



# UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería

## **Generación de trayectorias de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros superiores**

### **TESIS**

Que para obtener el Grado de

Doctor en Ciencias de la Ingeniería

Línea de acentuación Sistemas Dinámicos

Presenta:

**M. en I. Giorgio Mackenzie Cruz Martínez**

Comité tutorial:

Dra. Adriana H. Vilchis González

Dr. Luis Adrián Zúñiga Avilés

Dr. Juan Carlos Ávila Vilchis

Toluca, México. Enero 2018

# Índice

|   |      |
|---|------|
| Resumen.....  | iv   |
| Abstract .....  | v    |
| Lista de figuras .....  | vi   |
| Acrónimos .....   | viii |
| Introducción .....  | ix   |
| Capítulo 1 Marco Teórico.....   | 1    |
| 1.1 Definición de rehabilitación .....  | 1    |
| 1.2 Anatomía de miembro superior.....   | 3    |
| 1.2.1 Sistema hombro .....  | 5    |
| 1.2.2 Sistema Codo.....   | 7    |
| 1.2.3 Sistema muñeca .....  | 8    |
| 1.3 Metodologías para el diseño de sistemas mecatrónicos .....                                | 9    |
| 1.3.1 Conceptos básicos.....  | 9    |
| 1.3.2 Metodologías para el diseño de sistemas mecatrónicos .....                              | 11   |
| Capítulo 2 Estado del Arte.....   | 13   |
| 2.1 Exoesqueletos .....   | 13   |
| Capítulo 3 Metodología para el diseño del sistema de rehabilitación de miembro superior ..... | 18   |
| 3.1 Metodología para el diseño de sistemas mecatrónicos.....                                  | 18   |
| 3.2 Casos de estudio.....   | 21   |
| 3.3 Instrumentación.....  | 26   |
| 3.3.1 Diseño del sistema de adquisición de datos .....  | 27   |
| 3.3.2 Mediciones experimentales de los casos de estudio .....                                 | 29   |
| 3.4 Requerimientos y restricciones.....   | 34   |
| 3.4.1 Dimensiones del brazo humano.....   | 34   |
| 3.4.2 Momentos en cada articulación del brazo humano .....                                    | 36   |

|   |    |
|---|----|
| Capítulo 4 Modelo físico experimental.....  | 38 |
| 4.1 Modelo conceptual .....   | 38 |
| 4.2 Sistemas .....  | 41 |
| 4.2.1 Hombro .....  | 41 |
| 4.2.2 Rotación interna externa del hombro.....  | 42 |
| 4.2.3 Codo .....  | 45 |
| 4.2.4 Muñeca.....   | 46 |
| 4.3 Propuesta final .....   | 47 |
| Capítulo 5 Modelado y control.....  | 49 |
| 5.1 Sistemas de referencia .....  | 49 |
| 5.1 Modelo Cinemático Directo .....   | 50 |
| 5.2 Simulación .....  | 52 |
| 5.2.1 Modelo del exoesqueleto.....  | 52 |
| 5.2.2 Simulación de la cinemática directa.....  | 53 |
| 5.2.3 Simulación cinemática inversa .....   | 56 |
| 5.3 Control exoesqueleto.....   | 64 |
| 5.3.1 Control PID desacoplado .....   | 64 |
| 5.3.2 Implementación del control.....   | 66 |
| 5.4 Experimentos .....  | 76 |
| Capítulo 6 Resultados y discusión .....   | 79 |
| 6.1 Resultados del caso de estudio 2. Ejercicio con carga aparente.....   | 79 |
| 6.2 Resultados del caso de estudio 3. Activación de la memoria de músculo a través del<br>seguimiento de trayectorias. .... | 81 |
| 6.3 Resultados del caso de estudio 4. Emulación de rueda de brazo. ....   | 84 |
| 6.4 Validación de hipótesis.....  | 87 |
| Conclusiones .....  | 90 |

|                                   |    |
|-----------------------------------|----|
| De los objetivos generales: ..... | 90 |
| De la contribución .....          | 91 |
| Del trabajo futuro.....           | 92 |
| Publicaciones.....                | 93 |
| Bibliografía .....                | 94 |

## Resumen

Según el censo de población del año 2015 realizado por el INEGI (Instituto Nacional de Estadística y Geografía), el 6% de la población en México presenta alguna discapacidad. De dicha población, el 33% presenta una discapacidad en el miembro superior [1]. Los programas de salud social son, por regla general, el método principal para promover la recuperación funcional en estos sujetos. La rehabilitación pasiva presenta desafíos particulares como la necesidad de inmovilizar algunas partes del cuerpo mientras se movilizan otras, debido a esto la mayoría de las veces deben trabajar dos terapeutas en un paciente. Si la terapia requiere de un aparato, también se debe vigilar que el paciente use las articulaciones adecuadas y no sustituya los movimientos de las articulaciones dañadas por otros. Este trabajo presenta la aplicación de una metodología que sintetizó la rehabilitación pasiva de miembro superior en cuatro casos de estudio que fueron validados por la adquisición de datos y comparados con los rangos funcionales para poder concluir si cumplían con el objetivo de la rehabilitación, estos casos de estudio sentaron las bases para el desarrollo del modelo físico experimental del ERMIS (Exoesqueleto de Rehabilitación de Miembro Superior) de 7 DoF que coadyuva a la rehabilitación pasiva de miembro superior. Se validó el ERMIS comparando las trayectorias generadas por el ERMIS contra las propuestas por los casos de estudio, al final se logró que las trayectorias fueran cubiertas en un 95% por el ERMIS, también se realizó un análisis del error que presenta el ERMIS en el seguimiento de las trayectorias y estos valores se compararon con los rangos de movimiento anatómicos para asegurar que el ERMIS no dañe al paciente.

## Abstract

According to the population census of 2015 conducted by INEGI (National Institute of Statistics and Geography), 6% of the population in Mexico has a disability. Of this population, 33% have a disability in the upper limb [1]. Social health programs are, as a rule, the main method to promote functional recovery in these subjects. Passive rehabilitation presents challenges such as the need to immobilize some parts of the body while others move, due to this, most of the time a patient must be worked on. If the therapy requires a device, it must also ensure that the patient uses the appropriate joints and does not replace the movements of the joints damaged by others. This work presents the application of a methodology that became the rehabilitation of the superior member in four cases of study that were validated by the acquisition of data and compared with the functional ranges to be able to conclude with the objective of rehabilitation, these cases of the study laid the groundwork for the development of the experimental model of ERMIS (Exoskeleton of Rehabilitation of Superior Member) of 7 DoF that contributes to the passive rehabilitation of upper limb. The ERMIS was validated by comparing the trajectories generated by the ERMIS with the proposals for the case studies, in the end it was achieved that the trajectories were covered by 95% by the ERMIS, also an analysis of the error presented by the ERMIS in the tracing of the trajectories and these values are compared with movements of anatomical movements to ensure that the ERMIS does not harm the patient.

## Lista de figuras

|  |    |
|--|----|
| Figura 1-1 Gráfico que representa las etapas de la rehabilitación en el tiempo. Fuente [14].   | 3  |
| Figura 1-2 Planos y ejes anatómico. Fuente [15].   | 4  |
| Figura 1-3 Flexo-extensión de hombro. Fuente [17].   | 5  |
| Figura 1-4 Abducción y aducción del hombro. Fuente [17].   | 6  |
| Figura 1-5 Rotación interna y rotación externa. Fuente: [17].  | 6  |
| Figura 1-6 Flexo-extensión de codo. Fuente: [19].  | 7  |
| Figura 1-7 Pronosupinación de codo. Fuente [19].   | 8  |
| Figura 1-8 Flexo-extensión de la muñeca. Fuente [19].  | 9  |
| Figura 1-9 Desviación cubito-radial Fuente: [24].  | 9  |
| Figura 1-10 Metodología de Zúñiga. Fuente [28].  | 12 |
| Figura 2-1 Exoesqueleto SUEFUL-7. Fuente [40].   | 17 |
| Figura 2-2 Exoesqueleto IntelliArm. Fuente [50].   | 17 |
| Figura 2-3 Exoesqueletos de miembros superiores, a) CADEN-7. Fuente [46]. b) ARMLin III. Fuente [53].  | 17 |
| Figura 3-1 Mapa Maestro.   | 20 |
| Figura 3-2 Rehabilitación de codo. A) Inmovilización de hombro y brazo y pronación de muñeca, B) Flexión de codo con supinación de muñeca. Fuente [56].  | 23 |
| Figura 3-3 Rehabilitación con carga aparente. Fuente [56].   | 24 |
| Figura 3-4 Caso de estudio 3 Memoria de musculo con seguimiento de trayectorias.   | 25 |
| Figura 3-5 Rehabilitación con timón. A) Rehabilitación de costado, B) Rehabilitación de frente. Fuente [56].   | 26 |
| Figura 3-6 Esquema de la ubicación de los goniómetros instrumentados.  | 28 |
| Figura 3-7 A) Datos obtenidos del levantamiento de un objeto de enfrente hacia atrás. B) Datos obtenidos del ejercicio de levantamiento de un objeto de arriba hacia abajo.  | 30 |
| Figura 3-8 Datos obtenidos del brazo durante el trazo de una estrella en una pizarra.  | 30 |
| Figura 3-9 Parte de la secuencia de mediciones de la rutina del timón de frente al usuario.  | 32 |
| Figura 3-10 Datos experimentales obtenidos con goniómetro instrumentado.   | 33 |
| Figura 3-11 En posición de pie trabajadores industriales sexo masculino 18 a 65 años. 2 Estatura, 3 Altura de ojos, 4 Altura oído, 6 Altura hombro, 7 Altura codo, 8 Altura codo flexionado., 9 Altura muñeca, 10 Altura nudillo, 11 Altura dedo medio, 51 Altura mentón, 52 Altura trocánter mayor. Fuente: [58]. | 35 |
| Figura 4-1 Modelo Conceptual del ERMIS.  | 39 |
| Figura 4-2 Modelo conceptual del ERMIS.  | 39 |
| Figura 4-3 Pruebas con la barra L soporte del hombro del ERMIS. A) Estado natural del hombro. B) Movimiento combinado del hombro flexión/abducción y C) Extensión del hombro. Fuente [63].   | 42 |
| Figura 4-4 Ubicación de los actuadores en el subsistema del hombro del ERMIS.  | 42 |
| Figura 4-5 Anillos deslizantes, detalle de la distribución de los rodamientos radiales en el carro.  | 43 |
| Figura 4-6 Modelo Físico experimental de la articulación anillos deslizantes formada por carro y riel.   | 44 |
| Figura 4-7 Ensamble de la rotación interna externa del hombro.   | 45 |
| Figura 4-8 Sistema del codo.   | 45 |
| Figura 4-9 Horquilla y bastidor del sistema de la muñeca.  | 47 |
| Figura 4-10 a) Ensamble bastidor y horquilla. b) Ensamble de anillos deslizantes.  | 47 |
| Figura 4-11 Modelo físico experimental del sistema muñeca.   | 47 |
| Figura 4-12 Modelo en CAD del ensamble del ERMIS.  | 48 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 5-1 Ubicación de los sistemas de referencia en el modelo conceptual, estos a su vez representan la ubicación de los ejes de rotación de las articulaciones. ....   | 49 |
| Figura 5-2 Modelo de la aducción y abducción en Simscape Multibody. ....  | 53 |
| Figura 5-3 Sistemas de referencia coincidentes con los ejes de rotación del brazo. ....   | 54 |
| Figura 5-4 Modelo del ERMIS configurado para obtener la cinemática directa. ....  | 55 |
| Figura 5-5 Resultado de la simulación de la cinemática directa al ingresar los datos obtenidos de la medición del ejercicio de timón mostrados sobre el marco de referencia global. ....  | 56 |
| Figura 5-6 Ubicación de los marcos de referencia en el ejercicio de seguimiento de trayectorias. ....   | 57 |
| Figura 5-7 Ubicación de los marcos de referencia en el ejercicio de emulación de timón. ....  | 57 |
| Figura 5-8 a) Trayectoria $x(t)$ respecto al marco de referencia T para la carga arriba-abajo. b) Trayectoria $y(t)$ respecto al marco de referencia T para la carga arriba-abajo. c) Trayectoria $z(t)$ respecto al marco de referencia T para la carga arriba-abajo. ....                                   | 58 |
| Figura 5-9 a) Trayectoria $x(t)$ respecto al marco de referencia T para la escritura de nombre en pizarra b) Trayectoria $y(t)$ respecto al marco de referencia T para la escritura de nombre en pizarra c) Trayectoria $z(t)$ respecto al marco de referencia T para la escritura de nombre en pizarra. .... | 59 |
| Figura 5-10 Configuración del modelo del ERMIS para la emulación del caso de estudio 3. ....  | 60 |
| Figura 5-11 a) Trayectoria $x(t)$ respecto al marco de referencia T para el ejercicio del timón. b) Trayectoria $y(t)$ respecto al marco de referencia T para el ejercicio del timón. c) Trayectoria $z(t)$ respecto al marco de referencia T para el ejercicio del timón. ....                               | 61 |
| Figura 5-12 Configuración del modelo del ERMIS para la emulación del caso de estudio 4. ....  | 62 |
| Figura 5-13 Secuencia de movimiento de la simulación de Simulink® del ejercicio de timón con el exoesqueleto durante la fase 1. ....  | 63 |
| Figura 5-14 Representación del PID desacoplado. ....  | 65 |
| Figura 5-15 Control PID embebido. ....  | 65 |
| Figura 5-16 Curva característica velocidad vs. fuerza de los actuadores lineales. La derecha es la curva del modelo CAHB-10 y la izquierda es la curva del modelo CAHB-20. Fuente: [65] ....  | 66 |
| Figura 5-17 Diagrama del driver empleado para los motores DC del ERMIS. ....  | 69 |
| Figura 5-18 Esquema del sistema electrónico del ERMIS. ....   | 73 |
| Figura 5-19 Sistema Electrónico del ERMIS. ....   | 73 |
| Figura 5-20 Pantalla de edición de trayectorias. ....   | 74 |
| Figura 5-21 Prueba del ERMIS haciendo la flexión-extensión del codo. ....   | 76 |
| Figura 5-22 Prueba del ERMIS haciendo la desviación radio-cubital. ....   | 77 |
| Figura 5-23 Prueba del ERMIS haciendo la flexión-extensión del hombro. ....   | 77 |
| Figura 5-24 Prueba del ERMIS haciendo la rotación interna externa del hombro. ....  | 77 |
| Figura 5-25. Prueba del ERMIS P haciendo la abducción-aducción del hombro. ....   | 78 |
| Figura 6-1 Trayectorias de los movimientos de las articulaciones del caso de estudio 2. ....  | 80 |
| Figura 6-2 Fuerza y torque de los actuadores del caso de estudio 2. ....  | 81 |
| Figura 6-3 Trayectorias de los variables articulares para el caso de estudio 3. ....  | 82 |
| Figura 6-4 Fuerza y torque de los actuadores en el caso de estudio 3. ....  | 83 |
| Figura 6-5 Movimiento de Abducción Aducción del hombro. ....  | 85 |
| Figura 6-6 Fuerza necesaria del actuador correspondiente para poder realizar el movimiento durante la trayectoria del timón de frente. ....   | 86 |
| Figura 6-7 Campana de distribución para las zonas de aceptación o rechazo de la hipótesis nula. ....  | 88 |



