signo negativo de la fuerza de extensión solo se utiliza para indicar la dirección del movimiento, considerándose como positiva la dirección en flexión.

Tabla 4.1. Rango de fuerza de los dedos.

Dedo	Rango de fuerza (N)	
	Flexión	Extensión
Índice	$0 \leq F \cong 6$	$0 \leq F \leq \sim -16$
Medio	$0 \leq F \cong 7$	$0 \leq F \leq \sim -16$
Anular	$0 \leq F \cong 5$	$0 \leq F \leq -15$
Meñique	$0 \leq F \cong 5$	$0 \leq F \leq \sim -14$

En la rehabilitación tradicional, generalmente se miden los incrementos en la fuerza de agarre utilizando un dinamómetro digital [75] tal como se muestra en la Figura 4.8. Utilizando este concepto puede suponerse que medir la fuerza de los dedos es equivalente a medir la fuerza de un resorte.



Figura 4.8. Dinamómetro digital para medir la fuerza de agarre.

Se caracterizaron siete resortes distintos por el método estático y los cuáles son descritos en la Tabla 4.2; el método estático utiliza la Ley de Hooke. La fuerza de los primeros cinco resortes se encuentra dentro del rango de fuerzas descrito en la Tabla 5; sin embargo, el algoritmo de control se probará con los siete resortes.

Tabla 4.2. Caracterización de resortes de prueba.

Resorte N°	Masa m (kg)	Alargamiento ΔL (m)	F (elástica) = Peso = m · g (N)	k = F/ ΔL (N/m)
1	0.11	0.024	1.08	45
2	0.85	0.025	8.34	333.6
3	1.42	0.042	14.00	333.3
4	0.66	0.060	6.48	108
5	1.93	0.032	19.00	593.75
6	1.98	0.022	19.43	883.18
7	1.75	0.017	17.17	1010

4.3 DESEMPEÑO DEL CONTROLADOR POR IMPEDANCIA

Para evaluar el desempeño de un controlador generalmente se miden dos aspectos: la respuesta del sistema ante la señal de referencia y la estabilidad. La respuesta mide que tan rápido el sistema puede seguir la señal de referencia, para lo cual se considera el tiempo que le toma al sistema para que la respuesta no tenga cambios entre el 5% y 2%. Esta respuesta está ligada a los valores de las ganancias del controlador, ganancias más altas proporcionan respuestas más rápidas; siempre y cuando estas ganancias no induzcan a la inestabilidad [72].

La estabilidad describe cuán predeciblemente un sistema sigue la señal de referencia [72], para este caso, la estabilidad está directamente relacionada con el proceso de interacción, más allá de buscar que el sistema no oscile, es buscar que se adapte a distintas fuerzas de interacción.

4.3.1 ANÁLISIS DE LA RESPUESTA DEL SISTEMA

Se aplicó una señal escalón de ± 2323 radianes que corresponden al rango de operación (4646 radianes) en el cual opera el rehabilitador. Considerando ese rango el sistema debe estar estabilizado cuando la respuesta alcance entre el 5% y 2%, aproximadamente entre 232 y 92.92 radianes de la señal de referencia (2323 radianes); la Figura 4.9 muestra la respuesta del sistema ante la entrada escalón.

De la Figura 4.9 se observa que el sistema llega a su valor en estado estable en un 4.5% de la señal de referencia en un tiempo de aproximadamente 20 segundos. El

análisis de la respuesta se ejecutó sin considerar el torque de interacción debido a que la interacción influye en la posición del mecanismo.

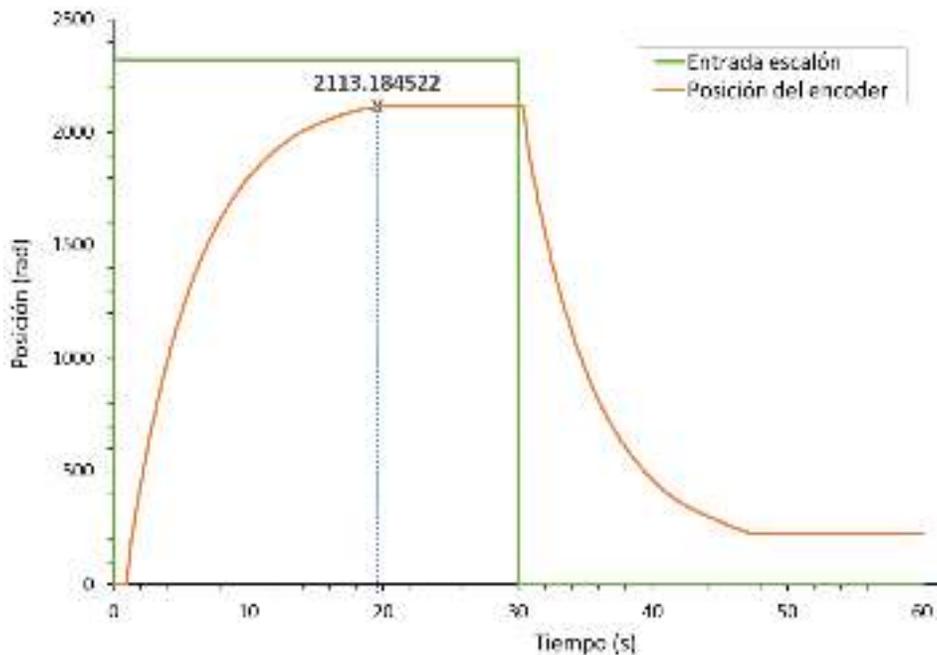


Figura 4.9. Respuesta ante una entrada escalón

4.3.2 ANÁLISIS DE LA ESTABILIDAD DEL SISTEMA

De la Figura 4.10, la cual considera únicamente el movimiento de flexión a extensión del dedo, se observa que existe un error marcado entre la señal de referencia y la medición real de la posición, derivado de los valores de las ganancias utilizadas en el controlador; sin embargo, como se expuso en la sección anterior, la respuesta del sistema se encuentra dentro del rango permisible. El proceso de selección para las ganancias del controlador fue un proceso iterativo que consistió en probar el sistema bajo las dos condiciones en las que puede operar: sin y con interacción.

A diferencia de los controladores tradicionales, ajustar las ganancias considerando únicamente la minimización del error no asegura la estabilidad del sistema cuando éste interactúe con distintas restricciones del entorno. Resulta entonces más importante asegurar que las ganancias elegidas se adapten a diferentes restricciones que garantizar el mínimo error de la trayectoria cuando no existe interacción. La Figura 4.11 muestra el diagrama de flujo del proceso de selección de las ganancias.

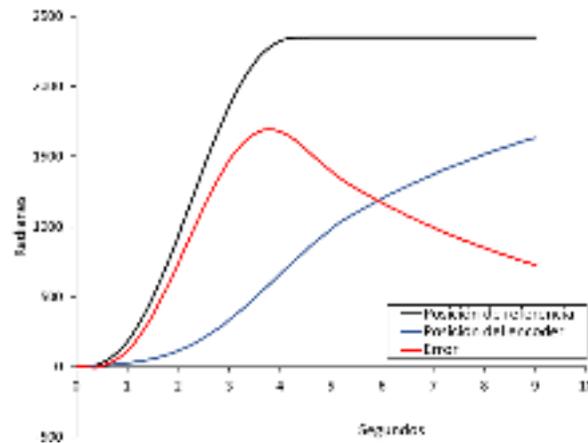


Figura 4.10. Error entre la trayectoria deseada y la real.

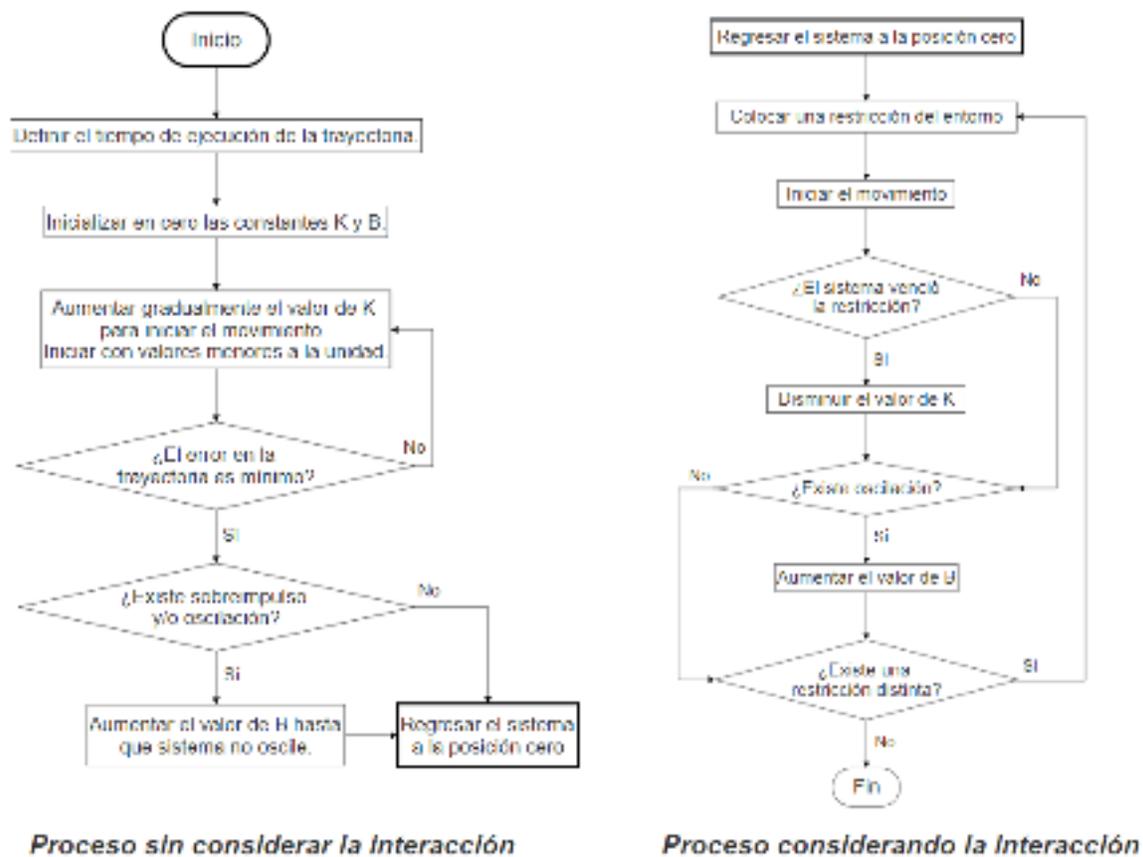


Figura 4.11. Ajuste de las ganancias del controlador por impedancia.

Es importante mencionar que en el ajuste de las ganancias se consideró únicamente la mitad de la trayectoria total (flexión a extensión), con la finalidad de apreciar que la posición se ve limitada debido a la restricción del entorno y que se mantiene aun cuando la referencia llegó a su posición máxima. Para la interacción con el entorno se realizaron cinco pruebas con los resortes definidos en la Tabla 4.2; para el

montaje de los resortes se fabricó un soporte auxiliar que puede ajustarse en la dirección vertical, se retiró el dedal del efector final y se conectó el extremo de cada resorte directamente en el eslabón B'D del mecanismo, como se muestra en la Figura 4.12. Del proceso iterativo para la selección de ganancias se definió un valor de 0.3 y 0.5 para K y B , respectivamente.



Figura 4.12. Montaje de resorte-mecanismo para experimentación.

La Figura 4.13 y Figura 4.14 muestran la variabilidad del error de trayectoria de las cinco pruebas realizadas por cada resorte, las cuales presentan valores de promedio y mediana muy cercanos. Las pruebas se realizaron con diferentes tiempos de trayectoria; en cada gráfico se añadió la comparativa entre la referencia y la medición del encoder correspondiente a una de las cinco pruebas realizadas. El tiempo máximo graficado corresponde a la señal del encoder cuando no presenta variación. Se aprecia que la posición final del sistema, derivada de la restricción del entorno se mantiene aun y cuando se modifique el tiempo de ejecución de la trayectoria de referencia.