## Acrónimos

- $\mu\text{s}$  Microsegundo
- ABD-ADD Abducción y aducción
- CAD Computer Aided Desing
- CAE Computer-Aided Engineering
- DC Direct Current
- DoF Degree of fredom (Grados de libertad)
- DSP Digital Signal Processor
- ECAD Diseño Electrónico y Eléctrico Asistido por Computadora
- ECV Eventos Cerebrovasculares
- EMG Electromiografía
- EOD Explosive Ordinance Disposal
- EPH Equilibrium Point Hypothesis
- ERMIS Exoesqueleto de Rehabilitación para Miembro Superior
- H0 Hipotesis nula
- H1 Hipotesis alterna
- HRI Human Robot Interface
- k $\Omega$  Kilo ohms
- MBD Model-Based Design (Diseños Basados en Modelo)
- MBSE Model-Based Systems Engineering (Sistemas de Ingeniería Basados en Modelos)
- MEMS Microelectromechanical Systems
- MFE Modelo Físico Experimental
- ms milisegundo
- OMS Organización Mundial de la Salud
- PID Control Proporcional Integral Derivativo
- PLC Controlador Lógico Programable
- PWM Wide Pulse Modulation
- RMS Root Mean Square
- SCL Structured Controlled Language
- SysML System Modeling Language
- UNESCO Organización de las Naciones Unidas para la Educación, la Ciencia y la Cultura

## Introducción

Existe gran interés en el desarrollo de sistemas que auxilien y mejoren las habilidades motoras humanas, este interés se enfoca de manera especial en el área de la salud, donde se desea rehabilitar pacientes con disminución de capacidades motrices mediante aparatos que den soporte durante el proceso de la rehabilitación o que definitivamente suplan las actividades motoras dañadas. Actualmente por su misma naturaleza al hablar del cuerpo humano, los exoesqueletos se hacen presentes como sistemas que pueden servir en los procesos de rehabilitación anteriormente citados.

Hablar de rehabilitación en miembros paréticos es un tema extenso, que requiere ser tratado de forma específica dependiendo de la extremidad que este dañada. El presente trabajo se enfoca en el miembro superior humano del lado derecho desde el hombro hasta la muñeca. Además, existen diversos tipos de rehabilitación de acuerdo con los síntomas que presenta el miembro dañado, éste trabajo trata la primera etapa de rehabilitación donde el paciente no se opone ni contribuye en el ejercicio aplicado en la fisioterapia.

Los ejercicios de rehabilitación pasiva para miembro superior son tratados por los fisioterapeutas mediante técnicas bien definidas, muchas veces acompañadas de sistemas mecánicos simples que dan apoyo a los ejercicios. El interés de diseñar y construir sistemas de rehabilitación se puede clasificar principalmente desde dos puntos de vista. Por un lado, se busca ayudar a los pacientes a que logren recuperar sus funciones motoras de la forma más rápida posible y por otro lado apoyar a los terapeutas, quienes en su labor se exponen a esfuerzos físicos y no se dan abasto ya que la mayoría de las terapias ocupan más de un terapeuta por paciente y cada día aumenta las personas que sufren lesiones que requieren este tipo de atenciones.

La terapia de rehabilitación por su naturaleza presenta situaciones no deseables que pueden mejorarse, como ejemplo: la duración, la cantidad de repeticiones y su intensidad. Además, la retroalimentación que el paciente puede dar es normalmente limitada y el paciente siempre depende del terapeuta para repetir el patrón de forma automática. Por otra parte, la terapia está limitada por la habilidad del terapeuta y las necesidades del paciente van cambiando al avanzar las sesiones.

Múltiples estudios que se han realizado desde hace más de una década demuestran que la terapia asistida por robots ha permitido el entrenamiento de forma intensiva y efectiva asegurando la explotación óptima de la Neuroplasticidad<sup>1</sup> y del potencial de recuperación [1]. Además, estos sistemas pueden contar con ambientes virtuales que mantienen al paciente motivado durante toda la rehabilitación [2].

Dentro del área de la rehabilitación asistida por robots existen diversos desafíos que aún no se han resuelto y en los que aún se pueden seguir proponiendo nuevas soluciones. Este trabajo especialmente trata sobre el problema de la rehabilitación en una etapa muy temprana donde el paciente no se mueve voluntariamente, este hecho presenta desafíos mecánicos particulares para garantizar la eficacia del ejercicio, y es aquí donde la mayoría de los trabajos se ha quedado a un lado.

La rehabilitación pasiva se concentra en trabajar con personas cuyas lesiones las han dejado en situaciones de espasticidad o rango nulo de movimiento. Esto hace que de forma voluntaria no participan en los ejercicios que pudieran rehabilitarlos y presenta características particulares que requieren que se trate de forma diferente a una terapia convencional. Si el paciente cuenta con pérdida de sensibilidad, no podrá anunciar al terapeuta si los movimientos de los ejercicios aplicados lo lastiman o lo llevan a posiciones anatómicamente incorrectas, haciendo necesaria vigilar en todo momento la movilización del miembro y que todas las articulaciones se mantengan en sus posiciones adecuadas, por tal motivo en algunos casos se requiere la presencia de dos terapeutas o más por paciente. Otra situación particular se da cuando existe espasticidad, en este caso el paciente siente dolor y mantiene rígido el miembro o en una configuración determinada, otra vez es necesaria la participación de otro terapeuta para inmovilizar las articulaciones o el dorso del paciente, mientras otro moviliza los elementos de la extremidad. Además, en todo momento se debe observar la evolución de los movimientos debido a que los pacientes al ser el miembro superior redundante en el número de articulaciones, fácilmente sustituye los movimientos de los elementos dañados por otros, y la terapia puede no tener algún efecto, así que el terapeuta debe observar con atención la dinámica del miembro lesionado.

---

<sup>1</sup> Capacidad que tiene el cerebro para formar nuevas conexiones nerviosas, a lo largo de toda la vida, en respuesta a la información nueva, a la estimulación temporal, al desarrollo, a la disfunción o al daño.

En este trabajo se presenta el desarrollo de una plataforma que incluye un MFE (Modelo Físico Experimental) que sea capaz de generar las rutinas de rehabilitación pasiva de miembro superior efectuadas por los terapeutas como trayectorias en el espacio. De acuerdo con lo observado en campo y las necesidades de la rehabilitación pasiva se plantea la siguiente hipótesis: “El diseño de un MFE asociado a las tareas propias de un protocolo de rehabilitación de miembro superior en la primera etapa, será capaz de describir trayectorias con un error máximo del 10% con respecto a las trayectorias deseadas”. Para poder comprobar esta hipótesis se plantearon objetivos específicos los cuales se validaron conforme se fueron logrando. Los objetivos propuestos son los siguientes:

- Identificar las trayectorias de rehabilitación pasiva que seguirá el exoesqueleto.
- Caracterizar las trayectorias asociadas a las tareas de rehabilitación pasiva mencionadas en el objetivo anterior.
- Diseñar, construir e instrumentar el MFE de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior.
- Obtener el modelo cinemático del exoesqueleto diseñado.
- Diseñar una estrategia para la coordinación de movimientos que permita que el exoesqueleto genere las trayectorias necesarias cuando sea aplicado a tareas de rehabilitación pasiva.
- Sintetizar en un PLC las estrategias de coordinación de movimiento para el MFE de un exoesqueleto bajo condiciones estrictas de seguridad para el usuario y el paciente en los niveles electrónico, mecánico y de programación.
- Determinar el nivel de desempeño de la estrategia diseñada con el fin de validar el sistema.

El cumplimiento de estos objetivos requiere de la creación de una plataforma que incluye desarrollos en hardware y software, además trabajo documental en el área de la terapia física y anatomía del miembro superior humano y trabajo de campo con pacientes y profesionales del medio. Al dimensionar la extensión del trabajo, se determina que entra en el área de diseño y construcción de sistemas mecatrónicos, estos en la actualidad trabajan bajo esquemas que se basan en diversas metodologías. El estado del arte de las metodologías que involucran el diseño de sistemas mecatrónicos son una guía para así poder plantear un mapa maestro que garantice el cumplimiento de los objetivos, de una forma ordenada, minimizando los tiempos pero que permita hacer las iteraciones necesarias en todas las etapas del diseño. Además, el esquema de trabajo que se presenta permite trabajar de forma concurrente y simultánea en los diversos sistemas

intercambiando información entre ellos constantemente, siendo esta la característica más importante de las metodologías actuales, específicamente trabajar en paralelo el modelo en CAD, la creación de modelos con técnicas de prototipado rápido y la síntesis del modelo de sistemas dinámicos. Otra pieza crucial para la metodología es el uso del *know-how* de tecnologías de sistemas embebidos e interfaces hombre máquina reduciendo al mínimo el tiempo requerido para superar la curva de aprendizaje.

La metodología que se propuso requiere el planteamiento de cuatro casos de estudio, cada uno agrupó diferentes niveles de deterioro en el miembro superior y las enfermedades que se asocian a ellos, además para cada uno se selecciona los ejercicios que el paciente puede hacer para su recuperación. Otro paso de la metodología propuesta se basa en el trabajo en campo con pacientes y terapeutas, con esto se obtiene mediciones de los rangos de movimiento durante la ejecución de las rutinas de rehabilitación. Estos valores permiten tener un punto de referencia y la base para la generación de trayectorias por parte del exoesqueleto.

El planteamiento y análisis de los casos de estudio consolidan, requerimientos, restricciones y metas para el diseño de la plataforma mecatrónica que permite probar la hipótesis. A través del diseño en CAD y de la retroalimentación proporcionada por pruebas de diversos modelos físicos experimentales y la simulación de los mismos mediante la síntesis del modelo dinámico, se consolida el ERMIS (Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior).

La metodología propuesta cuenta con una etapa que permite la validación del sistema propuesto. La validación se lleva a cabo desde dos puntos de vista. Por una parte, se valida los casos de estudio midiendo el porcentaje que cubren de los rangos de movimiento funcional que sugiere la literatura para cada grado de libertad del miembro superior y así determinar si los casos propuestos cumplen con el objetivo de la rehabilitación.

Después se valida el exoesqueleto y la generación de trayectorias a través de la comparación de los rangos de movimiento para cada grado de libertad con su respectivo rango de movimiento funcional y anatómico, esperando que las trayectorias generadas por la cinemática inversa del exoesqueleto para cada DoF permanezcan entre ambos rangos.