La Figura 4.13 posee los resultados de los resortes uno a cuatro, los cuáles poseen menor valor de rigidez; los resortes número dos y tres poseen un valor de rigidez calculado igual, por lo que era de esperarse que limitaran el movimiento del sistema en posiciones similares. La Figura 4.14 posee los resultados de los resortes cinco a siete, los cuales tienen el mayor valor de rigidez. Para las 35 pruebas, las ganancias del controlador permanecieron inalteradas, y proporcionaron respuestas sin oscilaciones para cada caso.

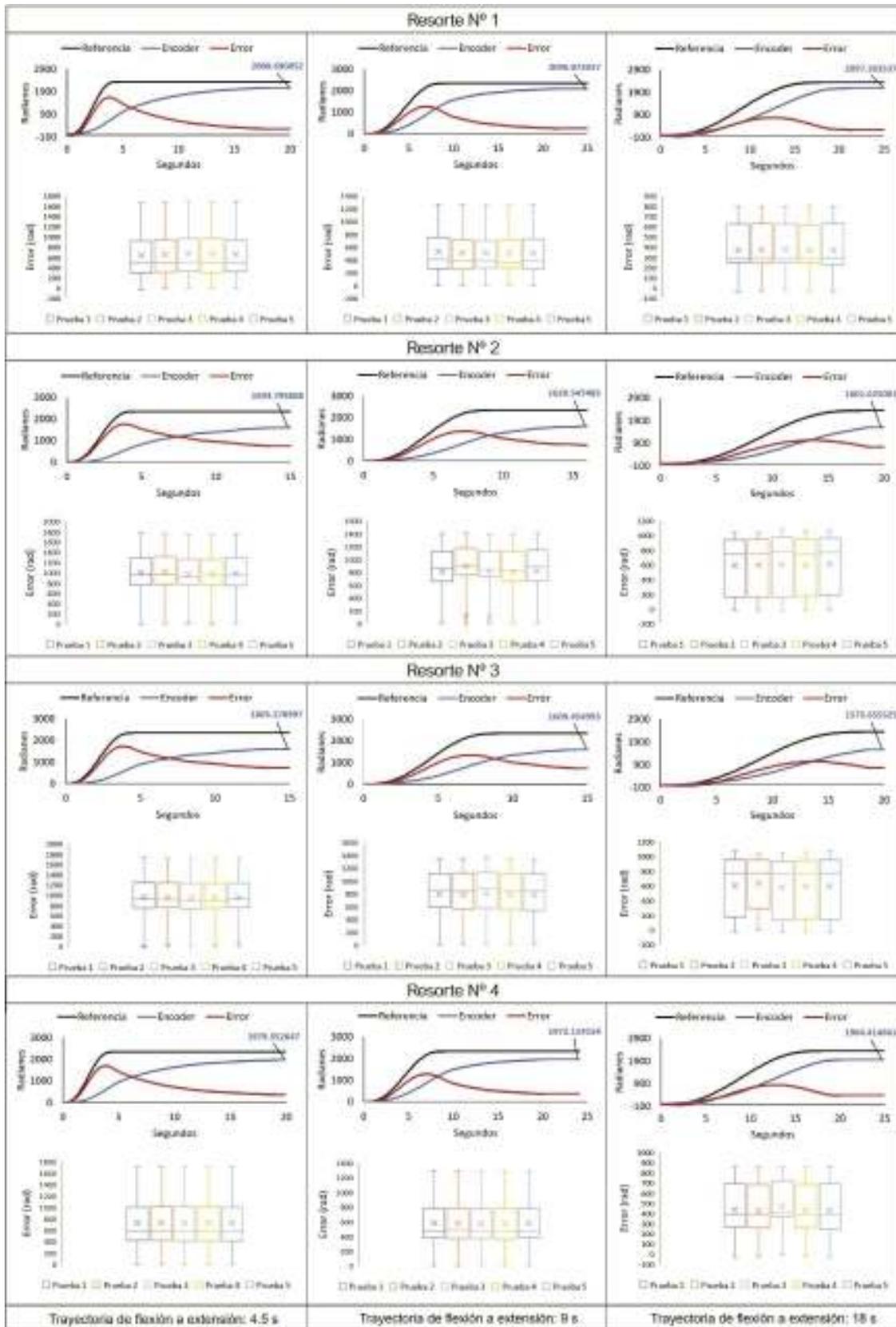


Figura 4.13. Evaluación del control por impedancia para los resortes 1 a 4.

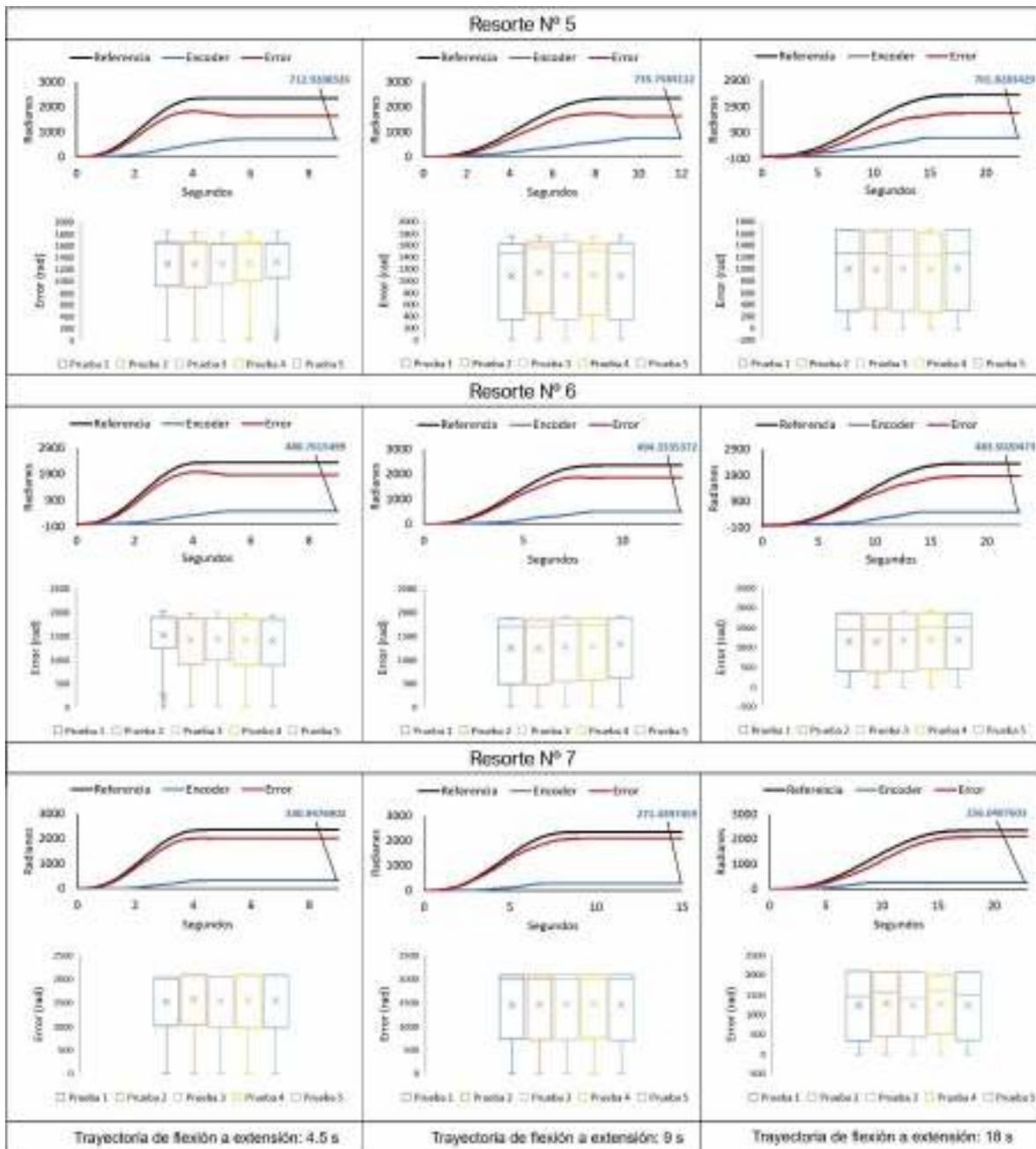


Figura 4.14. Evaluación del control por impedancia para los resortes 5 a 7.

4.3.3 COMBINACIÓN DEL CONTROL POR IMPEDANCIA Y LA ESTRATEGIA DE AJUSTE

Se debe considerar el tiempo de ejecución de la trayectoria completa de flexión-extensión antes de integrar el control por impedancia y el ajuste de trayectoria. Entre menor sea el tiempo de ejecución que se le otorgue a la trayectoria, el sistema

tardará más en llegar la posición comandada, lo cual resulta en un problema cuando se invierte la dirección de esta.

Del análisis de la respuesta del sistema se sabe que son al menos 20 segundos para que el sistema alcance su valor en estado estable, por lo para fines de ejecutar la trayectoria de flexión-extensión completa se recomienda utilizar al menos 40 segundos de trayectoria total. La Figura 4.15 muestra cinco ciclos consecutivos del movimiento de flexión-extensión sin interacción con el entorno.

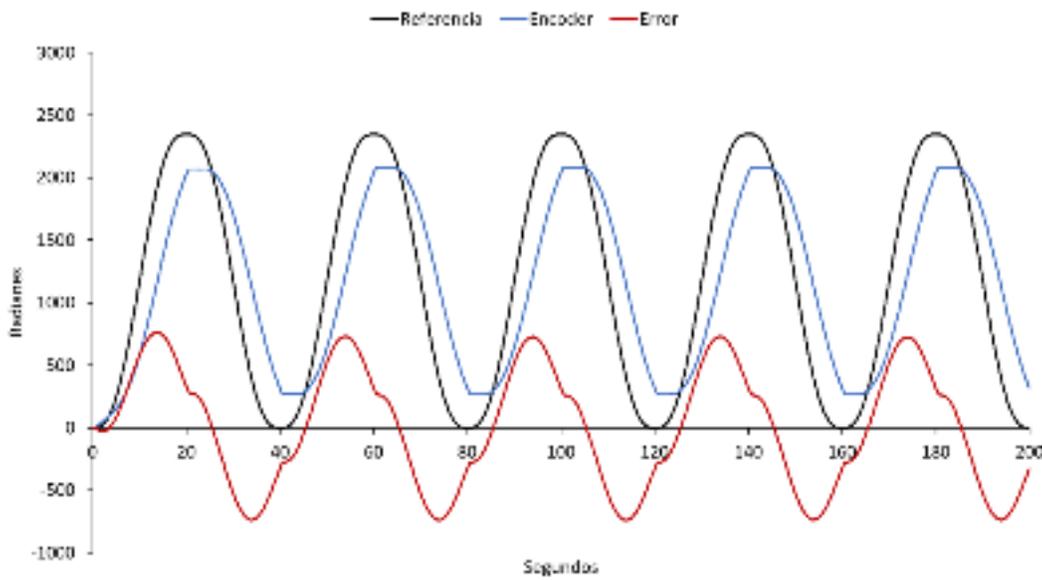


Figura 4.15. Análisis de trayectoria de flexión-extensión durante cinco ciclos consecutivos.

Para probar la respuesta a la interacción se utilizaron los tres resortes que poseen mayor valor de rigidez. Manteniendo las mismas condiciones del sistema los resultados se observan en la Figura 4.16, donde se aprecia que una vez que se cumple la condición de $\tau_I > 2\% > \tau_{NI}$, se ejecuta el cambio de trayectoria correspondiente.

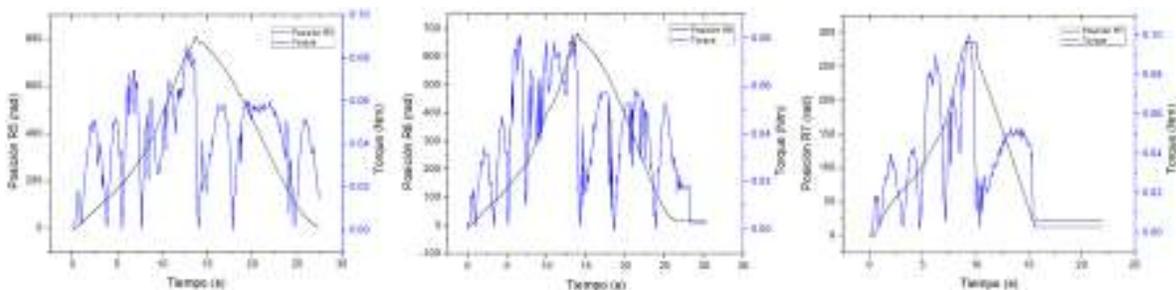


Figura 4.16. Evaluación del esquema de control utilizando los resortes número 5, 6 y 7.