El MFE se tiene 7 grados de libertad que corresponden a: la aducción-abducción del hombro, la flexión-extensión del hombro, la rotación interna-externa del hombro, la flexión-extensión del codo,

la pronación-supinación de la muñeca, la flexión-extensión de la muñeca y la desviación radial-cubital.

Cada articulación del MFE puede moverse en todo el rango funcional que poseen sus equivalentes en un cuerpo humano. De esta forma el exoesqueleto cubre el espacio de trabajo necesario para describir las trayectorias asociadas al protocolo de rehabilitación de miembro superior. Se plantea el exoesqueleto con las dimensiones adecuadas para un hombre adulto de 1.8 m de altura.

Para probar el control de trayectorias del modelo físico experimental se siguen los protocolos de rehabilitación de dos rutinas que cubran dos de cuatro casos de estudio, previamente citados en la Introducción, aplicados en una persona sana. De esta forma se puede conocer si el exoesqueleto es capaz de mover el miembro superior sin causar daño en el sujeto de prueba.

Dadas las normas médicas que requiere un equipo para trabajar con pacientes enfermos, se deja a un lado la posibilidad de que una vez superadas las pruebas preliminares se pueda trabajar en un hospital con pacientes, dejándolo como propuesta para trabajos posteriores.

Para el diseño del MFE, la descripción de las trayectorias que deben seguir el miembro superior para rehabilitación se obtiene con la retroalimentación de un fisioterapeuta, quien definirá los ejercicios y las trayectorias del brazo y ayudará en el diseño de una interfaz hombre máquina. A su vez, un médico especializado en traumatología evalúa la propuesta de diseño mecánico del MFE para garantizar que no se lastime al paciente durante el seguimiento de los ejercicios y para que el movimiento del exoesqueleto permanezca dentro del área de trabajo predefinida.

Este documento describe las etapas y los resultados que se obtuvieron a lo largo del proyecto. El documento consta de 6 capítulos. El Capítulo 1 hace una recopilación de la información y conceptos de anatomía, fisiología y rehabilitación del cuerpo humano, así como de la técnica de la goniometría. Al final se despliega los rangos anatómicos y funcionales de cada DoF del miembro superior. El Capítulo 2 contiene el estado del arte concerniente a los exoesqueletos para rehabilitación que existen tanto de forma experimental como de forma comercial, esta información permite identificar las ventajas y desventajas de los exoesqueletos presentados desde el punto de vista de la rehabilitación pasiva. En el Capítulo 3 describen la metodología propuesta y se describen los casos de estudio, se muestra el desarrollo del sistema de adquisición de datos para la caracterización de los ejercicios de rehabilitación, estos datos son ingresados en una simulación del modelo geométrico del exoesqueleto. En el Capítulo 4 se describe el MFE del ERMIS y cada uno de los sistemas que lo

integran, En el capítulo 5 se presenta el modelado y control del ERMIS. En el capítulo 6 se hace una discusión de los resultados. Por último, se presentan las conclusiones y los trabajos futuros.

## Capítulo 1 Marco Teórico

En este capítulo se definen conceptos que se usan en la anatomía y se ponen en contexto social y clínico las necesidades de los pacientes que requieren rehabilitación. Además, se ubica el trabajo dentro del contexto de la rehabilitación pasiva. Se presentan la definición del rango de movimiento anatómico y del rango de movimiento funcional, ambos conceptos que serán tratados frecuentemente en este documento. Se describe cada articulación del miembro superior en términos de su rango de movimiento anatómico y funcional y como se mide su amplitud empleando la goniometría.

### 1.1 Definición de rehabilitación

En la actualidad las terapias que usan movimientos pasivos y activos son usadas en el proceso de rehabilitación después de haber sufrido lesiones neurológicas [3]. También se sabe que existen pocos terapeutas [4] y la cobertura de los sistemas de salud es limitada, además la presencia de servicios calificados no siempre está disponible para los pacientes [4].

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), cada año los eventos cerebrovasculares (ECV) y las enfermedades cardiovasculares afectan a más de 15 millones de personas en el mundo [5]. De éstos, el 85% de los supervivientes de un ECV presentan deterioro agudo del brazo y el 40% tiene una deficiencia crónica o discapacidad permanente. Estos hechos ocasionan una carga para la familia. Los programas de salud social son el método principal para promover la recuperación funcional en estos sujetos. La duración es larga del tratamiento [6] y requiere terapeutas calificados.

*“La fisioterapia es el conjunto de métodos que, a través de la aplicación de agentes físicos, curan, previenen, recuperan y adaptan a las personas afectadas de disfunciones somáticas y orgánicas o a las que quieren tener un nivel óptimo de salud” [7]. Un apartado concreto de la fisioterapia se destina a la rehabilitación, es decir a las “técnicas necesarias para recuperar una determinada funcionalidad” [7].*

La Organización Mundial de la Salud (OMS), la Organización Internacional del Trabajo (OIT) y la Organización de las Naciones Unidas para la Educación, la Ciencia y la Cultura (UNESCO), considera a la rehabilitación como *“un proceso de duración limitada y con un objetivo definido, encaminado a*



permitir que una persona con deficiencia alcance un nivel físico, mental y/o social funcional óptimo, proporcionándole así los medios para modificar su propia vida” [8]

La terapia de rehabilitación pasiva para el brazo es cuando el paciente no contribuye ni se opone al movimiento, es considerada como una primera etapa del tratamiento en la fisioterapia. La Figura 1-1 muestra las etapas de rehabilitación en función del tiempo. La terapia de rehabilitación pasiva para el brazo es el primer tipo de tratamiento en la fisioterapia dado a los pacientes que son incapaces de mover activamente sus brazos en todo su rango después de una cirugía de hombro, codo o articulación de la muñeca [9] debido a la luxación de la articulación, o como resultado de un accidente cerebrovascular [10] [11].

La cinesiterapia se puede dividir en subgrupos. Se distingue el grupo manual, donde la persona encargada de aplicar la terapia utiliza sus manos y propias fuerzas; la terapia auto pasiva, donde el paciente es quien aplica fuerza en su miembro lesionado con sus extremidades sanas y la terapia instrumental, donde se usan aparatos mecánicos o eléctricos llamados órtesis. La clasificación se puede observar en la Tabla 1-1.

Tabla 1-1 Clasificación de las técnicas de rehabilitación. Fuente [12].

| TIPOS          | TÉCNICAS                                 | MEDIOS         | EJEMPLOS   |  |
|----------------|--|----------------|--|--|
| PASIVA         | Movilizaciones Articulares               | Manual         | Análítica<br>Funcional   |  |
|                |  | Autopasiva     | Articulación Blanco<br>Articulación Vecina                     |  |
|                |  | Instrumental   | Férula mecánica  |  |
|                | Tracciones articulares                   | Manual         | Gravedad   | Plano inclinado  |
|                |  | Instrumental   |  | Electromecánica Autoelongación<br>Pesos-poleas<br>Hidroterapia       |
|                |  | Manual         |  |  |
|                | Posturas osteoarticulares                | Autopasiva     |  | Sistema cable-polea  |
|                |  | Instrumental   |  | Cargas<br>Tirantes de fijación<br>Órtesis                            |
|                |  | Manual         |  |  |
|                | Estiramientos miotendinosos              | Manual         |  |  |
| Manipulaciones | Autopasiva                               |                |  |  |
| ACTIVA         | Asistida                                 | Manual         |  |  |
|                |  | Mecánica       | Poleas<br>Suspensión<br>Planos-patines desliz.<br>Hidroterapia |  |
|                | Resistida                                | Manual         |  |  |
|                |  | Mecánica       |  | Cargas directas<br>Cargas indirectas<br>Isocinéticos<br>Hidroterapia |
|                |  | Auto-resistida |  |  |
|                | Libre                                    |                |  |  |
| FORZADA        | Realizada bajo anestesia general o local |                |  |  |

Según la ISO (International Organization for Standardization, por sus siglas en inglés) una órtesis es “un apoyo o dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético [13]”. El término órtesis se usa para denominar aparatos o dispositivos, férulas, ayudas técnicas y soportes usados en ortopedia, fisioterapia y terapia ocupacional que corrigen o facilitan la ejecución de una acción, actividad o desplazamiento, procurando mayor seguridad para el paciente. Sirven para sostener, alinear o corregir deformidades del aparato locomotor, así como para mejorar el funcionamiento del mismo [12].

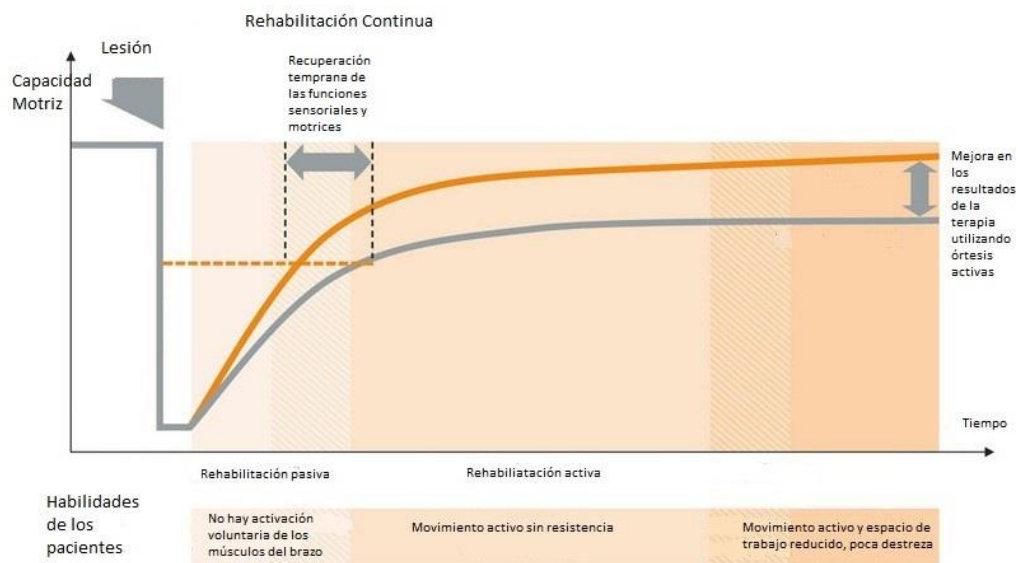


Figura 1-1 Gráfico que representa las etapas de la rehabilitación en el tiempo. Fuente [14].

## 1.2 Anatomía de miembro superior

Para entender las descripciones del cuerpo humano es necesario tomar en cuenta las referencias que se emplean en anatomía. La descripción anatómica utiliza las comparaciones geométricas como lo son planos y los ejes, estos se pueden observar en la Figura 1-2. Los ejes que se consideran para la descripción anatómica son los siguientes [15]:

- El eje sagital o anteroposterior está dirigido en dirección horizontal y atraviesa el cuerpo de adelante hacia atrás.
- El eje vertical está orientado en dirección vertical, se dirige hacia abajo desde la parte más alta del cráneo y pasa por el centro de gravedad del cuerpo.
- El eje transversal o laterolateral tiene una dirección horizontal y atraviesa al cuerpo de lado a lado.

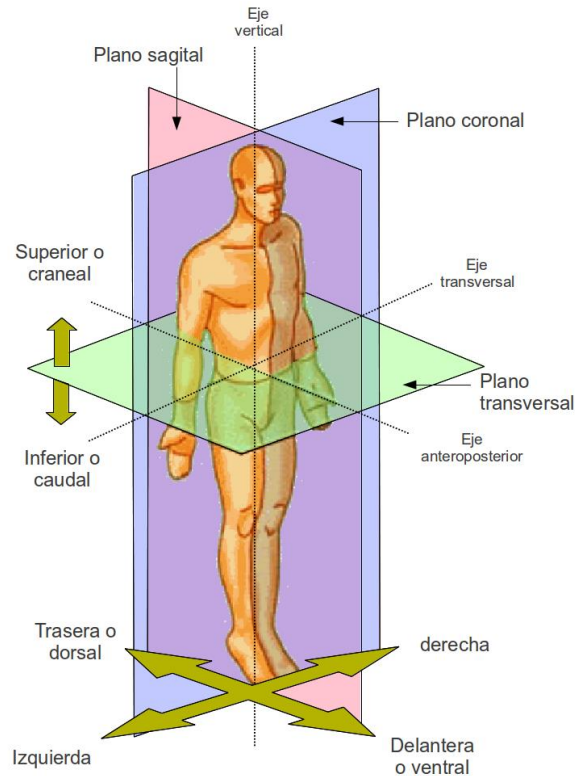


Figura 1-2 Planos y ejes anatómico. Fuente [15]

Existen otros ejes que se usan para describir los diferentes segmentos de las extremidades, como por ejemplo el eje longitudinal que corre a lo largo de cualquier hueso largo.