CAPÍTULO 5 OPTIMIZACIÓN DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN

Derivado del estudio realizado con el prototipo de rehabilitación para desarrollar la estrategia de control basada en el control por impedancia, se encontró factible proponer una síntesis óptima para el prototipo actual; enfocada a reducir las dimensiones del prototipo, pero sobre todo enfocada a minimizar el error entre las trayectorias de flexión-extensión real de los dedos y la trayectoria que genera el efector final del prototipo.

El problema de síntesis se formuló como un problema clásico de generación de trayectorias y se resolvió utilizando el método del algoritmo genético (AG) a través de una función mono-objetivo. El esquema del proceso de síntesis realizado se muestra en la Figura 5.1.

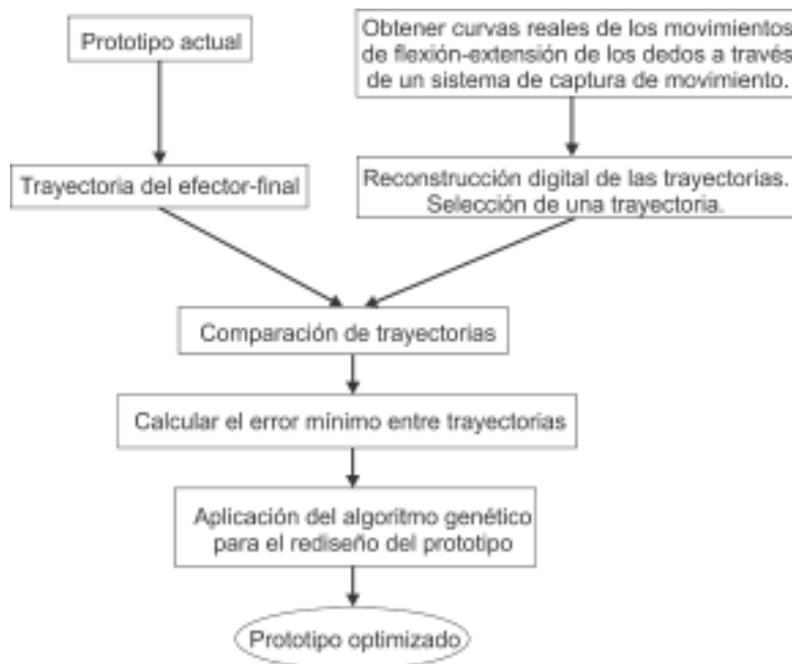


Figura 5.1. Proceso de síntesis.

Partiendo del análisis cinemático presentado en la sección 3.2.1, fue necesario establecer las ecuaciones de restricción (27) y (28) para asegurar que los ángulos α y θ que sirven para determinar la posición del efector final, siempre sean números reales.

$$g_{m1} = \left| \frac{a^2 - c^2 - b^2}{-2bc} \right| \leq 1, \quad (27)$$

$$g_{m2} = \left| \frac{b^2 - c^2 - a^2}{-2ac} \right| \leq 1, \quad (28)$$

Con fines del proceso de optimización, también fue necesario redefinir la ecuación del vector 5 (ver Figura 3.5), el cual representa la distancia lineal correspondiente al movimiento de la corredera. Definido en la sección 3.2.1 en función del movimiento angular del motor; para el proceso de síntesis del mecanismo se define como la suma del vector 4 y la distancia c_i entre los valores mínimo y máximo de posición correspondientes a los puntos de flexión y extensión (ecuaciones (29) y (30)).

$$c = f + C_i \quad (29)$$

$$C_i = \sum_{j=C_0}^{C_m} j, \quad (30)$$

$$C_m = d_m + C_0, \quad (31)$$

De la ecuación (30), C_0 representa el valor mínimo de C_i y C_m representan el valor máximo, el cual se define como la suma del valor mínimo y la distancia entre los puntos inicial y final de la trayectoria (ecuación (31)); esta distancia tiene un valor de 125 mm en el prototipo original.

5.1 OBTENCIÓN Y ANÁLISIS DE CURVAS REALES DEL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN

Se utilizó el sistema de captura de movimiento Qualisys Track Manager (v2018, Qualisys, Göteborg, Sweden, 2018), para registrar los movimientos de los dedos de seis voluntarios, hombres y mujeres en un rango de edad entre 25 y 40 años, todos sin ninguna lesión o condición de restricción en los dedos.

A cada voluntario se le colocaron un total de 21 marcadores sobre la mano derecha, como se muestra en la Figura 5.2, cada marcador fue identificado con una etiqueta (Tabla 5.1) lo que permitió realizar el escaneo 3D de la mano utilizando el software Mokka (v0.6.2, BTK, 2019) y procesar los datos a través de Matlab.

Tabla 5.1. Nombres y localización de los marcadores.

Dedo	Marcador	Articulación
Pulgar	T1	Punta del dedo
	T2	IP
	T3	MP
Índice	I1	Punta del dedo
	I2	DIP
	I3	PIP
	I4	MP
Medio	M1	Punta del dedo
	M2	DIP
	M3	PIP
	M4	MP
Anular	R1	Punta del dedo
	R2	DIP
	R3	PIP
	R4	MP
Meñique	S1	Punta del dedo
	S2	DIP
	S3	PIP
	S4	MP
Muñeca	W1	Huesos carpianos
	W2	Huesos carpianos

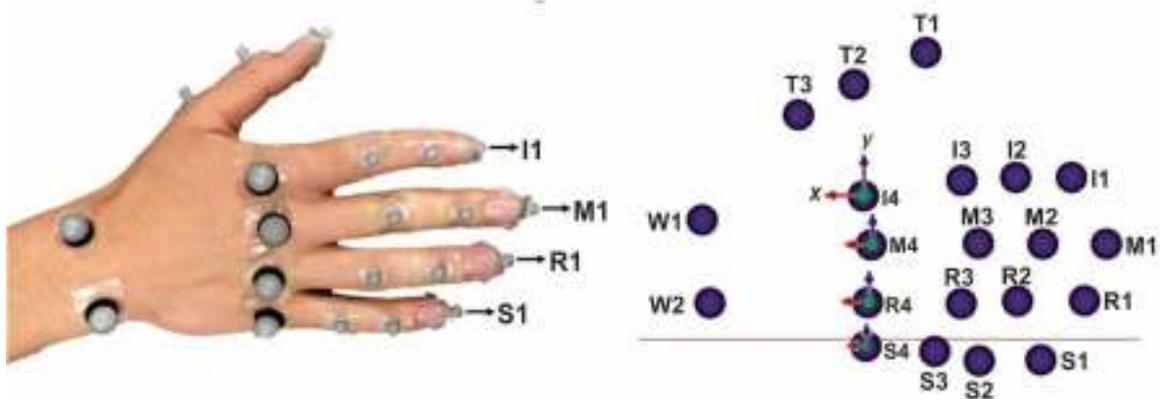


Figura 5.2. Ubicación de los marcadores y reconstrucción digital de la mano.

El prototipo original únicamente está diseñado para asistir a la flexión-extensión de los dedos índice a meñique desde la punta del dedo, por lo que solo los marcadores ubicados en estos puntos son considerados en el análisis de síntesis.

A cada voluntario se le solicitó colocar su antebrazo sobre una superficie plana orientando la palma de la mano perpendicularmente a esta superficie. Los sujetos realizaron una serie de diez repeticiones del movimiento de abrir y cerrar la mano, como se muestra en la Figura 5.3.

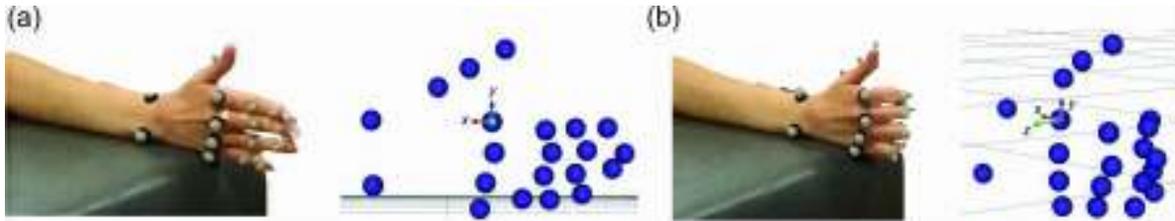


Figura 5.3. (a) Puño abierto. (b) Puño cerrado.

De cada sujeto se obtuvieron un conjunto de curvas representativas del movimiento de flexión-extensión para los dedos índice a meñique, como las mostradas en la Figura 5.4; es notorio que el conjunto de curvas se encuentra definido en el espacio xyz, para poder comparar estas trayectorias con la trayectoria que produce el mecanismo original, es necesario asegurar que la variación del movimiento a lo largo del eje y es mínima, tal que el movimiento pueda considerarse dentro de un plano. Se utilizó el método de análisis componentes principales (ACP) para corroborar que los ejes x y z poseen el mayor porcentaje de variabilidad de los datos y que es posible obtener una combinación lineal de las variables originales para reducir la dimensionalidad [76].

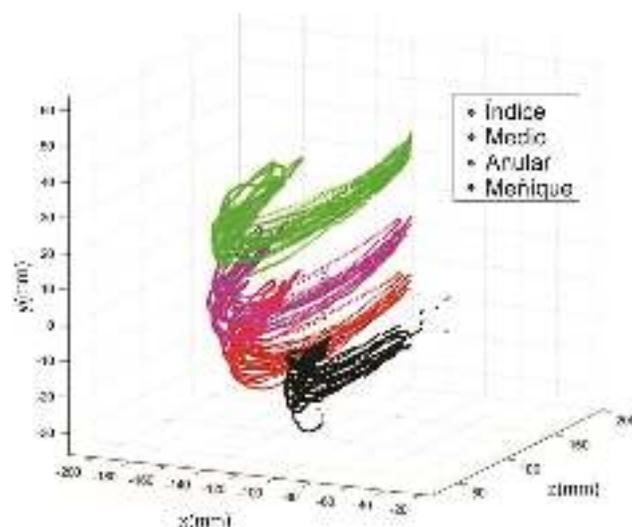


Figura 5.4. Trayectorias de flexión-extensión de los dedos índice a meñique.

Los componentes principales son eigenvectores normalizados de la matriz de covarianza; la cantidad de variación contenida en cada componente principal se mide a través de eigenvalores. Los datos contenidos en un espacio tridimensional pueden reducirse a un espacio bidimensional utilizando los primeros dos componentes principales [77, 78].

El conjunto de variables originales son los n puntos del movimiento de flexión-extensión en las coordenadas xyz. Para obtener los componentes principales se calcula el promedio de cada variable, es decir, que se necesita el promedio de los datos en x, en y y en z. El ACP identifica las direcciones en donde la variación de los datos es máxima y las ordena de mayor a menor, lo que significa que el último componente principal representa la dirección con menos importancia.

La Tabla 5.2 muestra los resultados del ACP; los dos primeros componentes explican el 99.39% de toda la variabilidad, y corresponden a los datos contenidos en plano xz. La Figura 5.5 muestra la representación de los datos en el espacio de los tres componentes principales.

Tabla 5.2. Resultados del ACP.

Componentes principales	Eigenvalores	Varianza total (%)	Varianza acumulativa (%)
CP1	2444.9	82.0531	82.05
CP2	516.5	17.3345	99.39
CP3	18.2	0.6125	100.00

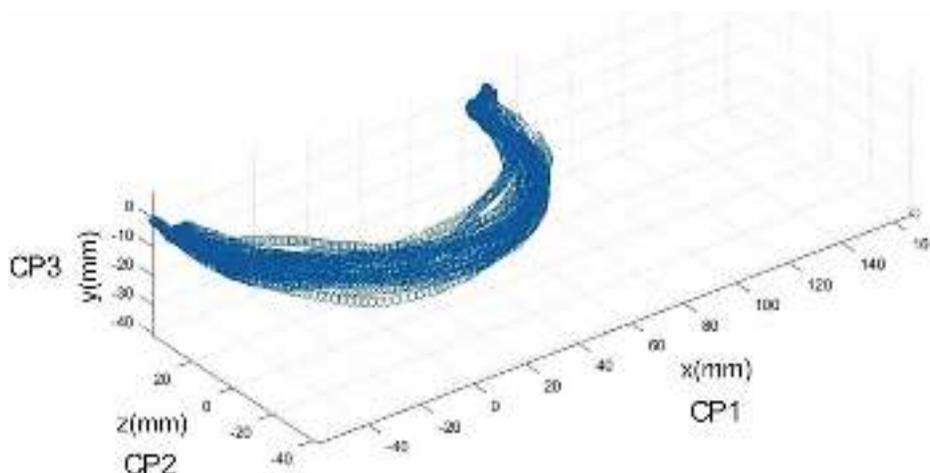


Figura 5.5. Representación del análisis de los componentes principales.

5.2 PROBLEMA DE SÍNTESIS

Al haber obtenido un conjunto trayectorias bidimensionales, se tomó una de las trayectorias correspondientes al movimiento del dedo índice de uno de los voluntarios para utilizarla como trayectoria real de referencia dentro de la función objetivo del problema de optimización. La Figura 5.6 muestra la comparación entre la trayectoria real utilizada y la trayectoria del efector final del prototipo original. El error entre ambas trayectorias fue utilizado como criterio de optimización, el objetivo es minimizar este error en el nuevo prototipo.

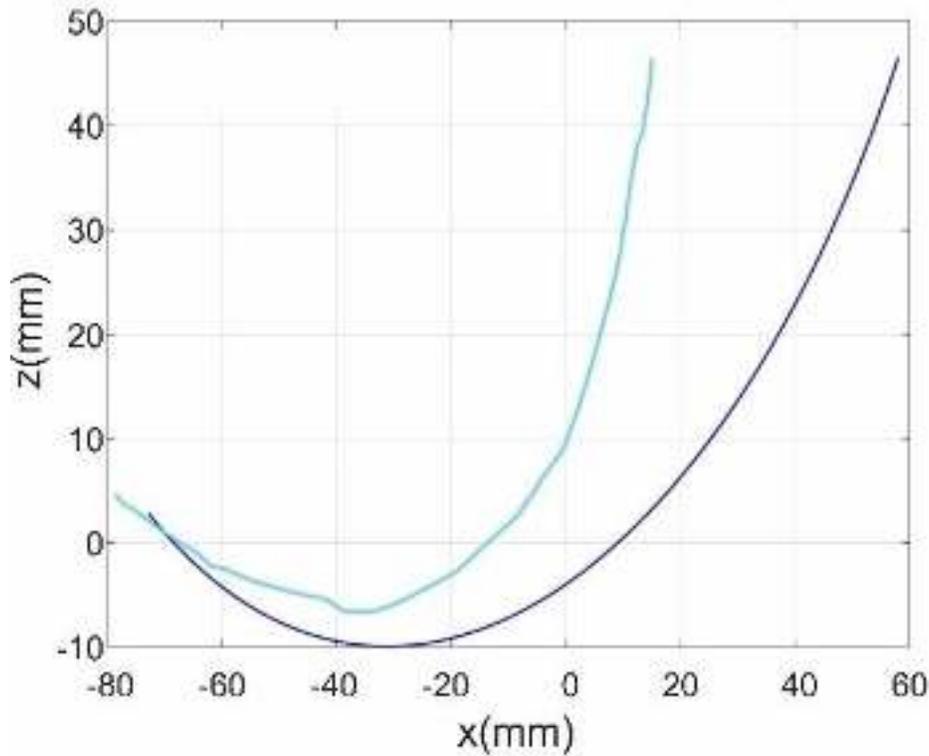


Figura 5.6. Comparación de trayectorias.

La ecuación (32) define la función de error $E(F)$ como la suma del cuadrado de la distancia entre la i -ésima posición real registrada $(R_{x_{i:N}}, R_{y_{i:N}})$ y las coordenadas del punto D del mecanismo $(D_{x_{i:N}}, D_{y_{i:N}})$. El vector de diseño F que contiene el conjunto de variables que se calculan durante el proceso de optimización se define por la ecuación (33). f_m representa los individuos del AG, H_f define las fronteras superior e inferior para cada variable de diseño, mientras que g_{m1} y g_{m2} son restricciones aplicadas al mecanismo.

$$E(F) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{(D_{x_i} - R_{x_i})^2 + (D_{y_i} - R_{y_i})^2}, \quad (32)$$

Minimizar $E(F)$

sujeto a:

$$F = [f_1, \dots, f_m], \quad (33)$$

$$m = 10,$$

$$f_m \in H_f = [f_m^{\min}, f_m^{\max}]$$

$$g_{m1}(F) \leq 1,$$

$$g_{m2}(F) \leq 1,$$

La Tabla **5.3** define los parámetros del vector F , los cuales en su mayoría fueron definidos en la sección 3.2.1. Las variables x_t y y_t representan un ajuste en la ubicación de la trayectoria real con la finalidad de colocarla en la misma área de trabajo del mecanismo y poder realizar una comparación apropiada entre ambas trayectorias.

Tabla 5.3. Componentes del vector de diseño F .

f_1	f_2	f_3	f_4	f_5	f_6	f_7	f_8	f_9	f_{10}
a	b	d	e	φ	ρ	f	x_t	y_t	C_i

Para encontrar los parámetros óptimos que permitan reconfigurar dimensionalmente el prototipo existente se utilizó el método del AG. El AG es una técnica probabilística basada en la selección natural, el algoritmo genera una población de individuos en cada iteración, solo los mejores individuos de la población actual combinan sus características para generar una nueva población, de ahí que se establezca una relación de “padres” e “hijos”. A través de este proceso iterativo se aproxima a una solución óptima. El AG presenta la característica de necesitar un gran número de iteraciones para obtener una solución [79, 80].

El AG identifica el mayor valor del vector de diseño F , el cual se evalúa a través de la función de aptitud que cuantifica el resultado de los parámetros individuales. La Figura 5.7 muestra de forma esquemática el proceso del método del GA aplicado al problema de síntesis del mecanismo.

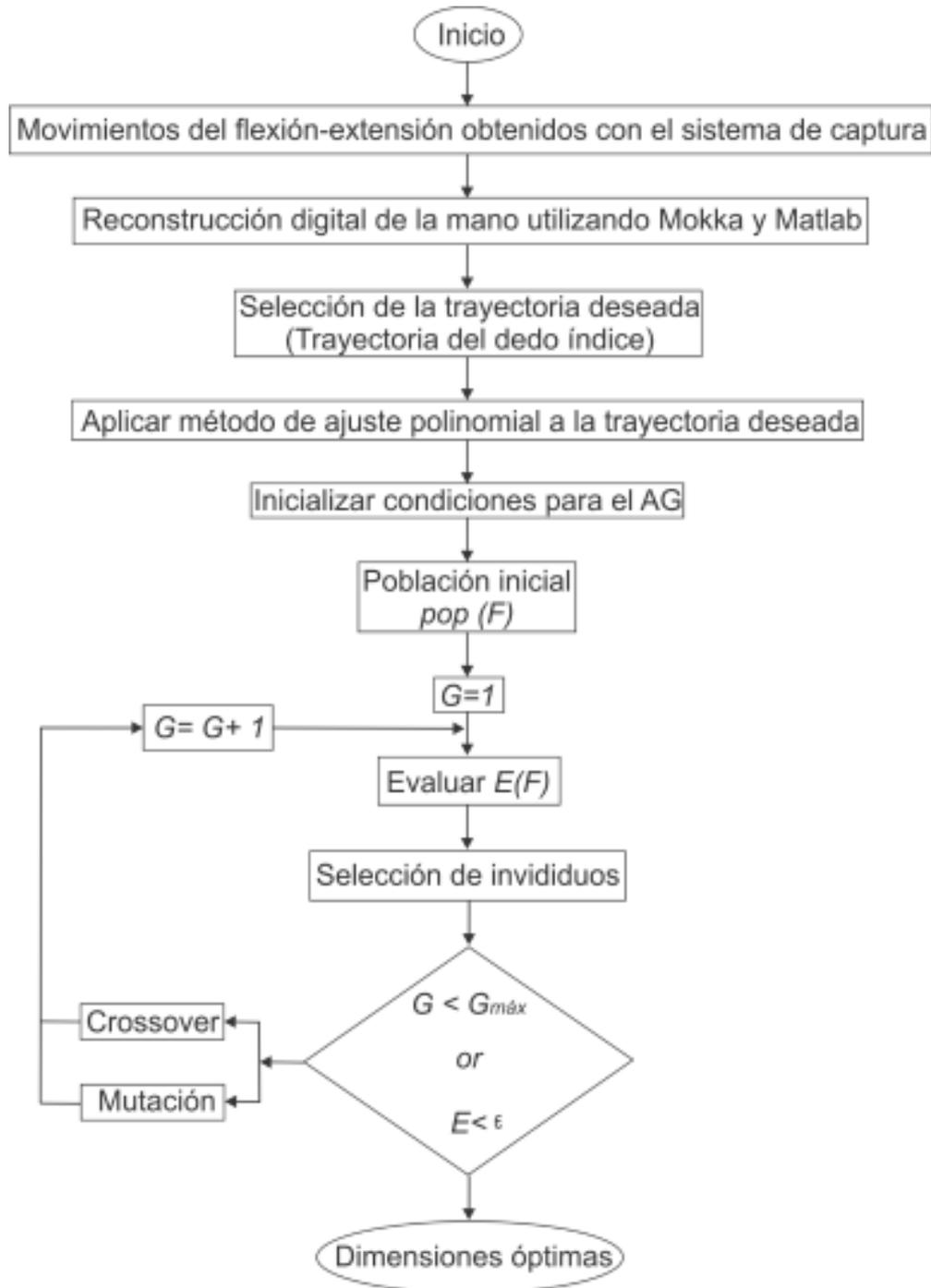


Figura 5.7. Proceso de optimización para el prototipo de rehabilitación de dedos.

Para obtener un mejor resultado en la implementación del AG es conveniente tener el mismo paso entre puntos de la trayectoria real, por lo que se aplicó un ajuste polinomial (Figura 5.8) definido por la ecuación (34), donde. a_0 , a_1 , a_2 , a_3 , a_4 , y a_5 son los coeficientes del polinomio. Los coeficientes del polinomio están indicados en la Tabla 5.4.

$$P(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 + a_4x^4 + a_5x^5 \quad (34)$$

Tabla 5.4. Coeficientes del polinomio de ajuste.

Coeficientes	Error
$a_0 = 7.22 \cdot 10^{-8}$	$5.91 \cdot 10^{-8} \leq a_0 \leq 8.53 \cdot 10^{-8}$
$a_1 = 1.5 \cdot 10^{-5}$	$1.3 \cdot 10^{-5} \leq a_1 \leq 1.6 \cdot 10^{-5}$
$a_2 = 1.2 \cdot 10^{-3}$	$0.001085 \leq a_2 \leq 0.001257$
$a_3 = 5 \cdot 10^{-2}$	$0.04915 \leq a_3 \leq 0.05114$
$a_4 = 1.3$	$1.281 \leq a_4 \leq 1.331$
$a_5 = 10.13$	$9.954 \leq a_5 \leq 10.31$

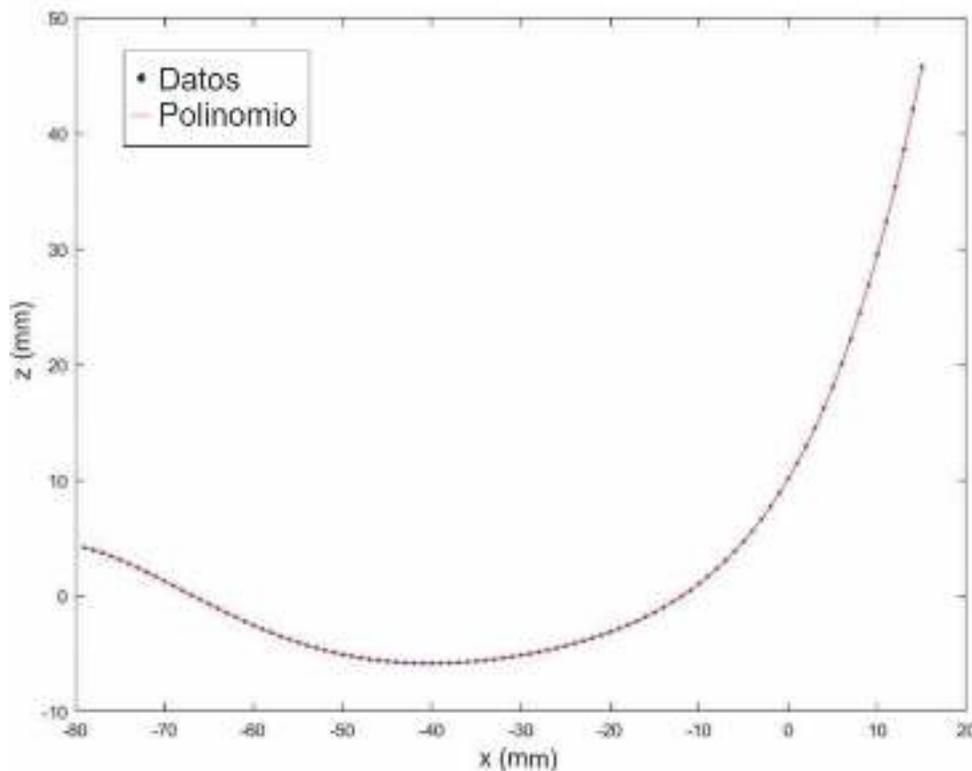


Figura 5.8. Ajuste polinomial para la trayectoria real.