Los planos de sección son cortes que seccionan el cuerpo humano en sentido vertical, horizontal u oblicuo. Dichos planos se muestran en la Figura 1-2 y se describen a continuación [15]:

- Plano sagital: Es el plano que pasa por el eje longitudinal del cuerpo y lo dividen en una mitad derecha y otra izquierda. Todos los planos paralelos al plano sagital se llaman planos sagitales o parasagitales [16].
- Plano coronal: Es el plano que está orientado en sentido transversal y divide el cuerpo en una parte anterior y otra posterior. Todos los planos paralelos al plano coronal se llaman planos coronales o paracoronales [16].
- Plano horizontal o transversal: es cualquiera de los planos que se orienta de forma perpendicular al vertical y divide el cuerpo en una parte superior y otra inferior [16].

### 1.2.1 Sistema hombro

El hombro se considera la articulación con mayor rango de movilidad del cuerpo humano, pero también es la más inestable debido a la estructura de la junta glenohumeral, que es una junta bola-cavidad. En la articulación del hombro, la escápula, la clavícula y el húmero sirven como un punto fijo para la mayoría de los músculos.

El sistema del hombro está compuesto por tres huesos: la clavícula, la escápula y el húmero; lo componen cinco articulaciones: el glenohumeral, la acromioclavicular, la esternoclavicular, la subdeltoidea y la escapulotorácica.

En general cuando se hace referencia a la flexión, un elemento se mueve con pivote en el eje transversal, en un plano parasagital e indica el doblar o la disminución del ángulo formado entre huesos o partes del cuerpo [15]. El rango de movimiento en la flexión del hombro es de  $180^\circ$  y el rango funcional es de  $80^\circ$ . La extensión pivotea en un eje paralelo al transversal e indica el enderezamiento o aumento del ángulo formado entre los huesos y el cuerpo [15]. En el hombro el rango de movimiento anatómico en la extensión es de  $45^\circ$  como se puede observar en la Figura 1-3 y el rango funcional es de  $0^\circ$ . Este movimiento se realiza en la articulación glenohumeral. Para el análisis de este movimiento se realiza con ayuda de un eslabón fijo que deberá estar alineado a la línea medioaxilar, con el eje central colocado dos dedos debajo del acromion. El eslabón móvil tiene que estar alineado con la línea media longitudinal del húmero siguiendo la trayectoria de este [16].

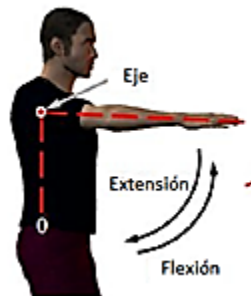


Figura 1-3 Flexo-extensión de hombro. Fuente [17].

La abducción es cuando el miembro se aleja del plano sagital la cual se muestra en la

Figura 1-4. La abducción del hombro tiene un rango de movimiento anatómico de  $180^\circ$  y un rango funcional de  $45^\circ$ . Mientras que la aducción del hombro es cuando se acerca al plano sagital teniendo un rango anatómico de  $30^\circ$  y un rango funcional de  $0^\circ$ , para poder analizar este movimiento se

colocaron dos eslabones, el fijo alineado con la línea medioaxilar, paralelo al esternón y el eslabón móvil alineado con la línea media longitudinal del húmero acompañando el movimiento del húmero. El eje deberá estar a la misma altura que el acromion ya sea en la parte posterior o anterior [16]. Estos movimientos se realizan con la interacción de las articulaciones glenohumeral y acromioclavicular.



Figura 1-4 Abducción y aducción del hombro. Fuente [17].

La rotación es el movimiento de un segmento alrededor de su eje longitudinal. En el caso de la rotación externa del hombro se hace con ayuda de la abducción alejando al hombro del plano sagital medio [15], generando un rango de movimiento de  $90^\circ$  y el rango funcional es de  $30^\circ$ . La rotación interna para el hombro se genera gracias a la sinergia de la aducción que se dirige hacia el plano sagital medio [15], permitiendo un rango de movimiento de  $70^\circ$  el rango funcional es de  $40^\circ$  como se puede ver en la Figura 1-5. Para poder realizar un estudio de movimiento el eslabón fijo debe de estar alineado con la vertical perpendicular al suelo, colocando el punto fijo sobre el olécranon, mientras que el eslabón móvil debe de estar alineado con la línea media longitudinal del cúbito siguiendo la trayectoria del cúbito [16].



Figura 1-5 Rotación interna y rotación externa. Fuente: [17].

### 1.2.2 Sistema Codo

El sistema del codo es un conjunto formado por tres articulaciones: la húmero-radial entre el cóndilo<sup>2</sup> y la cabeza del radio, la húmero-cubital entre la tróclea<sup>3</sup> y la escotadura troclear<sup>4</sup> del cúbito y la radio-cubital que se une mediante una capa fibrosa que se adhiere a cada hueso [18].

La flexión y la extensión son movimientos que se realizan en el plano sagital con un eje transverso para la flexión, indica el doblar o la disminución del ángulo formado entre huesos o partes del cuerpo con un rango de movimiento anatómico de 180° y un rango funcional de 50°. La extensión indica el enderezamiento o aumento del ángulo formado entre huesos o partes del cuerpo como se muestra en la Figura 1-6, en el codo el rango de movimiento anatómico de la extensión en hombres es de 0° y en mujeres es de -5° [15] el rango de movimiento funcional de 0° para ambos. Para el estudio de estos movimientos se efectuará con la ayuda de dos eslabones, el eslabón fijo debe de estar alineado con la línea media longitudinal del cúbito y el eslabón móvil estará alineado con la línea media longitudinal del dedo meñique siguiendo la trayectoria del antebrazo, el eje de los eslabones tiene que estar en la misma posición que el eje anatómico del codo que es la apófisis estiloides del cúbito [16].



Figura 1-6 Flexo-extensión de codo. Fuente: [19]

Pronación es el movimiento del antebrazo que rota al radio medialmente, alrededor de su eje longitudinal en el plano transversal, de manera que la palma quede hacia atrás generando un rango de movimiento anatómico de 80° y el rango de movimiento funcional de 30°. La supinación es el

---

<sup>2</sup> El cóndilo es una superficie articular del húmero entre el cúbito y el radio ubicada lateralmente de forma elipsoide [68]

<sup>3</sup> La tróclea es una superficie articular del húmero entre el cúbito y el radio ubicada medialmente tiene forma de polea [68]

<sup>4</sup> La escotadura troclear tiene forma de media luna que se adapta a la superficie articular de la tróclea humeral es la superficie articular más importante del cúbito. [68]

movimiento del antebrazo que rota al radio lateralmente, alrededor de su eje longitudinal en un plano transversal, de manera que la palma quede hacia adelante con un rango de movimiento anatómico de 80° [15] y el rango de movimiento funcional de 20°, como queda detallado en la Figura 1-7. El análisis de estos movimientos se hace al colocar el eslabón fijo del goniómetro alineado en paralelo a la línea media longitudinal del húmero, por fuera para la pronación y por dentro para la supinación, mientras que el eslabón móvil para la supinación se alinea con la cara palmar del antebrazo y para la pronación con la cara dorsal del antebrazo [16].

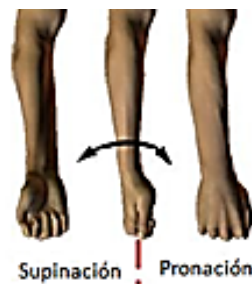


Figura 1-7 Pronosupinación de codo. Fuente [19].

### 1.2.3 Sistema muñeca

La muñeca es una articulación tipo codillea<sup>5</sup> en la que intervienen el radio y las conexiones carpianas, las superficies articulares son la cara inferior de la epífisis distal del radio<sup>6</sup> y el cóndilo carpiano formado por las caras proximales de los tres huesos de la primera fila del carpo (escafoides, piramidal y semilunar). En la muñeca los estabilizadores pasivos son la aponeurosis<sup>7</sup> dorsal y palmar que son un conjunto de tendones y ligamentos los cuales dan estabilidad y forma a la muñeca.

La flexión en la muñeca indica el doblar o la disminución del ángulo formado entre el antebrazo y la palma de la mano, el rango de movimiento anatómico en la flexión de la muñeca es de 70° y el rango funcional es de 30°. La extensión en la muñeca indica el enderezamiento o aumento del ángulo formado entre el antebrazo y la palma de la mano, el rango de movimiento anatómico en la extensión es de 80° con un rango de movimiento funcional de 45°, ambos movimientos se realizan

---

<sup>5</sup> La articulación tipo codillea consiste en una superficie convexa que es la parte del radio que encaja en una superficie cóncava que es la superficie carpiana de la mano. [68]

<sup>6</sup> La epífisis distal del radio es un componente anatómico que participa en la articulación radiocarpiana, es la parte más voluminosa del hueso con forma de pirámide cuadrangular. [68]

<sup>7</sup> La aponeurosis es una membrana con tejido tipo tendinoso que da estabilidad y protección a los músculos y a las articulaciones que envuelve. [68]

en el plano sagital con un eje transversal como se puede ver en la Figura 1-8 [15]. El análisis de este movimiento se apoya de dos eslabones un fijo que se alinea con la línea media longitudinal del cúbito y un eslabón móvil que se alinea con la línea media longitudinal del dedo meñique, teniendo como centro la proyección del hueso piramidal [16].

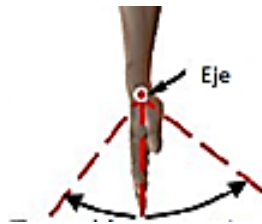


Figura 1-8 Flexo-extensión de la muñeca. Fuente [19]

Desviación cubital y la desviación radial son una oscilación impura sobre el eje sagital en el plano coronal, en el caso de la desviación cubital la hilera proximal del carpo se mueve en dirección radial teniendo un rango de movimiento de  $30^\circ$ . La desviación radial se mueve en dirección cubital teniendo un rango de movimiento de  $20^\circ$  esto se puede explicar mejor en la Figura 1-9 . Para el análisis de este movimiento se debe colocar el eje sobre la proyección superficial del hueso grande, el eslabón fijo se alinea con la línea media longitudinal del antebrazo tomando como base el epicóndilo y el eslabón móvil se alinea con la línea media de la mano que corresponde a la línea media longitudinal del tercer dedo [16]



Figura 1-9 Desviación cubito-radial Fuente: [24]

### 1.3 Metodologías para el diseño de sistemas mecatrónicos

#### 1.3.1 Conceptos básicos

A continuación, se define los conceptos de modelación y simulación como parte fundamental del diseño de un sistema mecatrónico. El modelado y la simulación proporcionan soporte para la planificación, diseño y evaluación de sistemas, así como estrategias para el cambio y transformación de los sistemas.



#### 1.3.1.1 Modelado

Un modelo constituye una representación abstracta de un cierto aspecto de la realidad, como es el caso del modelo CAD (Dibujo Asistido por Computadora por sus siglas en inglés), el cual se refiere a Modelos 3D realizados por computadora. En su estructura intervienen, por una parte, los elementos que caracterizan la realidad modelada y por otra parte las relaciones existentes entre ellos [20], este modelo se caracteriza por ser expresado de manera visual.

Otro modelo es el modelo matemático que se define como: *“Modelo basado en la lógica matemática, cuyos elementos son variables, donde la interacción entre ellos viene expresada a través de relaciones matemáticas (ecuaciones, inecuaciones y operadores lógicos) que se corresponden con las relaciones del mundo real que modelan (relaciones tecnológicas, leyes físicas, restricciones del mercado, etc)”* [20], es una representación del objeto que se basa en las propiedades y la relación con otros objetos, explicado en términos matemáticos.

Clasificación de los tipos de modelado [21]

- Modelado para la especificación
- Modelado para el diseño.
- Modelado para la experimentación.

#### 1.3.1.2 Simulación

La técnica de simulación comprende una extensa colección de métodos y aplicaciones cuyo objetivo es la reproducción del comportamiento real de un sistema, usualmente sobre una computadora digital con software apropiado, como es el caso del CAE (del inglés Computer Aided Engineering), que se refiere a simulaciones para predecir el comportamiento de algún modelo en 3D, realizado por computadora [22].

La simulación por computadora estudia una amplia variedad de modelos de sistemas reales aplicando técnicas numéricas, creando un modelo computarizado del sistema bajo estudio, con el fin de ejecutar múltiples iteraciones que permitan mejorar el conocimiento del comportamiento del sistema bajo un conjunto de condiciones de trabajo [23]. El proceso de simulación parte del sistema real que se encuentra en la naturaleza, una vez que se identifican las leyes que lo gobiernan se formula el modelo, el cual mediante algoritmos y métodos numéricos se programa en un sistema de cómputo. Los resultados obtenidos después de múltiples iteraciones son comparados con la información obtenida de observaciones del sistema real a fin de mejorar o validar el modelo.

### 1.3.2 Metodologías para el diseño de sistemas mecatrónicos

El desarrollo de sistemas mecatrónicos implica el uso de múltiples disciplinas, de forma mínima la ingeniería mecánica, la ingeniería electrónica y la ingeniería en computación. Tradicionalmente, cada disciplina se ha desarrollado de forma independiente y se han integrado para generar el sistema final. Sin embargo, los diseños de alta calidad no se pueden lograr sin tener en cuenta al mismo tiempo todas las disciplinas involucradas en el fenómeno de estudio.

Los Sistemas de Ingeniería Basados en Modelos MBSE (Model-Based Systems Engineering) son la aplicación formalizada del modelado que integra cada una de las disciplinas [24]. El MBD (Diseño basado en modelo) este modelo se caracteriza por el uso de herramientas como es el software especializado y hardware como es el SysML (System Modeling Language), que permite simular las características de los sistemas lo cual permite erradicar problemas y errores antes de su manufactura [25]. El Modelo V se utiliza para el desarrollo de sistemas mecatrónicos. De acuerdo con él, el diseño de estos sistemas debe ser separado en el desarrollo de componentes individuales, que deberán estar diseñados en paralelo en las disciplinas individuales y luego integrarse en el sistema general [26] aunque su aplicación en la industria automotriz muestra que tiene problemas.

La metodología de Zúñiga [27] presenta una metodología para el modelado y simulación de sistemas mecatrónicos y propone como caso de estudio el desarrollo de un robot EOD (Explosive Ordinance Disposal por sus siglas en inglés) [28]. En la cual parte del modelo conceptual termina en el prototipo listo para la manufactura en serie. En este caso las iteraciones se dan en la dupla modelado simulación en donde al finalizar cada una de ellas entregan un modelo virtual que de cumplir con los requerimientos de diseño da origen a un modelo físico experimental que permite emular el sistema. El esquema de la metodología de Zúñiga se observa en la Figura 1-10, El mapa maestro contiene las etapas que trabajan en forma simultánea en cada iteración, estas etapas se construyen de forma específica de acuerdo con las características del sistema mecatrónico.

Tras hacer un exhaustivo análisis de las metodologías aplicables para un sistema mecatrónico se concluyó que para este proyecto la metodología de Zúñiga es la que persigue objetivos similares.

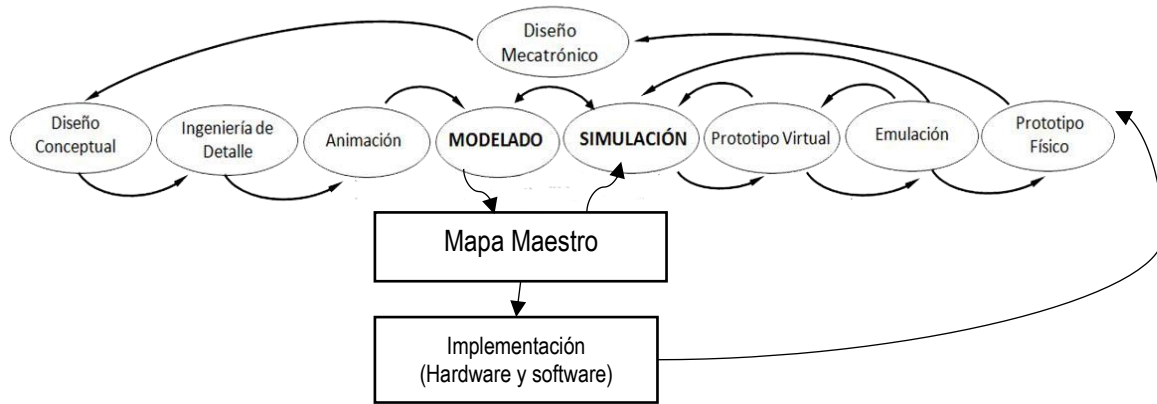


Figura 1-10 Metodología de Zúñiga. Fuente [28].

## Capítulo 2 Estado del Arte

En este capítulo se hace mención de los trabajos más representativos sobre exoesqueletos de miembro superior, se hace un enfoque sobre aquellos que por sus configuraciones mecánicas pueden trabajar con la rehabilitación pasiva de miembro superior.

### 2.1 Exoesqueletos

Las investigaciones sobre la terapia de rehabilitación robótica en las extremidades superiores han demostrado que la terapia con robots ayuda a recuperar la motricidad de la extremidad superior proximal y puede mejorar los resultados funcionales [1]. Por otra parte, es una realidad que faltan robots de rehabilitación lo suficientemente compactos y potentes para llevar a cabo la flexión-extensión muscular y al mismo tiempo lo suficientemente flexibles para retroalimentar de forma activa los ejercicios de movimiento que motiven al paciente en entornos clínicos [1].

Un exoesqueleto se define como un sistema biomecánico, donde el mecanismo está adaptado a la estructura física del cuerpo humano, con un control que puede provenir de las mismas señales del cerebro, con sensores conectados a la piel humana y con actuadores que son análogos a las funciones del cuerpo, todos estos elementos pueden actuar como un solo sistema integrado que puede desarrollar diversas actividades [29].

Se ha demostrado en varios estudios que las terapias intensivas y repetitivas mejoran significativamente las habilidades motoras [3]. Otros estudios han puesto de manifiesto que el aprendizaje motor mejora cuando los pacientes practican una variedad de tareas funcionales [30] [31] [32] tales como alcanzar objetos y recibir retroalimentación visual y táctil en la realidad virtual [2] [33] [34]. Por lo tanto, estos factores clave de la terapia deben ser integrados en los dispositivos para la rehabilitación. Otros estudios también revelan que la terapia asistida por robots y la rehabilitación virtual con escenarios basados en la realidad reduce significativamente el deterioro del brazo [1] y mejora la función motora, permitiendo así al sujeto la recuperación de la función de movimiento del miembro superior [35] [36].

Para ayudar a las personas debilitadas físicamente o discapacitadas en la función del miembro superior, se ha hecho investigación en diversas ramas de la robótica, en particular sobre robot portátiles por ejemplo, exoesqueletos, dispositivos ortopédicos, etc. y por otra parte dispositivos robóticos basados en efector final por ejemplo dispositivos que no soportan de forma activa el brazo

del paciente, pero se conectan con mano del sujeto o el antebrazo [37] [38] [39]. Los dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto que se encuentran en la literatura son montados en sillas de ruedas [40] o montados en el suelo o pared [41] [42].

Aunque se han hecho muchos avances en robótica, los robots actuales no son capaces de restaurar la movilidad o la función corporal. Esto es debido a diversas limitaciones en el diseño del hardware y a la de los algoritmos de control que permitan a los robots ser autónomos en la realización de tareas inteligentes. Algunas de las limitaciones notables de hardware en los exoesqueleto incluyen grados de libertad y movimientos limitados [43] [2] [38], estructuras sólidas complejas [44] [40], articulaciones actuadas voluminosas y pesadas [45], falta de medidas de seguridad adecuadas y el complejo tendido de cables hacia los actuadores y diversos sensores [46] [2]. Algunos dispositivos para la transmisión de la rotación interna-externa del hombro han utilizado mecanismos con una estructura circular cerrada del brazo [40]. Sin embargo, es inconveniente insertar y retirar el brazo a través de una estructura circular cerrada, considerando que el paciente no tiene control alguno sobre el brazo.

Los robots exoesqueletos de extremidades superiores activos se pueden clasificar de la siguiente forma [17]:

- De acuerdo con el segmento aplicado en la extremidad superior, por ejemplo: mano a robot exoesqueleto, antebrazo a robot exoesqueleto, la parte superior del brazo a robot exoesqueleto o segmentos combinados a robot exoesqueleto.
- De acuerdo con el número de grados de libertad DoF (degree of freedom por sus siglas en inglés).
- De acuerdo con el tipo de los actuadores empleados para emular las articulaciones, por ejemplo: motores eléctricos, músculos neumáticos, actuadores hidráulicos o de otros tipos.
- De acuerdo con los métodos de transmisión de potencia, por ejemplo: por transmisión de engranajes, por cables y poleas, por mecanismo de enlace, etc.
- De acuerdo con la aplicación del robot exoesqueleto, por ejemplo: robots de rehabilitación, robots de asistencia, amplificador humano y uso combinado.

Los trabajos relacionados con los exoesqueletos de rehabilitación de miembros superiores se pueden agrupar en las siguientes líneas de investigación [47]:

- Diseño mecánico

- El problema de las singularidades mecánicas.
- El uso de DoF redundantes.
- La utilización de una interfaz hombre robot HRI (Human Robot Interface por sus siglas en inglés).
- El tipo de actuadores.
- El tipo de modelado para el control.
- El control adaptativo.
- El control comanipulado.
- El control difuso, algoritmos genéticos y redes neuronales.
- La conexión de los miembros superiores con el exoesqueleto.

En total se analizaron 35 trabajos sobre rehabilitación con robots en miembro superior de los cuales la Tabla 2-1 muestra los trabajos que presentaron un aporte significativo al trabajo presente, la tabulación se realizó de acuerdo con las siguientes características:

- Tipo de actuadores: Cuales fueron los motores que permitieron el movimiento del dispositivo.
- Tipo de transmisiones: Tipos de mecanismos que transmitían el movimiento de los actuadores al eje de rotación del dispositivo
- Grados de libertad
- Ejes alineados: Con el análisis del trabajo de Jarrasse [48] se analizó el tipo de conexión que existía entre el usuario y el exoesqueleto y si los ejes de rotación del dispositivo se encontraban o no alineados a los pivotes de las articulaciones humanas.
- Tipo de dispositivo: Si es un asistente de rehabilitación o exoesqueleto
- Rehabilitación pasiva: El dispositivo tiene o no la capacidad de realizar rehabilitación pasiva.
- Movimientos: El tipo de movimientos de cada sistema anatómico que rehabilita.

Tabla 2-1 Resumen del estado de los exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior, donde FE es la flexo-extensión, RT es la rotación, PS es la pronosupinación, DCR es la desviación cubito radial, AA es la abducción aducción, AAC es abducción aducción complementaria y MC es movimiento circular.

| Dispositivo                               | Tipo de actuadores           | Tipo de transmisiones                                       | Grados de libertad | Ejes alineados                  | Tipo de dispositivo         | Rehabilitación pasiva | Movimientos  |
|---|------------------------------|---|--------------------|---------------------------------|-----------------------------|-----------------------|--|
| <b>SUEFUL-7 [40]</b><br>Ver Figura 2-1    | DC-motores                   | Sistemas de poleas(hombro)<br>Motorreductor (codo y muñeca) | 7 actuados         | X (hombro)<br>✓ (Codo y muñeca) | Exoesqueleto                | • X                   | Hombro (FE, RT) Codo (FE, PS)<br>Muñeca (FE, DCR)      |
| <b>MGA [49]</b>                           | DC-motores sin escobilla     | Motorreductor   | 5 actuados         | X (hombro)<br>✓ (Codo)          | Exoesqueleto                | ✓                     | Hombro (FE,AA,RT,MC)<br>Codo(FE)                       |
| <b>IntelliArm [50]</b><br>Ver Figura 2-2  | elementos elásticos motor DC | Bandas elásticas y Motorreductor                            | 10(4 actuados)     | X (hombro y muñeca)<br>✓ (Codo) | Asistente modular           | X                     | Hombro (FE, AA)<br>Codo (FE, PS)<br>Dedos(FE)          |
| <b>CADEN-7 [46]</b><br>Ver Figura 2-3 a   | Motores DC                   | Motorreductor   | 7 actuados         | X(hombro)<br>✓ (Codo y muñeca)  | Exoesqueleto                | X                     | Hombro (FE, AA, RT)<br>Codo(FE,PS)<br>Muñeca (FE, DCR) |
| <b>MEDARM [51]</b>                        | Motores DC                   | Sistema de poleas y relación de engranes                    | 6 actuados         | X                               | Asistente de rehabilitación | ✓                     | Hombro (FE,AA, RT)<br>Codo (FE)                        |
| <b>NEUROexos [52]</b>                     | ---                          | Engranes y Media luna con baleros                           | 4 actuados         | X                               | Exoesqueleto con entorno RV | ✓                     | Codo (FE, PS)  |
| <b>ARMEO POWER [14]</b>                   | Motores DC                   | Motorreductor   | 6 actuados         | X                               | Exoesqueleto                | X                     | Hombro (FE, AA, RT) Codo (FE, PS)<br>Muñeca (FE)       |
| <b>ARMin III [53]</b><br>Ver Figura 2-3 b | Motores lineales             | -----   | 6 actuados         | X (Hombro)<br>✓ (Codo y muñeca) | Exoesqueleto                | ✓                     | Hombro (FE, AAC) Codo (FE, PS)<br>Muñeca (FE)          |
| <b>ERMIS</b>                              | Motores lineales             |   | 7 actuados         | ✓                               | Exoesqueleto                | ✓                     | Hombro (FE, AA, RT) Codo (FE, PS)<br>Muñeca (FE, DCR)  |

De los trabajos presentados 4 exoesqueletos funcionan para la rehabilitación pasiva ya que para poder realizar este tipo de rehabilitación el exoesqueleto necesita tener los ejes de rotación alineados con los pivotes de cada articulación y esto produce que el movimiento que realiza el dispositivo no sea seguro para los pacientes que requieren de rehabilitación pasiva debido a la holgura y al mal manejo de la articulación, 2 exoesqueletos presentan motores lineales, otra característica que resalta según la literatura es que solo reproducen los movimientos del brazo solo tres realizan todos los movimientos anatómicos del brazo, al solo reproducir los movimientos no garantizan que este enfocado en la rehabilitación ya que la metodología que siguieron estos trabajos no presenta antecedentes de un análisis de las terapias de rehabilitación.