El AG utilizó una población de 1000 individuos que se manipularon a través de 1000 generaciones (G_{max}); mientras que la función objetivo se evaluó 1×10^6 veces. El algoritmo seleccionó los valores de los parámetros de diseño dentro del rango H_f

definido por la Tabla 5.5. La última generación contiene el mejor valor de aptitud y representa la solución óptima del mecanismo, la Figura 5.9 muestra la evolución de la función objetivo a través de las generaciones y la convergencia entre el mejor valor de aptitud y el promedio de éste durante las iteraciones del AG.

Tabla 5.5. Límites mínimo y máximo para cada variable de diseño (mm).

H_f	F									
	f_1	f_2	f_3	f_4	f_5	f_6	f_7	f_8	f_9	f_{10}
f_m^{min}	100	20	5	10	-10	-20	0	-100	-10	-10
f_m^{max}	1000	600	70	200	120	200	900	4	4	10

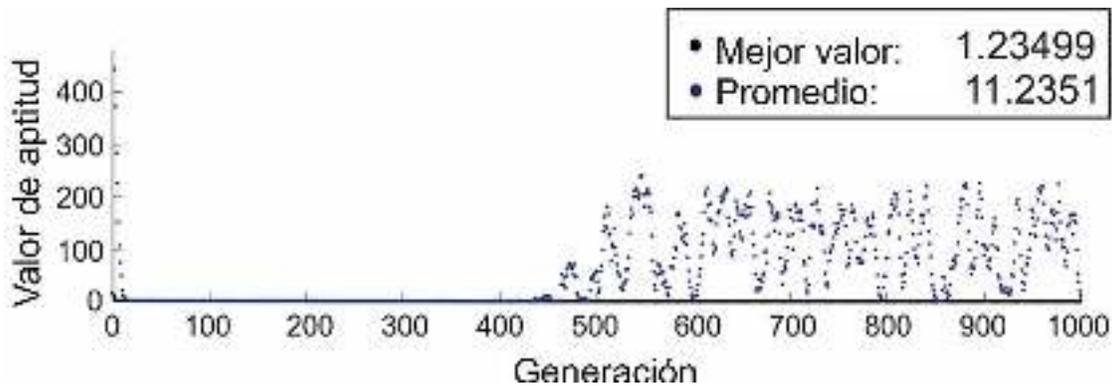


Figura 5.9. Transición de la función de aptitud.

5.3 RESULTADOS DE LA OPTIMIZACIÓN

La Tabla 5.6 muestra la comparativa entre las dimensiones del prototipo original y las dimensiones obtenidas con el AG; se aprecia que el AG arrojó siete parámetros más pequeños con un error mínimo de trayectoria de 1.62 mm. La comparativa visual entre trayectorias se aprecia en la Figura 5.10, considerado la configuración mecánica de corredera-biela-manivela donde solo existe un grado de libertad, resulta congruente que el mecanismo optimizado no logre alcanzar el último punto de la trayectoria real.

Tabla 5.6. Comparación entre el mecanismo original y el que se obtuvo a través del AG.

F	f_1	f_2	f_3	f_4	f_5	f_6	f_7	f_8	f_9	f_{10}
Prototipo	411.19	83.77	7.63	87.17	10	90	344	0	0	125
GA	295.11	54.29	21.11	69.88	-3.56	139.71	246.11	3.99	-6.51	9.99

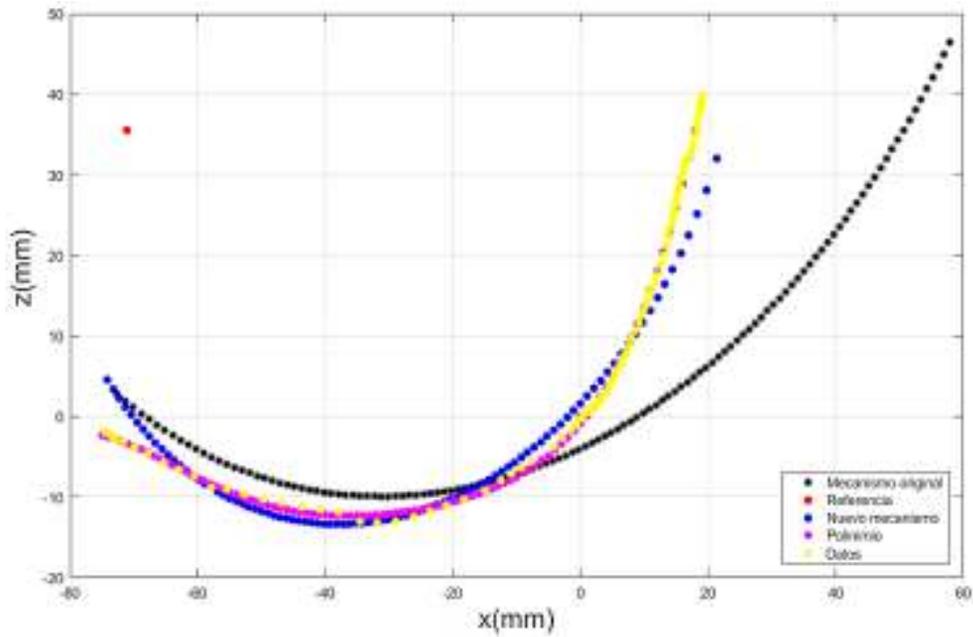


Figura 5.10. Resultados de la optimización.

La Figura 5.11 muestra, de lado izquierdo, el error entre la trayectoria real y la trayectoria del efector final del prototipo original; mientras que, de lado derecho, se observa el error entre la trayectoria real y la trayectoria del efector final del prototipo optimizado. Es evidente cómo el error se reduce considerablemente con la optimización del prototipo. La Figura 5.12 muestra la propuesta CAD para el prototipo optimizado, considerando la asistencia para los cuatro dedos. La optimización solo involucra las dimensiones del mecanismo corredera-biela-manivela, no involucra cambios mecánicos ni mejoras en el desempeño de la transmisión husillo-tuerca.

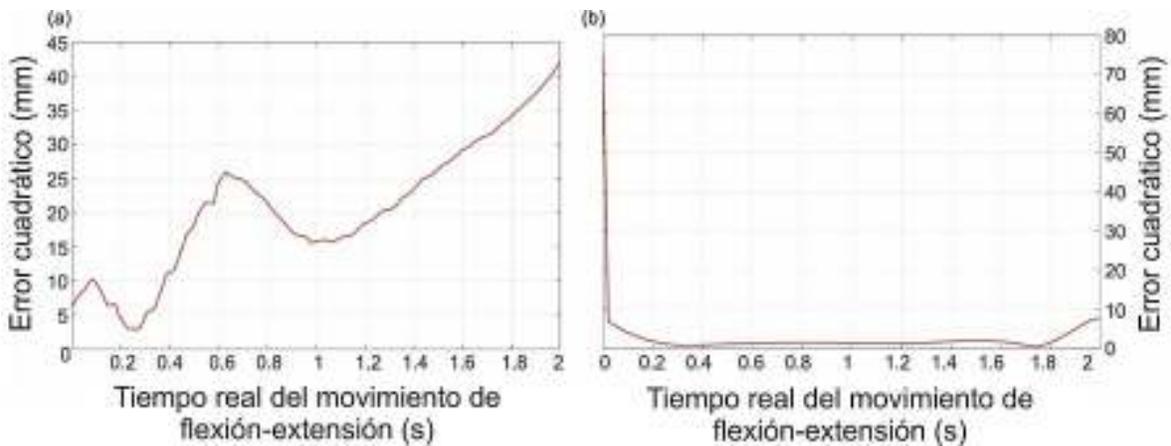


Figura 5.11. Error entre trayectorias: (a) con el prototipo original, (b) con el prototipo generado por el AG.

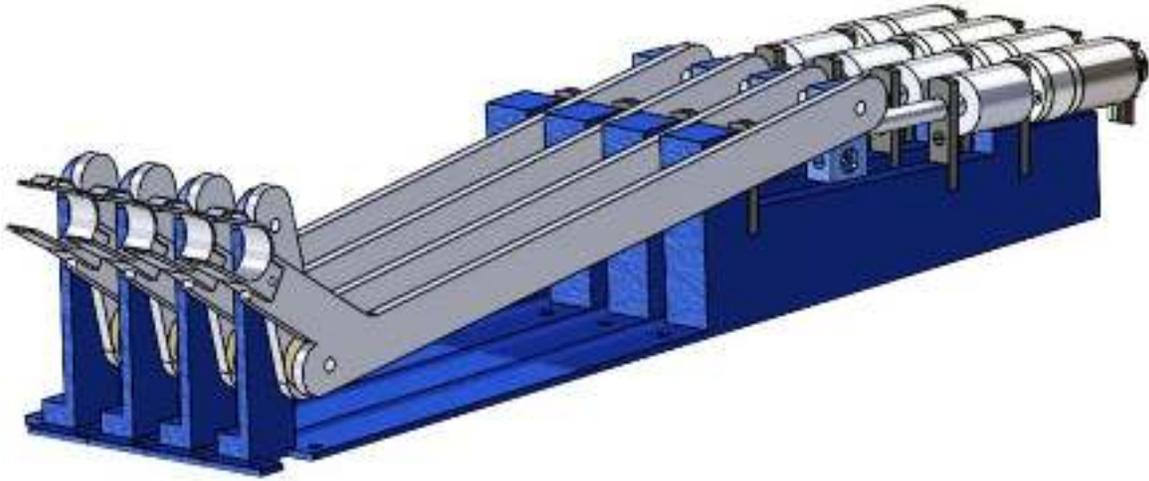


Figura 5.12. Propuesta CAD para el prototipo optimizado.

CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES

La estrategia de control desarrollada permite determinar el rango de movimiento de las articulaciones de los dedos de manera automática, por lo que el terapeuta no necesitaría determinar a priori el rango de movimiento del paciente ni cambiar los parámetros del control en el dispositivo para adaptar la trayectoria a las necesidades del paciente. Estas simplificaciones en el proceso de terapia permitirán personalizar el tratamiento y evaluar el progreso del paciente de manera simple y directa, adaptando el dispositivo a las condiciones clínicas del paciente.

El consumo de corriente en el motor es el único parámetro que se considera para estimar el torque de interacción τ_I , lo que elimina la necesidad de colocar sensores de fuerza en el efector final y permite una retroalimentación en tiempo real. Las señales de control implicadas en el algoritmo de interacción pueden resumirse en tres tipos:

1. La señal dinámica de corriente que relaciona el torque ejercido por el paciente τ_I en el efector final.
2. La señal de posición θ del encoder del motor.
3. La señal de disparo que corresponde al valor límite del torque de interacción τ_I que invierte el sentido de la trayectoria cuando $\tau_I > 2\% > \tau_{NI}$.