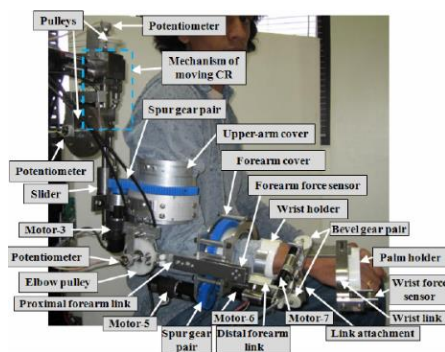


Figura 2-1 Exoesqueleto SUEFUL-7. Fuente [40]



Figura 2-2 Exoesqueleto IntelliArm. Fuente [50].

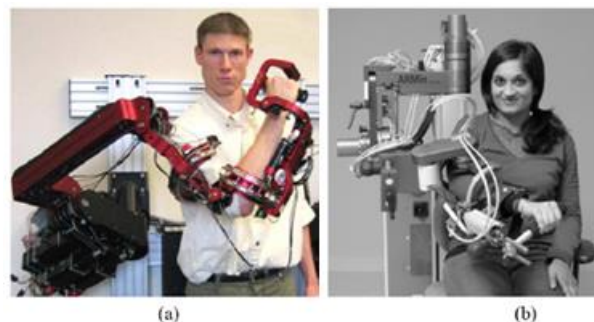


Figura 2-3 Exoesqueletos de miembros superiores, a) CADEN-7. Fuente [46]. b) ARMIlin III. Fuente [53].



## Capítulo 3 Metodología para el diseño del sistema de rehabilitación de miembro superior

En este Capítulo se presenta una metodología que permita el desarrollo de la plataforma integral que incluya el desarrollo del MFE de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior ERMIS. Presenta la metodología a través de un diagrama llamado mapa maestro, conteniendo todas las etapas del proyecto. Se comienza el desarrollo mediante el planteamiento de 4 casos de estudio que cubren todo el proceso de rehabilitación pasiva de miembro superior. Se presenta el análisis y discusión de cada caso de estudio mediante mediciones experimentales en sesiones de terapia con la participación de terapeutas. Por último, con toda la información recabada se genera una lista de requerimientos y restricciones que el MFE debe cumplir.

### 3.1 Metodología para el diseño de sistemas mecatrónicos

Este proyecto evita un desarrollo secuencial donde una etapa depende de la precedente, es decir, se sigue una metodología concurrente para modelar y simular sistemas mecatrónicos, la cual describe el planteamiento, el desarrollo y la experimentación del sistema en estudio. Todas las acciones de la metodología están organizadas en las siguientes etapas:

- Diagrama de posición y orientación.
- Transformaciones homogéneas.
- Esquemas cinemáticos de escenarios de operación.
- Tabla de interacciones cinemáticas, cinemática directa.
- Restricciones.
- Requerimientos.
- Experimentación y simulación de posicionamiento.

Se presentan en el mapa maestro, que representa un esquema general de modelación y simulación en el entorno del ciclo de diseño mecatrónico [27], a partir de sus diferentes fases se registran los parámetros críticos. El mapa maestro es un diagrama que sirve para mostrar un panorama general del desarrollo del modelo físico experimental con las etapas determinadas por los sistemas que componen el exoesqueleto y en relación con las tareas de rehabilitación. Las etapas y tareas descritas con anterioridad se describen en la Figura 3-1 en la cual se muestra el mapa maestro que

representa el diseño de cada sistema individual. En azul se muestran las etapas que hacen referencia a las tareas propias del diseño, que contienen las actividades y tareas a realizar y las preguntas claves que debe contestar cada una de ellas para determinar si los resultados que se van teniendo son favorables o no. Las líneas que conectan los diversos bloques en algunos trayectos siguen un camino secuencial, pero en algunas etapas trabajan de forma paralela, sin embargo, siempre existe una línea de comunicación la cual constantemente permite el flujo de información. En naranja se presentan la información que contiene un análisis conceptual de cada una de las etapas, las líneas curvadas y negras permiten el flujo de información. En verde se presentan las etapas donde el desarrollo e integración del control se implementa al mecanismo mediante la electrónica adecuada y las etapas que integran la interfaz hombre máquina tanto en hardware como en software.

Las condiciones 1 y condiciones 2 hacen mención de los requerimientos y restricciones que se presentan en la sección 3.4.

Se debe determinar el espacio de trabajo en el que el dispositivo llevará a cabo sus tareas, de esta forma se puede tener una vista general de las dimensiones o capacidades mecánicas que el dispositivo debe tener. Posteriormente y con base en las expectativas de las tareas en las cuales trabajará el dispositivo, se describen las restricciones externas e internas, siendo las primeras las referentes a los escenarios de operación, consideradas para la localización de sus coordenadas locales respecto de las globales. Las restricciones internas se plantean de acuerdo con el paciente.

Se plantea una correlación matemática entre los espacios permitidos de trabajo y las características mecánicas del sistema, en este caso se utiliza una representación que contiene toda la información al respecto mediante de una matriz homogénea. En la fase de modelado se caracteriza el sistema con lo que se determina el tipo de simulación requerida.

Posteriormente se identifican las partes del sistema mecatrónico, en este caso la nomenclatura para hacer referencia a él es ERMIS las coordenadas locales  $X_c, Y_c, Z_c$  de la base del hombro, están referidas a la coordenada origen del exoesqueleto  $X_g, Y_g, Z_g$ . Luego se plantean los requerimientos que son las características que servirán para validar el sistema y sobre las cuales estarán planteados los experimentos que permitan generar la información necesaria para validar o refutar las hipótesis o metas de diseño.

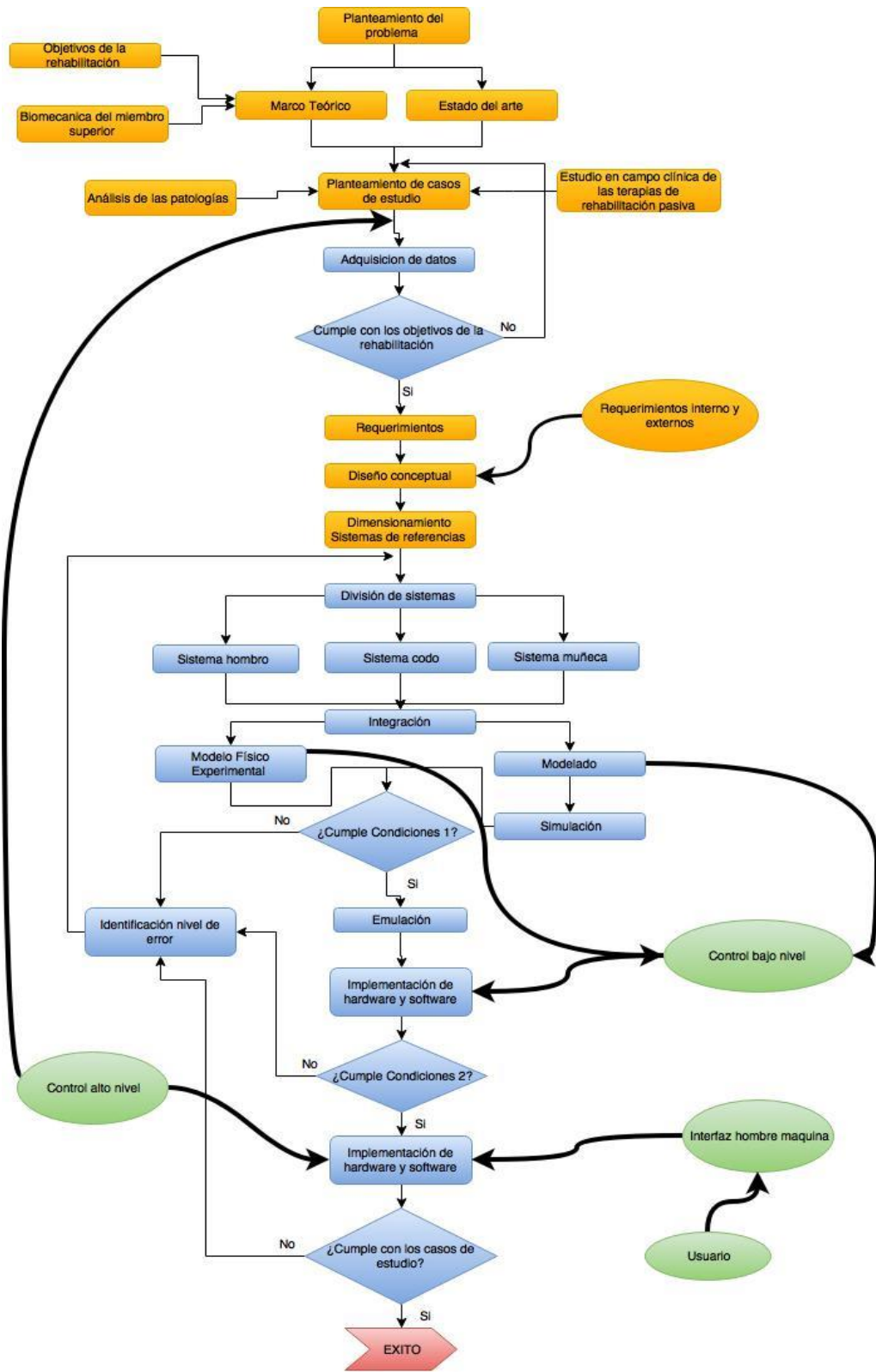


Figura 3-1 Mapa Maestro.

## 3.2 Casos de estudio

Para poder establecer los casos de estudio se tomaron en cuenta dos aspectos: Primero se relacionaron las patologías que requieren rehabilitación pasiva de miembro superior y para el segundo aspecto se hizo una revisión de las técnicas empleadas en la rehabilitación de miembro superior tanto de forma documental como haciendo observaciones en campo, con el fin de agrupar ciertos ejercicios que pueden ser tratados de la misma forma por el exoesqueleto.

Es necesario entender algunos conceptos que se manejan de forma cotidiana en la rehabilitación. El término rango nulo de movimiento hace referencia a la hemiplejia que genera flacidez en el brazo, el cual permanece estirado por efecto de la gravedad. El término espasticidad implica que un miembro esta rígido [54].

Para establecer los casos se hace una revisión de las principales patologías donde los pacientes presentan espasticidad o rango nulo de movimiento en el brazo y necesitan rehabilitación pasiva, siendo principalmente:

- Accidente cerebrovascular: Es una obstrucción arterial del cerebro ocasionando un daño en el control de la zona afectada principalmente el control motriz, lo que trae como consecuencia pérdida del control muscular [55] generando hemiplejia lo cual produce que el brazo este flácido y tenga nulo rango de movimiento.
- Lesión en el plexo braquial: El plexo braquial es una red de nervios que transmite las señales desde la columna vertebral hasta el hombro, el brazo y la mano una lesión en esta red nerviosa impide la comunicación entre la médula espinal y el miembro superior, volviéndolo flácido y con falta de movilidad [55] este tipo de lesiones son causadas por traumas o tumores.
- Esclerosis múltiple: La vaina de mielina permite que los impulsos eléctricos se transmitan de manera rápida y eficiente a lo largo de las neuronas. Si la mielina se daña, los impulsos se vuelven más lentos. La esclerosis múltiple es una enfermedad autoinmune que destruye o minimiza la cantidad de mielina de las células nerviosas causando que la señal de información se pierda generando rigidez o espasmos musculares en las extremidades [55].
- Lesión de la médula espinal: Este tipo de lesión impide la comunicación entre las terminales nerviosas y el cerebro [55] este tipo de patología puede presentar rigidez o flacidez en el movimiento dependiendo de la edad del paciente, etiología de la lesión y la ubicación del

trauma. Esta patología es muy común debido a que se origina por un trauma que bien pueden ser causado por: caídas, accidentes automovilísticos, lesiones en deportes, accidentes industriales, entre otras.

La literatura indica que el tiempo de duración de la rehabilitación para el miembro superior debe ser de 20 a 30 minutos. En el proceso de rehabilitación pasiva la terapia de ejercicios no debe durar más de 20 minutos ya que una sobreestimulación podría generar una luxación en alguna articulación [55]. La duración y la frecuencia de las sesiones de rehabilitación dependen del grado de afectación, del tipo de la misma y de la respuesta del paciente.

Para recopilar información se hizo la entrevista con tres profesionistas en terapia y rehabilitación: Lic. Cosme García Arturo investigador de Universidad Autónoma del Estado de México, el Lic. Ernesto Bustamante residente de la clínica del IMSS 251 y la Lic. Emilia Pichardo encargada del laboratorio de rehabilitación de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México. Además, en la clínica 251 se acudió a 20 sesiones de rehabilitación acumulando un total de 40 horas.

Con base en los ejercicios observados durante diferentes sesiones de rehabilitación de brazo, en los tipos de movimientos del miembro superior supervisados por terapeutas especializados y los objetivos que pretenden alcanzar de acuerdo con la patología que se está tratando, se proponen cuatro casos de estudio, cada uno de ellos plantea:

- Conjunto de síntomas.
- Diagnóstico
- Objetivo de la rehabilitación
- Serie de ejercicios.

Los casos de estudio se han planteado como excluyentes entre sí, es decir en un proceso de rehabilitación se complementan, además se plantean de tal forma que sean graduales y lleven un orden de acuerdo con los avances que el paciente va teniendo, así los casos de estudio quedan planteados de la siguiente forma:

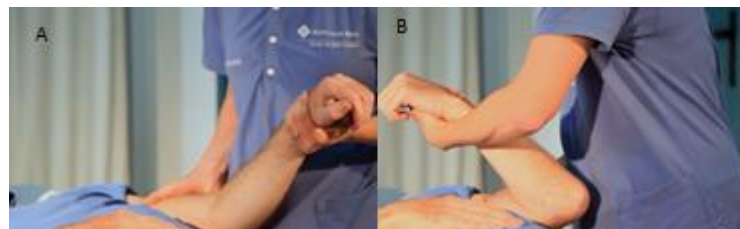
**Caso de estudio 1. Serie de ejercicios por articulación excluyentes.** Esta forma de rehabilitación es muy común en las sesiones de terapia. Consiste en realizar uno o dos movimientos anatómicos para estimular las regiones afectadas en repeticiones de 3 a 5 veces.

Este caso de estudio abarca los síntomas más severos que un paciente puede presentar así que se considera como el caso con el que inician la terapia inmediatamente después de aparecer la lesión. Los síntomas que presenta es la incapacidad de mover voluntariamente el brazo ya sea porque se presente espasticidad o flacidez en el miembro.

El objetivo que se persigue en los pacientes con rango nulo de movimiento o flacidez es generar tono muscular para que comience a tener fuerza. El objetivo que se busca en los pacientes con espasticidad es buscar que las articulaciones generen el rango de movimiento.

El procedimiento consiste en seleccionar la articulación que se va a trabajar, inmovilizar el resto de las articulaciones del brazo mediante vendajes o con la participación de un segundo terapeuta y posteriormente comenzar con la flexión y extensión en series de repeticiones.

La Figura 3-2 muestra un ejemplo de este caso de estudio en la rehabilitación del codo. En la Figura 3-2 A el terapeuta inmoviliza el hombro y el brazo, mientras que con su otra mano mueve el antebrazo al mismo tiempo que hace pronación de la muñeca. En la Figura 3-2 B regresa al brazo a la posición original [56].



*Figura 3-2 Rehabilitación de codo. A) Inmovilización de hombro y brazo y pronación de muñeca, B) Flexión de codo con supinación de muñeca. Fuente [56].*

**Caso de estudio 2. Ejercicio con carga aparente.** Como su nombre lo indica este ejercicio pretende emular cuando una persona carga un objeto y lo deposita en algún lugar. Los movimientos que predominan en este ejercicio son flexo-extensiones de hombro, de codo y de muñeca.

El caso de estudio dos requiere que el paciente no tenga espasticidad, su objetivo es aumentar tono muscular, pero a diferencia del caso 1 ahora intervienen diversos conjuntos de articulaciones. El objetivo de emular un objeto que se traslada de un lugar a otro es relacionar los ejercicios con tareas cotidianas es decir integrar al paciente con actividades que involucren su autonomía y desarrollar los rangos de movimiento necesarios.

La rutina de este ejercicio consiste en colocar un objeto en la mano para posteriormente estirar los brazos por completo, lo cual estimula la flexo-extensión del hombro; después se flexiona y extiende el codo de tal forma que el hombro siempre está en posición de 0° para poder desarrollar los rangos de movimiento funcionales de la flexión extensión de codo, como se muestra en la Figura 3-3.



*Figura 3-3 Rehabilitación con carga aparente. Fuente [56].*

Caso de estudio 3. Activación de la memoria de músculo a través del seguimiento de trayectorias. La memoria de músculo es una técnica de rehabilitación relativamente nueva [55]. Consiste en que un agente externo (generalmente un terapeuta) le ayude al paciente a generar los movimientos de alguna tarea cotidiana para que, a través de una retroalimentación del tipo auditivo, somatosensorial o visual, el cerebro del paciente recuerde qué músculos son los que se estimulan durante la ejecución de las trayectorias de diversas tareas de la vida real.

Las personas que están indicadas para trabajar como pacientes en este caso de estudio son aquellas que han superado la espasticidad y ya cuentan con tono muscular adecuado, además presenta intención de movimiento, pero estos no pueden controlarlo.

Los ejercicios que engloba este caso de estudio quedan representados por la Figura 3-4, donde se muestra a un paciente tratando de seguir con su mano el contorno de una imagen pintada en una pared, el terapeuta tomaría su mano y lo llevaría a lo largo del dibujo con el objetivo de dar una retroalimentación visual. El cerebro interpreta el recorrido transformándolo en conexiones neuronales que le permiten identificar los músculos que debe estimular y que están involucrados durante el seguimiento de trayectorias. Este ejercicio tiene el beneficio de poder acelerar el proceso

de rehabilitación ya que genera movimientos combinados de las articulaciones y acelerar el proceso de relación de la motoneurona<sup>8</sup> con la conexión cerebral.



*Figura 3-4 Caso de estudio 3 Memoria de musculo con seguimiento de trayectorias.*

**Caso de estudio 4. Emulación rueda de hombro o timón.** El timón es un dispositivo mecánico que facilita la rehabilitación de hombro, brazo, codo y muñeca. Una de las ventajas de este dispositivo es que se puede adaptar al tamaño y necesidades de cada paciente. El timón mejora la fuerza muscular, la flexibilidad articular y la coordinación motriz en personas que sufren alguna discapacidad relacionada con la movilidad del brazo [55].

Los pacientes que cumplen con el perfil de este caso son aquellos que ya no tienen espasticidad, tienen tono muscular y además cuentan con movimientos semi controlados en rangos muy limitados, que no alcanzan a cubrir el rango funcional anatómico.

Los ejercicios de timón se dividen en dos:

- Ejercicio A: Se coloca al paciente frente; se sujeta la mano del paciente al mango y el terapeuta hace girar el timón. Esto estimula los movimientos de todo el miembro superior pero principalmente favorece la flexión y extensión del hombro.

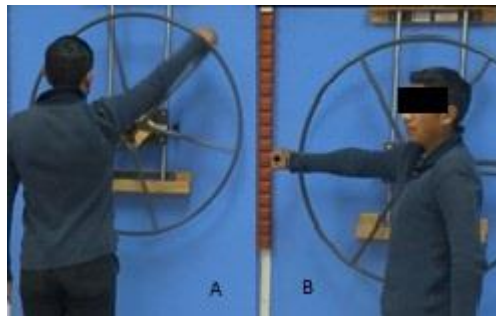
---

<sup>8</sup> La motoneurona es la neurona encargada de la sinapsis química entre la neurona y el grupo muscular, es la vía final común de actuación del sistema nervioso central [69].



- Ejercicio B: Para este ejercicio el paciente está parado de lado al timón. Se sujeta la mano al mango del timón y el terapeuta lo hace girar. Esto ejercita la abducción y aducción del hombro, así como los movimientos de cada sistema articular del miembro superior.

Los ejercicios que se pueden hacer con el timón presentan variantes que pueden depender del rango de giro (los sextantes del timón), de la orientación de la palma de la mano (arriba o abajo) y de la altura del timón con respecto al cuerpo del paciente, como se ejemplifica en la Figura 3-5. Estos ejercicios son combinados ya que intervienen diversos grupos musculares y articulaciones.



*Figura 3-5 Rehabilitación con timón. A) Rehabilitación de costado, B) Rehabilitación de frente. Fuente [56].*

### 3.3 Instrumentación

Con el objetivo de obtener una base de datos que corresponda a los movimientos articulares de un brazo durante la ejecución de los ejercicios de cada caso de estudio es caracterizarlos, para obtener los rangos, posiciones y velocidades por cada DoF. Los datos obtenidos permiten comparar los casos de estudio con los rangos anatómicos funcionales [54] y así determinar si cumplen con el objetivo de la rehabilitación.

Existen diversos estudios para registrar los movimientos de las extremidades humanas por ejemplo los que hacen video grabaciones de puntos luminosos sobre el cuerpo o grabaciones en el espectro infrarrojo [57]. Otro enfoque utiliza sensores ubicados sobre el cuerpo como acelerómetros y giroscopios [57].

Este trabajo requiere cuantificar la flexión o extensión de un miembro respecto a otro, de cada uno de los 7 DoF, durante los ejercicios de rehabilitación pasiva de los casos de estudio, además la movilización debe ser asistida por un terapeuta. Estas peculiaridades hacen que, en primera instancia, sistemas basados en adquisición de imágenes no sean viables para este trabajo ya que no

existe la posibilidad de conseguir los permisos ni los recursos necesarios para montar un sistema de cámaras en un espacio médico dedicado a la rehabilitación. Por otra parte, los sistemas como Kinect se ven perturbados por todos los elementos móviles presentes en las capturas.

El MPU 9250 es un conjunto de sensores de tecnología MEMS (Microelectromechanical Systems por sus siglas en inglés) de 9 DoF con 3 acelerómetros para los ejes XYZ, un giroscopio que mide la velocidad angular para los ejes XYZ y una brújula magnética, este dispositivo permite conocer la orientación y cantidad de movimiento de un punto en el espacio; sin embargo, para este proyecto esta información no es suficiente ya que se requiere de la evaluación simultánea de 7 puntos interconectados entre sí. Sin embargo, las coordenadas articulares del brazo se pueden obtener a través de un tratamiento matemático riguroso que contenga la cinemática del brazo. Por los tiempos destinados para este proyecto se deja un lado el desarrollo de este sistema de adquisición de datos utilizando esta técnica.

Para caracterizar los ejercicios de los casos de estudio se ha seleccionado la adquisición de datos mediante la goniometría, la cual se encarga de medir los ángulos formados por la interacción de los huesos en las articulaciones en cualquier punto en el espacio [18].

El éxito de la captura de los movimientos de cada articulación durante la ejecución de los ejercicios de rehabilitación radica en situar los ejes de rotación de los goniómetros concéntricos a los ejes de las articulaciones del brazo, además de medir de forma simultánea los ángulos de las 7 articulaciones.

Los goniómetros son instrumentos no electrónicos de uso manual, en este trabajo se han modificado para ser instrumentados con potenciómetros de alta linealidad.

### 3.3.1 Diseño del sistema de adquisición de datos

La estrategia es que un usuario vista un sistema con las mismas articulaciones que el brazo, de tal forma que el movimiento ya sea voluntario o asistido por el terapeuta posicione y configure al dispositivo para registrar los valores articulares de cada DoF.

Se seleccionan siete potenciómetros de 5 K $\Omega$  de alta linealidad para efectuar las mediciones, con rotación de 360°, de esta forma la medición es directamente proporcional al ángulo.

Cada potenciómetro está conectado como divisor de tensión a una fuente de 10V, la salida del divisor se conecta a una entrada analógica de la tarjeta de adquisición de datos USB 6009 que

permite hacer mediciones de los 7 canales de forma simultánea. Estos datos son procesados en MATLAB donde se escalan y guardan en archivos para su posterior manejo.

El sujeto de estudio para la adquisición de datos en cada uno de los casos de estudio es un hombre de 34 años, 1.82 m. de altura sano sin ninguna patología o discapacidad en el miembro superior

La ubicación de los goniómetros instrumentados se relaciona con el eje de rotación de cada articulación, la Figura 3-6 muestra la ubicación de cada uno de los 7 goniómetros instrumentados. Para el movimiento de abducción-aducción se coloca el eje del potenciómetro en el eje de la articulación acromioclavicular (ver elemento 1 Figura 3-6). Para la flexo-extensión de hombro se ubica el potenciómetro alineado al eje de la articulación glenohumeral (ver elemento 2 Figura 3-6). El potenciómetro usado para la rotación interna y externa es un potenciómetro de anillo (ver elemento 3 Figura 3-6) cuyo eje se alinea al eje del húmero. Para la flexo-extensión del codo se coloca el eje de rotación del potenciómetro alineado con el eje de la articulación húmero-cubital (ver elemento 4 Figura 3-6). Para la articulación radio-cubital encargada de la pronosupinación, se usa un potenciómetro de anillo (ver elemento 5 Figura 3-6 ) alineado al eje del brazo. Para la flexo-extensión de la muñeca, el eje del potenciómetro se coloca coincidente al eje de la articulación radio-carpiana (ver elemento 6 Figura 3-6). Por último, para la desviación cúbito-radial se coloca el eje del potenciómetro en la articulación radio-carpiana colocando el elemento móvil sobre el dorso de la mano (ver elemento 7 Figura 3-6).