La implementación de la variante del control por impedancia permite extrapolar la teoría original a:

1. Dispositivos con motores de CD, transformando la variable controlada de par a voltaje a través de la ecuación dinámica del motor. Sin embargo, debe considerarse que la magnitud de los parámetros de los motores del prototipo son relativamente pequeñas, lo que pudo haber contribuido a que la transformación de variables fuera proporcional.
2. Mecanismos con fricción, la medición del torque por fricción debido al mecanismo permitió caracterizar su comportamiento e incluirlo como parte del sistema.

3. Al utilizar la ecuación dinámica del motor y considerar a los mecanismos como una suma de impedancias permitió mantener la ley de control sólo en el espacio articular; los posibles efectos negativos derivados de no incluir la relación cinemática del efector final en la ley de control son compensados a través de la estimación del par de interacción τ_I .

Por el tipo de motor utilizado, la relación corriente-torque se mantiene lineal con y sin interacción. El tiempo máximo de uso del dispositivo siempre debe estar definido por el terapeuta. En la experimentación realizada, se mantuvo una operación continua del dispositivo de mínimo tres horas, y no se observaron cambios físico-mecánicos o disminución en el rendimiento del dispositivo. Debido a la conmutación del voltaje realizada por el control, no se presentó sobre carga en el motor.

El estudio e implementación de un algoritmo de control de “alto-nivel” se deja como trabajo futuro.

Respecto al hardware del dispositivo, no requiere un mantenimiento especial más que asegurar la lubricación de la transmisión y mantener el espacio de trabajo limpio para evitar exceso de polvo que pudiera afectar la lectura del encoder.

Además, se encontró factible construir un prototipo de menores dimensiones con la finalidad de tener un rehabilitador compacto, fácil de transportar y que ocupe menor área de trabajo, lo que facilitaría su implementación en espacios reducidos. A través de la utilización del método del algoritmo genético (AG), se encontraron las dimensiones óptimas para un nuevo prototipo, basado la configuración del prototipo actual.

Utilizando un sistema de captura de movimiento se obtuvieron trayectorias reales del movimiento de flexión-extensión; se utilizó una trayectoria de la punta del dedo índice como entrada para el problema de síntesis. Las ecuaciones cinemáticas fueron reformuladas para poder integrarlas con el método del GA utilizando una función mono-objetivo que minimizara el error entre la trayectoria real del dedo y la trayectoria generada por el efector final del mecanismo. La función de aptitud utilizada en el AG tiene la particularidad de que calcula la distancia que debe

deslizarse la corredera para generar la trayectoria de flexión-extensión en el efector final, por lo que no necesita definirse a-priori.

Utilizar una rosca de paso extrafino en la transmisión de husillo-tuerca podría permitir menores variaciones de torque debido al avance del tornillo, mejorando la estimación del torque por fricción. También podría explorarse la posibilidad de suplantar el sistema de transmisión por un motor de movimiento lineal, o algún otro tipo de sistema que proporcione un movimiento lineal para los eslabones del mecanismo. El sistema de paro de emergencia podría implementarse en forma de pedal, en caso de que el paciente no pudiera utilizar su otra mano para activar el botón del panel del control o que el fisioterapeuta se encuentre alejado del rehabilitador. Resultaría interesante habilitar un sistema de control remoto de emergencia para que el terapeuta sea capaz de activarlo desde cualquier parte de la habitación.

Finalmente, la estrategia de control está implementada de tal forma que no habría que hacer cambios sobre el panel de control ni la programación en LabVIEW si el prototipo rehabilitador se cambiase.

REFERENCIAS

- [1] Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), «Guía clínica para la atención de lesiones traumáticas de la mano,» *Revista Médica del IMSS*, vol. 41, n° 1, p. 109, 2003.
- [2] Y. H. Kim, J.-h. Choi, Y. K. Chung, S. W. Kim y J. Kim, «Epidemiologic study of hand and upper extremity injuries by power tools,» *Archives of Plastic Surgery*, vol. 46, n° 1, pp. 63-68, 2018.
- [3] Estados Unidos Mexicanos, Presidencia de la República, «Ley Federal del Trabajo. Diario Oficial de la Federación.,» Última reforma publicada DOF 12-06-2015.
- [4] R. De León, «Rehabilitación asistida por robots,» 29 octubre 2015. [En línea]. Available: <http://www.cienciamx.com/index.php/ciencia/salud/3661-rehabilitacion-asistida-por-tics>. [Último acceso: 30 marzo 2018].
- [5] J. F. Aguilar-Pereyra, *Sistema robótico para la asistencia en terapias de rehabilitación de movimientos de la mano. Tesis doctoral.*, Querétaro: Centro de Investigación en Ciencia y Tecnología Avanzada, Instituto Politécnico Nacional, 2016.
- [6] E. AKDOĞAN y M. A. ADLI, «AN EXOSKELETAL ROBOT MANIPULATOR FOR LOWER LIMBS REHABILITATION,» de *The 9th Mechatronics Forum International Conference*, Ankara, 2004.
- [7] E. Akdogân and M. A. Adli, "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot," *Mechatronics*, vol. 21, no. 3, pp. 509-522, 2011.
- [8] N. Hogan, "Impedance Control: An Approach to Manipulation: Parts I & II - Theory & Implementation," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, pp. 1-16, 1985.
- [9] H. Krebs, D. Edwards and N. Hogan, "Forgoing Mens et Manus: The MIT Experience in Upper Extremity Robotic Therapy," in *Neurorehabilitation Technology*, D. J. Reinkensmeyer and V. Dietz, Eds., Springer International Publishing, 2016, pp. 333-350.
- [10] Chang Gung Memorial Hospital, «Hand Injury Patients Receiving Different Rehabilitation Programs,» 24 julio 2018. [En línea]. Available: <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT02465840>. [Último acceso: 4 septiembre 2019].
- [11] C. G. Burgar, P. S. Lum, P. C. Shor y M. Van der Loos, «Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience,» *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, n° 6, pp. 663-673, 2000.

- [12] V. R. Edgerton y R. R. Roy, «Robotic training and spinal cord plasticity,» *Brain Research Bulletin*, vol. 78, pp. 4-12, 2009.
- [13] R. A. Cooper, B. E. Dicianno, B. Brewer, E. LoPresti, D. Ding, R. Simpson and H. Wang, "A perspective on intelligent devices and environments in medical rehabilitation," *Medical Engineering and Physics*, vol. 30, no. 10, pp. 1387-1398, 2008.
- [14] Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), «Diagnóstico y Manejo Integral de las Lesiones Traumáticas de Mano en el Adulto,» 1 diciembre 2015. [En línea]. Available: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/065_GPC_LesTxdemanoeneladulto/Mano_ER_CENETEC.pdf. [Último acceso: 2016].
- [15] Centro de Estudios de las Finanzas Públicas (CEFP), «Indicadores sobre Seguridad Social en México,» 15 abril 2013. [En línea]. Available: <https://www.cefp.gob.mx/indicadores/gaceta/2013/iescefp0152013.pdf>. [Último acceso: 2016].
- [16] Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), «Unidades médicas, en servicio,» 2015. [En línea]. Available: <http://datos.imss.gob.mx/dataset/informacion-en-salud/resource/813b3033-294f-49cc-b242-96932120869e#{}>. [Último acceso: 2016].
- [17] Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE), «Catálogo único de Unidades Médicas del ISSSTE,» diciembre 2015. [En línea]. Available: https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/88139/Catalogo_Unico_de_Unidades_Medicinas.pdf. [Último acceso: 2016].
- [18] Secretaría de Salud (SSA), «Boletines de Información Estadística, No. 33, 2013,» 2013. [En línea]. Available: http://www.dgis.salud.gob.mx/contenidos/publicaciones/p_bie_gobmx.html. [Último acceso: 2016].
- [19] E. Puentes Rosas y O. Gómez Dantés, «Síntesis Ejecutiva: Unidades privadas con servicio de hospitalización, México 2001,» [En línea]. Available: http://www.salud.gob.mx/unidades/evaluacion/publicaciones/sintesis/unidades_privadas.pdf.
- [20] Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), «Informe al Ejecutivo Federal y al Congreso de la Unión sobre la Situación Financiera y los Riesgos del Instituto Mexicano del Seguro Social 2015-2016,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/pdf/informes/20152016/21-InformeCompleto.pdf>. [Último acceso: 2016].
- [21] Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE), «Informe Financiero y Actuarial 2016,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.gob.mx/issste/documentos/informe-financiero-y-actuarial-ifa-2016>.

- [22] J. M. Guzmán-González, «Presente y futuro de la rehabilitación en México,» *Cirugía y Cirujanos*, vol. 84, n° 2, pp. 93-95, 2016.
- [23] Z. Yue, X. Zhang y J. Wang, «Hand Rehabilitation Robotics on Poststroke Motor Recovery,» *Behavioural Neurology*, vol. 2017, pp. 1-20, 2017.
- [24] F. Molteni, G. Gasperini, G. Cannaviello y E. Guanziroli, «Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review,» *PM&R*, vol. 10, n° 9, pp. S174-S188, 2018.
- [25] R. Iandolo, F. Marini, M. Semprini, M. Laffranchi, M. Mugnosso, A. Cherif, L. De Michieli, M. Chiappalone y J. Zenzeri, «Perspectives and Challenges in Robotic Neurorehabilitation,» *Applied Sciences*, vol. 9, n° 15, 2019.
- [26] F. Aggogeri, T. Mikolajczyk y J. O’Kane, «Robotics for rehabilitation of hand movement in stroke survivors,» *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 11, n° 4, pp. 1-14, 2019.
- [27] G. Kwakkel, B. J. Kollen y H. I. Krebs, «Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery After Stroke: A Systematic Review,» *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 22, n° 2, pp. 111-121, 2008.
- [28] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy y S. Leonhardt, «A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, n° 3, pp. 1-29, 2014.
- [29] International Federation of Robotics (IFR), «Executive Summary World Robotics 2019 Service Robots,» 2019. [En línea]. Available: https://ifr.org/downloads/press2018/Executive_Summary_WR_Service_Robots_2019.pdf. [Último acceso: 12 abril 2020].
- [30] M. Dutton, «Improving Mobility,» de *Dutton’s Orthopaedic Examination, Evaluation, and Intervention*, New York, McGraw-Hill Education, 2020.
- [31] V. R. Edgerton, R. D. de Leon, S. J. Harkema, J. A. Hodgson, N. London, D. J. Reinkensmeyer, R. R. Roy, R. J. Talmadge, N. J. Tillakaratne, W. Timoszyk y A. Tobin, «Retraining the injured spinal cord,» *Journal of Physiology*, vol. 533, n° 1, pp. 15-22, 2011.
- [32] R. D. de Leon, D. J. Reinkensmeyer, W. K. Timoszyk, N. J. London, R. R. Roy y V. R. Edgerton, «Use of robotics in assessing the adaptive capacity of the rat lumbar spinal cord,» *Progress in Brain Research*, vol. 137, pp. 141-149, 2002.

- [33] R. D. de Leon, M. D. Kubasak, P. E. Phelps, W. K. Timoszyk, D. J. Reinkensmeyer, R. R. Roy y V. R. Edgerton, «Using robotics to teach the spinal cord to walk,» *Brain Research Reviews*, vol. 40, pp. 267-273, 2002.
- [34] W. Dixon, «Control Systems for Assistive and Rehabilitation Robotics. An Introduction to the Special Issue,» *IEEE Control Systems Magazine*, vol. 38, n° 6, pp. 32-34, 2018.
- [35] L. Dovat, O. Lambercy, R. Gassert, T. Maeder, T. Milner, T. C. Leong y E. Burdet, «HandCARE: A Cable-Actuated Rehabilitation System to Train Hand Function After Stroke,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, n° 6, pp. 582-591, 2008.
- [36] Cyber Glove System, «CyberGrasp,» 2017. [En línea]. Available: <http://www.cyberglovesystems.com/cybergrasp#specs>. [Último acceso: 9 abril 2020].
- [37] N. Ho, K. Tong, X. Hu, K. Fung, X. Wei, W. Rong y E. Susanto, «An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects,» de *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland, 2011.
- [38] E. R. LLC, «Exoskeleton Report,» 2020. [En línea]. Available: <https://exoskeletonreport.com/product/hand-of-hope/>. [Último acceso: 9 abril 2020].
- [39] A. Borboni, M. Mor y R. Faglia, «Gloreha—Hand Robotic Rehabilitation: Design, Mechanical Model, and Experiments,» *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 138, 2016.
- [40] Gloreha, «Gloreha: Grab your life,» [En línea]. Available: <https://gloreha-113f0.kxcdn.com/wp-content/uploads/2019/01/Brochure-Gloreha-Products-EN-A.pdf>. [Último acceso: 20 abril 2020].
- [41] S. N. Housley, K. Fitzgerald y A. J. Butler, «Telerehabilitation Robotics: Overview of approaches and clinical outcomes,» de *Rehabilitation Robotics*, Elsevier, 2018, pp. 333-346.
- [42] Motus, «THE HAND MENTOR AT HOME,» [En línea]. Available: <https://motusnova.com/our-devices/>. [Último acceso: 11 abril 2020].
- [43] S. M. Linder, A. B. Rosenfeldt, A. Reiss, S. Buchanan, K. Sahu, C. R. Bay, S. L. Wolf y J. L. Alberts, «The home stroke rehabilitation and monitoring system trial: a randomized controlled trial,» *International Journal of Stroke*, vol. 8, pp. 46-53, 2012.
- [44] D. Wang, Y. Wang, B. Zi, Z. Cao y H. Ding, «Development of an active and passive finger rehabilitation robot using pneumatic muscle and magnetorheological damper,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 147, 2020.

- [45] L. Wang, G. Peng, W. Yao, S. Biggar, C. Hu, X. Yin y Y. Fan, «Soft robotics for hand rehabilitation,» de *Intelligent Biomechatronics in Neurorehabilitation*, Elsevier, 2020, pp. 167-176.
- [46] S. Jeong, P. Tran y J. P. Desai, «Integration of Self-Sealing Suction Cups on the FLEXotendon Glove-II Robotic Exoskeleton System,» *IEEE ROBOTICS AND AUTOMATION LETTERS*, vol. 5, nº 2, pp. 867-874, 2020.
- [47] M. Haghshenas-Jaryani, R. M. Patterson, N. Bugnariu y M. B. Wijesundara, «A pilot study on the design and validation of a hybrid exoskeleton robotic device for hand rehabilitation,» *Journal of Hand Therapy*, vol. 33, nº 2, pp. 198-208, 2020.
- [48] C.-Y. Chu y R. M. Patterson, «Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: a narrative review,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, nº 9, 2018.
- [49] Anatomical Concepts (UK) Limited Ltd, «DIGITRAINER,» [En línea]. Available: <https://www.anatomicalconcepts.com/digitrainer>. [Último acceso: 11 abril 2020].
- [50] HASOMED, «DigiTrainer – Therapy of sensory and motor functions of the hand,» [En línea]. Available: <https://hasomed.de/en/products/digitrainer/>. [Último acceso: 11 abril 2020].
- [51] S. Hesse, H. Kuhlmann, J. Wilk, C. Tomelleri y S. G. Kirker, «A new electromechanical trainer for sensorimotor rehabilitation of paralysed fingers: A case series in chronic and acute stroke patients,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 5, nº 21, 2008.
- [52] Tyromotion, «The Clever Therapy,» [En línea]. Available: https://www.stargen-eu.cz/wp-content/uploads/2015/05/TYM_broschuere_ENG_web.pdf. [Último acceso: 11 abril 2020].
- [53] M. Germanotta, V. Gower, D. Papadopoulou, A. Cruciani, C. Pecchioli, R. Mosca, G. Speranza, C. Falsini, F. Cecchi, F. Vannetti, A. Montesano, S. Galeri, F. Gramatica, I. Aprile y FDG Robotic Rehabilitation Group, «Reliability, validity and discriminant ability of a robotic device for finger training in patients with subacute stroke,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 17, nº 1, 2020.
- [54] P. Sale, S. Mazzoleni, V. Lombardi, D. Galafate, M. P. Massimiani, F. Posteraro, C. Damiani y M. Franceschini, «Recovery of hand function with robot-assisted therapy in acute stroke patients: a randomized-controlled trial,» *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 37, nº 3, pp. 236-242, 2014.
- [55] Tyromotion, «AMADEO® IN PRACTICE,» [En línea]. Available: https://irp-cdn.multiscreensite.com/91b5b819/files/uploaded/Factsheet_Amadeo_V1_en_screen.pdf. [Último acceso: 11 abril 2020].

- [56] Aidmoving, «HASOMED - DigiTrainer,» [En línea]. Available: <https://www.aidmoving.com/es/rehabilitacion/10/hasomed-digitrainer.html>.
- [57] Tyromotion, [En línea]. Available: <https://pbs.twimg.com/media/EE0aX1fXoAA3mv-?format=jpg&name=large>. [Último acceso: 9 abril 2020].
- [58] BIONIK, «InMotion HAND™,» [En línea]. Available: https://www.medica-tradefair.com/prod_file_download/k-U2FsdGVkX1-Jv-YG5PVjFbhjhBaPCVG79pUN7zafGNc/2/3590_1. [Último acceso: 11 abril 2020].
- [59] Bionik, [En línea]. Available: <https://www.bioniklabs.com/products/inmotion-arm-hand>. [Último acceso: 9 abril 2020].
- [60] Hocoma, «ArmeoPower Modules,» [En línea]. Available: <https://www.hocoma.com/solutions/armeopower/modules/#Manovo%3Csup%3E%C2%AE%3C/sup%3EPower>. [Último acceso: 11 abril 2020].
- [61] J. F. Aguilar-Pereyra y E. Castillo-Castaneda, «Design of a Reconfigurable Robotic System for Flexoextension Fitted to Hand Fingers Size,» *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2016, 2016.
- [62] J. L. Ponds, «Rehabilitation Exoskeletal Robotics,» *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE*, pp. 57-63, 2010.
- [63] L. Marchal-Crespo y D. J. Reinkensmeyer, «Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, nº 20, 2009.
- [64] X. Huang, *Robot Assisted Fine Hand Motion Rehabilitation in Post-Stroke Patients, Doctor of Philosophy thesis, School of Electrical, Computer and Telecommunications Engineering, University of Wollongong*, 2017.
- [65] N. Hogan, *Stable execution of contact tasks using impedance control*, IEEE, 1987, p. 1047.
- [66] F. Reyes, *Robótica. Control de robots manipuladores.*, Alfaomega, 2011.
- [67] N. Hogan, *Controlling Impedance at the Man/Machine Interface.*, IEEE, 1989.
- [68] N. Hogan and S. Buerger, "Impedance and Interaction Control," T. R. Kurfess, Ed., CRC Press, 2005.

- [69] Pololu, «34:1 Metal Gearmotor 25Dx64L mm LP 6V with 48 CPR Encoder (No End Cap),» [En línea]. Available: <https://www.pololu.com/product/2284>. [Último acceso: 20 agosto 2016].
- [70] BasicMicro, «Roboclaw 2x7A Motor Controller,» [En línea]. Available: https://www.basicmicro.com/Roboclaw-2x7A-Motor-Controller_p_55.html. [Último acceso: 10 octubre 2018].
- [71] A. Zapatero y E. Castillo, «Control design for a fingers rehabilitation device,» *IEEE 3rd Colombian Conference on Automatic Control (CCAC)*, 2017.
- [72] G. Ellis, *Control System Design Guide*, Waltham: Elsevier, 2012.
- [73] N. Celadon, S. Došen, I. Binder, P. Ariano y D. Farina, «Proportional estimation of finger movements from high-density surface electromyography,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, nº 73, 2016.
- [74] «Types of Muscle Contractions: Isotonic and Isometric,» 25 may 2020. [En línea]. Available: [https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Book%3A_Anatomy_and_Physiology_\(Boundless\)/9%3A_Muscular_System/9.3%3A_Control_of_Muscle_Tension/9.3E%3A_Types_of_Muscle_Contractions%3A_Isotonic_and_Isometric](https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Book%3A_Anatomy_and_Physiology_(Boundless)/9%3A_Muscular_System/9.3%3A_Control_of_Muscle_Tension/9.3E%3A_Types_of_Muscle_Contractions%3A_Isotonic_and_Isometric). [Último acceso: 27 may 2020].
- [75] W. E. Prentice, «The Forearm, Wrist, Hand, and Fingers,» de *PRINCIPLES OF ATHLETIC TRAINING: A GUIDE TO EVIDENCE-BASED CLINICAL PRACTICE*, New York, McGraw-Hill Education, 2017.
- [76] I. Jolliffe, *Principal Component Analysis*; Springer Series in Statistics;, New York: Springer Science & Business Media., 2013.
- [77] M. Ringnér, «What Is Principal Component Analysis?,» *Nature Biotechnology*, vol. 26, pp. 303-304, 2008.
- [78] A. Kassambara, *Practical Guide To Principal Component Methods in R: PCA, M(CA), FAMD, MFA, HCPC, factoextra, STHDA*, 2017, 2017.
- [79] M. A. Laribi, A. Mlika, L. Romdhane y S. Zeghloul, «A Combined Genetic Algorithm-Fuzzy Logic Method (GA-FL) in Mechanisms Synthesis,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 39, p. 717–735, 2004.
- [80] Mathworks, «What Is the Genetic Algorithm?,» [En línea]. Available: <https://la.mathworks.com/help/gads/what-is-the-genetic-algorithm.html>. [Último acceso: 15 Abril 2019].

ANEXOS

Anexo I. Algoritmo expresado en pseudocódigo de la estrategia de ajuste de trayectoria.

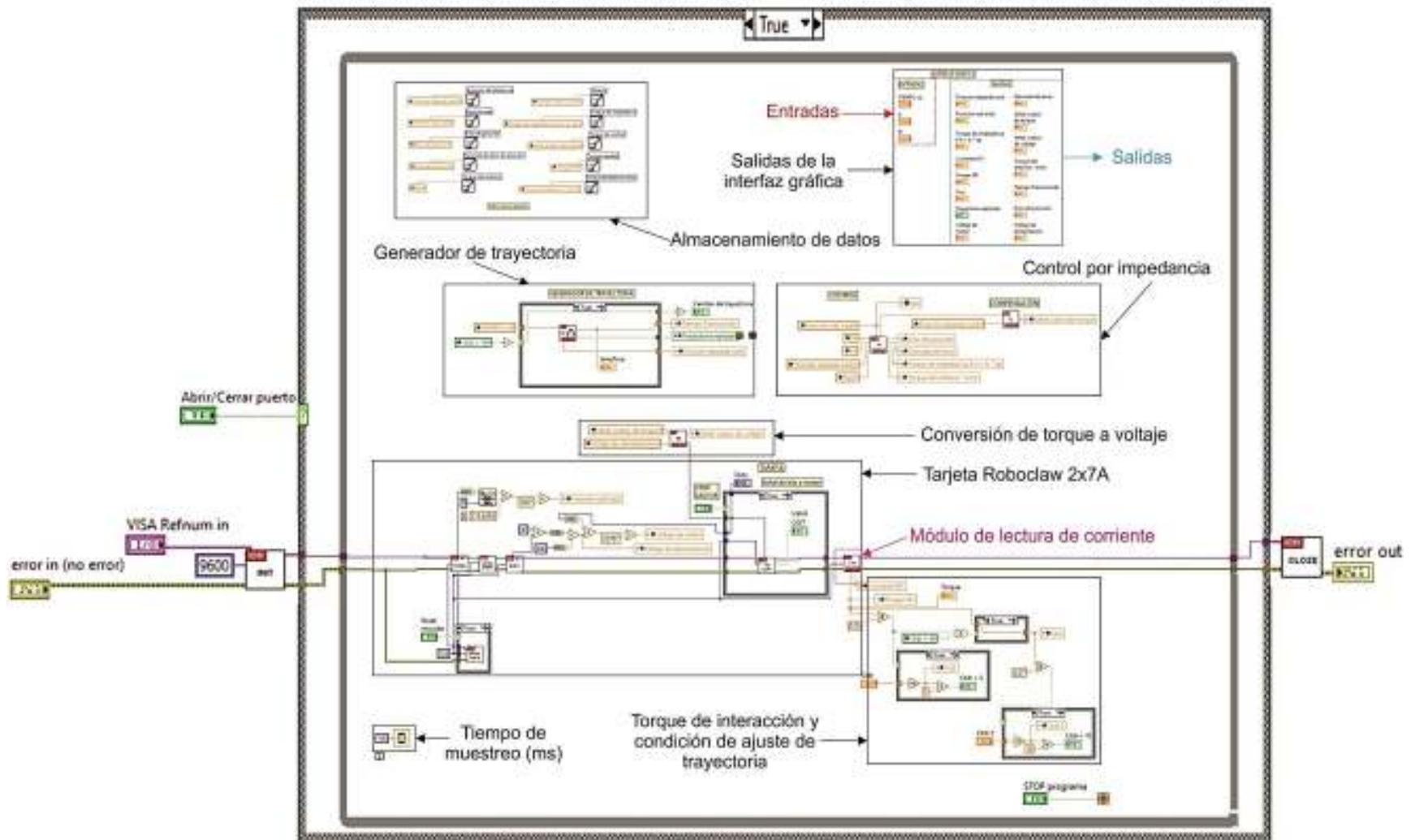
```

Data:
tf /* tiempo total de ejecución de la trayectoria completa
*/
θi /* posición inicial de trayectoria */
θf /* posición final de trayectoria */
τNI /* valor de torque del rehabilitador sin interacción */
τI /* valor de torque del rehabilitador con interacción */
SP=2% /* Incremento de τI sobre τNI */
/* Variables auxiliares: */
cont=0 /* contador #1 */
cont2=0 /* contador #2 */
Result:
θD /* posición deseada */
/* Condiciones para evaluar si el valor del torque sobrepasa
el 2% por 0.6 segundos: */
for i = 0 to n do
    if τI(i) ≥ SP and cont=0 then
        | cont=1;
    end
    if τI(i) ≤ SP and cont=1 then
        | cont=0;
    end
    if τI(i) ≥ SP and cont=1 and τI(i) > τI(i-1) then
        | cont2=cont2+0.1;
    end
    if cont2 < 0.6 segundos then
        | tfm=tf/2;
        | if t(i) ≤ tfm then /* Se mantiene la trayectoria
        | original de flexión a extensión */
        | | θD=θfe;
        | else /* Se mantiene la trayectoria original de
        | extensión a flexión */
        | | end
        | | θD=θef;
        | end
    end
end

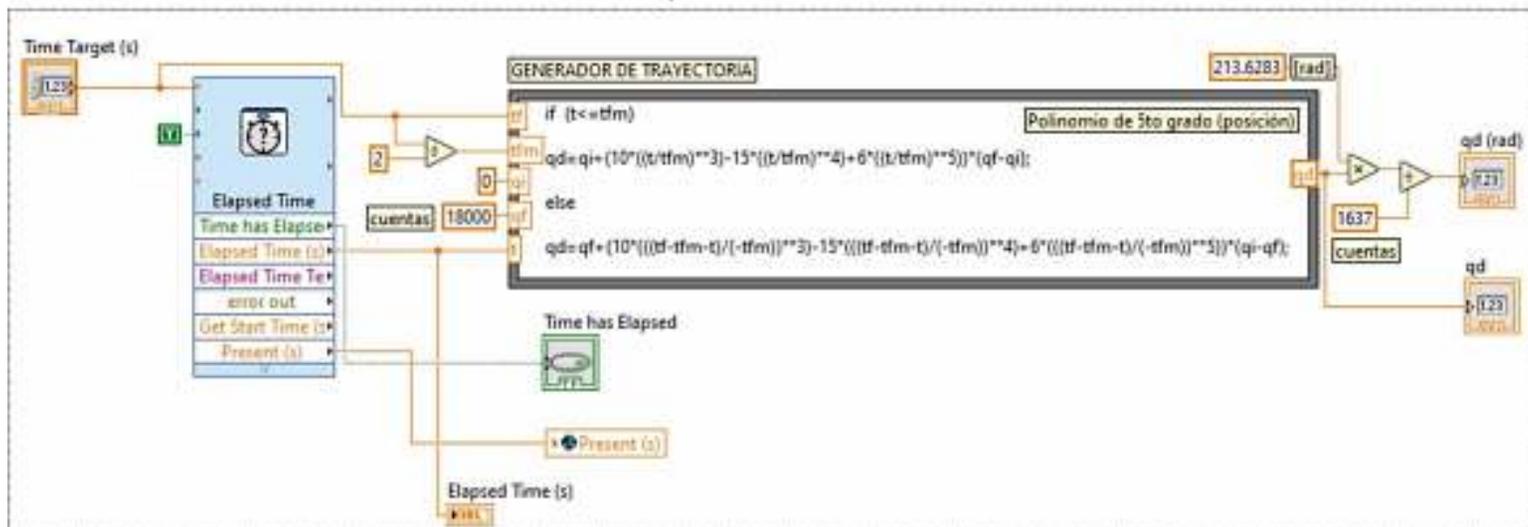
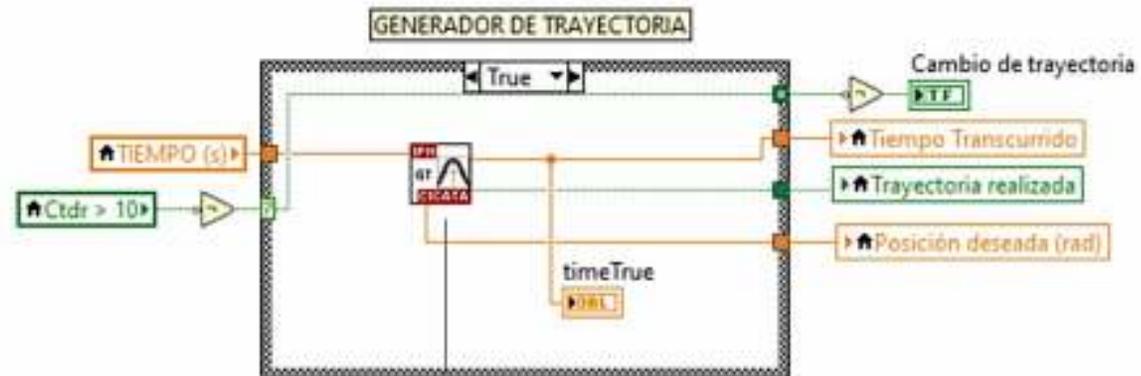
/* Ajuste de trayectoria */
θIT /* posición cuando se detecta el 2% */
tIT /* tiempo cuando se detecta el 2% */
tfm=2*tIT /* tiempo final para el polinomio de ajuste */
coef=[a0,a1,a2,a3,a4,a5,a6] /* cálculo de coeficientes */
cond.In /* condiciones iniciales para el polinomio de ajuste */
for i = 0 to n do
    | θD=θM;
end

```

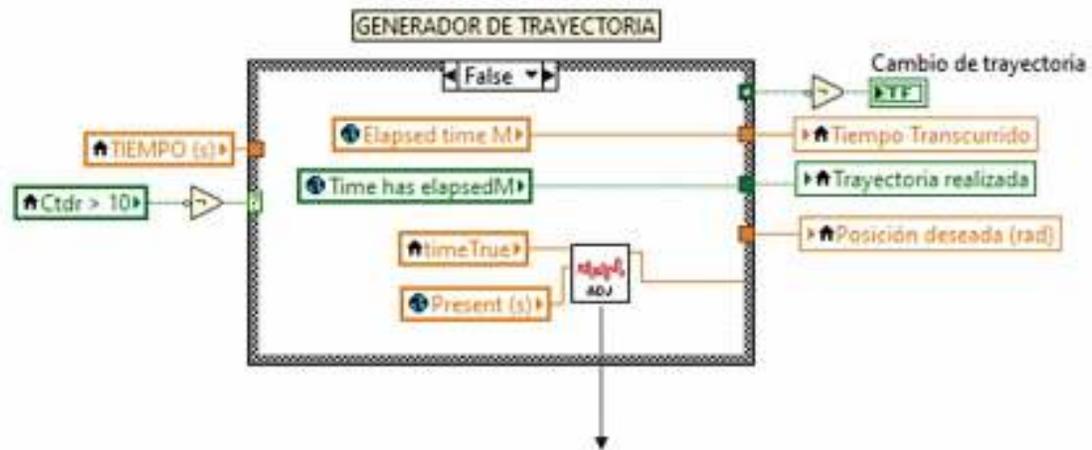
Anexo 2. Código principal de LabVIEW.



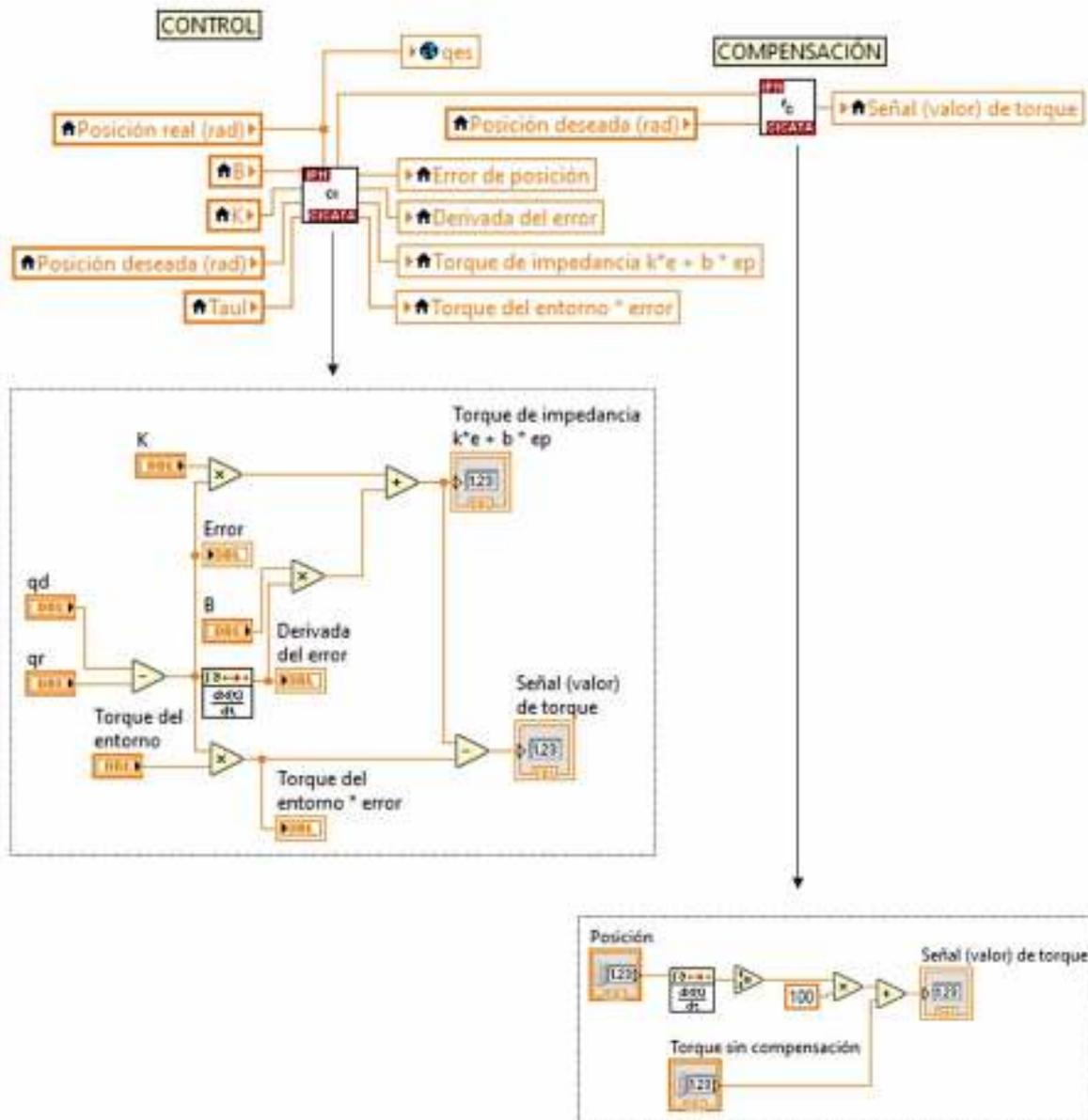
Anexo 3. Módulos de LabVIEW: Generador de trayectoria (movimiento sin restricción)



Anexo 4. Módulos de LabVIEW: Generador de trayectoria (ajuste de trayectoria)



Anexo 5. Módulos de LabVIEW: Control y compensación



Anexo 6. Módulos de LabVIEW: Torque a voltaje