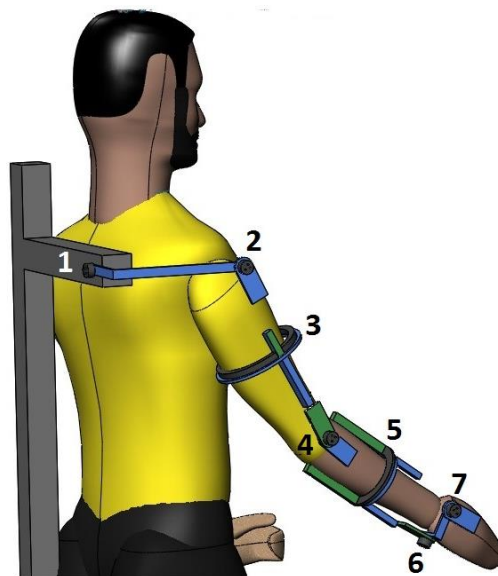


Figura 3-6 Esquema de la ubicación de los goniómetros instrumentados.

Los ejercicios se discretizan en 60 puntos a lo largo de la trayectoria de la mano cada uno representa un punto en el espacio y determina una posición angular para cada articulación. Cuando la mano llegaba a uno de los puntos la terapeuta física Emilia Pichardo Vallejo alienaba los goniómetros con las referencias anatómicas, se realizaba la medición de los potenciómetros y se guardaba el resultado, así sucesivamente desde el primer punto hasta el último, algunos ejercicios como el del caso de estudio 3 van desde el punto final al punto inicial y para el caso de estudio 4 el ejercicio consiste en llegar a un punto final y regresar a la posición inicial por lo tanto se consideran 30 puntos de ida y 30 de regreso.

### 3.3.2 Mediciones experimentales de los casos de estudio

La medición del caso de estudio 1 no se considera necesario medirla ya que los ejercicios tienen como referencia el rango funcional que es objetivo a seguir en este ejercicio por lo que se determinó que no era necesario medir estos valores. Los demás casos de estudio son evaluados en algunas trayectorias, a continuación, se describe brevemente los experimentos y sus resultados.

La Licenciada en Terapia Física Emilia Pichardo Vallejo sugirió que la forma de medir no sea en función del tiempo, es decir que no se ejecute el movimiento en una ventana temporal predeterminada, sino discretizando la trayectoria de ejercicios en XYZ desde el punto inicial hasta el punto final, de esta forma el terapeuta puede corregir, en caso de ser necesario, la posición y movimientos de las articulaciones para evitar luxaciones o situaciones que empeoren su condición.

#### 3.3.2.1 Caracterización del caso de estudio 2

El ejercicio propuesto para el caso de estudio 2, es el levantamiento y traslado de objetos, se han considerado dos situaciones:

- El levantamiento de un objeto de enfrente hacia atrás siguiendo una trayectoria rectilínea como se muestra en la Figura 3-7 A.
- El traslado de un objeto de arriba abajo siguiendo una trayectoria rectilínea, los datos obtenidos se pueden observar en la Figura 3-7 B.
- Los ejercicios del caso de estudio 2 no requieren del movimiento de todas las articulaciones, limitándose prácticamente a dos, la flexión-extensión del hombro y la flexión-extensión del codo. Sin embargo, las amplitudes son diferentes a lo largo del tiempo. La adquisición de datos se discretizo en 60 puntos para estos ejercicios.

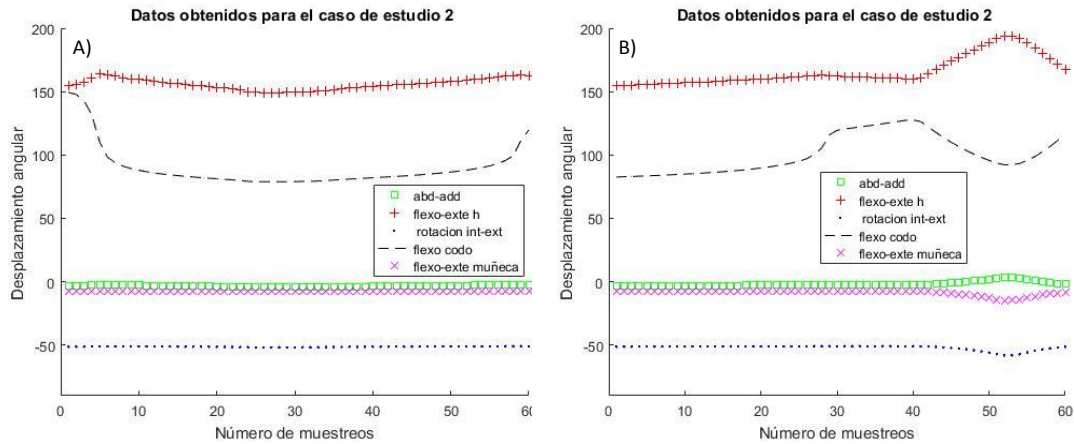


Figura 3-7 A) Datos obtenidos del levantamiento de un objeto de enfrente hacia atrás. B) Datos obtenidos del ejercicio de levantamiento de un objeto de arriba hacia abajo.

### 3.3.2.2 Caracterización del caso de estudio 3

El caso de estudio tres requiere el seguimiento de trayectorias más complicadas en el espacio para que se pueda tener retroalimentación visual. En este caso el ejercicio que se muestreó en 60 puntos para el trazo de una estrella de cinco picos sobre una pizarra frente al paciente. La Figura 3-8 se muestran los datos obtenidos, en este caso todas las articulaciones se mueven de forma simultánea.

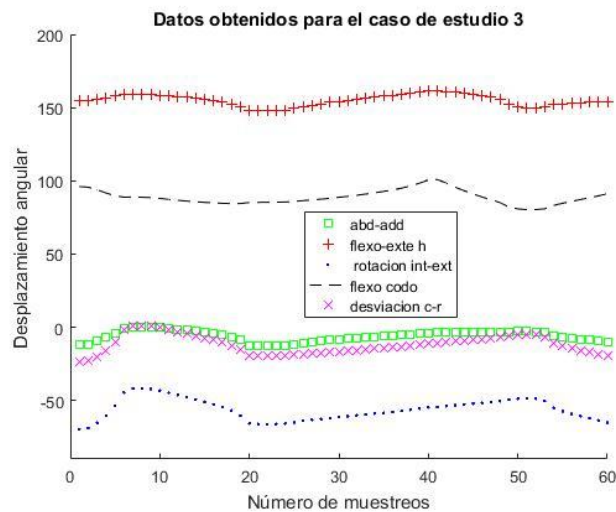


Figura 3-8 Datos obtenidos del brazo durante el trazo de una estrella en una pizarra.

### 3.3.2.3 Caracterización del caso de estudio 4

Este caso de estudio depende de un aparato que es la rueda de hombro o timón, es un dispositivo mecánico que facilita la rehabilitación de hombro, brazo, codo y muñeca de las personas con alguna discapacidad, este puede adaptarse al tamaño y necesidades de cada paciente. El timón mejora la

fuerza muscular, la flexibilidad articular y la coordinación motriz en personas que sufren alguna discapacidad en los miembros superiores del cuerpo humano. Para el propósito de este trabajo se ha empleado un timón con 96 cm de diámetro, con ajuste en la altura y distancia al centro de la manija, este se puede observar en la Figura 3-5. El timón se encuentra en el laboratorio de la terapia ocupacional de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México.

Los ejercicios con el timón tienen múltiples variaciones dependiendo de diferentes factores como los que se listan a continuación:

- La distancia en la que se posicione.
- Los sextantes<sup>9</sup> que se muevan.
- La forma en la que se tome la manija.
- La posición que se tenga respecto a él (de frente o de lado).
- La distancia que tenga la manija del centro de rotación del timón (radio).

Para los objetivos de este trabajo solo se consideran dos variantes de las diversas posibilidades de los ejercicios del timón, las cuales son:

- a) De lado al timón: rango de movimiento 3 sextantes, tomando la manija con la palma hacia abajo, con la manija en su posición más excéntrica, el timón a una altura equivalente a la altura del hombro del usuario, a una distancia de 50 cm. del brazo hacia el timón.
- b) De frente del timón: rango de movimiento 3 sextantes, tomando la manija con la palma hacia abajo, con la manija en su posición más excéntrica, el timón a una altura equivalente a la altura del hombro del usuario, a una distancia de 50 cm del brazo hacia el timón.

El protocolo de pruebas que se lleva a cabo consiste en los siguientes pasos.

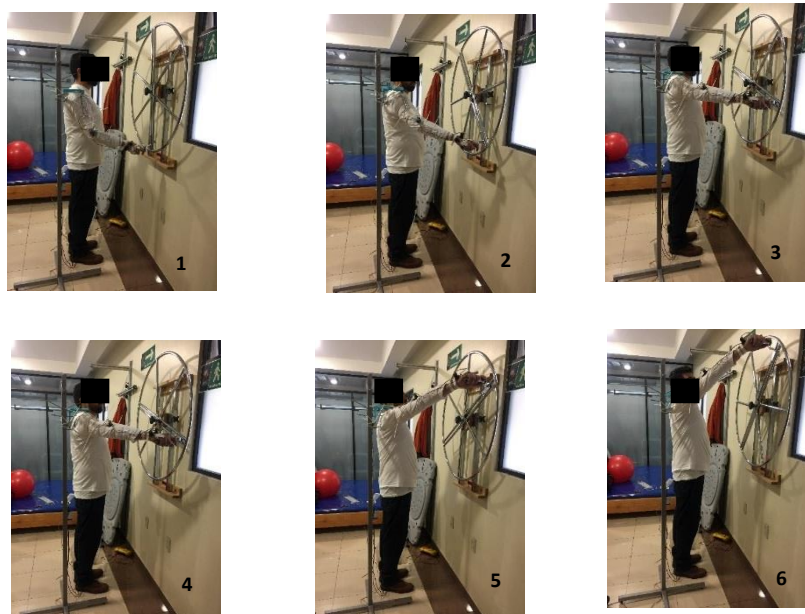
1. Seleccionar el ejercicio de rehabilitación.
2. Ubicar al paciente en posición específica al ejercicio (Distancia y altura específica del aparato de rehabilitación respecto a la ubicación del usuario).
3. Definir los sextantes que se va a mover al timón.
4. Poner al paciente en posición inicial.
5. Ubicar los sensores en la posición adecuada.
6. Realizar una lectura.

---

<sup>9</sup> Es un sexto de la circunferencia del timón, los terapeutas lo usan para medir el rango de movimiento.

7. Mover 5° el timón a partir de su posición actual.
8. Orientar adecuadamente los sensores y el dispositivo del hombro.
9. Tomar la nueva medición.
10. Si no ha llegado a su posición final regresar al paso 6, si no continuar.
11. Terminar.

En la Figura 3-9 aparece una secuencia de la obtención de los valores articulares para el ejercicio de timón desde una posición frontal moviéndose tres sextantes. De este ejercicio se obtuvieron 60 valores por cada grado de libertad. Se colocaron goniómetros instrumentados sobre cada uno de los ejes de rotación de los movimientos anatómicos del brazo y se hizo la lectura del rango de movimiento que se genera al girar la rueda timón. Se comienza el giro desde la parte inferior del timón a 0° del eje vertical que lo atraviesa y se comienza con un movimiento ascendente hasta rotar 180° que es la fase 1 del ejercicio, después desciende hasta alcanzar de nuevo la posición de partida en la posición baja del timón que corresponde a la fase 2 del ejercicio, de cada fase se obtuvieron con 30 valores. Se considera que el ejercicio de timón puede ser aplicado en dos formas: La forma que se muestra en la Figura 3-9 que sigue el protocolo de pruebas antes mencionado cuando el paciente está de frente ejercitando la flexo-extensión de hombro y cuando el paciente está de lado al timón, y la segunda forma enfocándose en la aducción y abducción de hombro para la obtención de datos de esta forma se siguió el mismo procedimiento.



*Figura 3-9 Parte de la secuencia de mediciones de la rutina del timón de frente al usuario.*

En la Figura 3-10 se muestra las gráficas procesadas por MATLAB® correspondientes a cada resultado de cada movimiento de las articulaciones de: flexo-extensión, ABD-ADD (aducción y abducción), y rotación interna y externa del hombro, así como de la flexo-extensión y pronosupinación (pronación y supinación) del codo y por último la flexo-extensión y desviación cubito-radial de la muñeca. Todos estos datos fueron recolectados durante el ejercicio con el timón frente al paciente. Las señales son discretizadas con 60 puntos. Los datos que se recabaron incluyen la fase 1 la cual termina al transcurrir 30 muestreos y la fase 2 del ejercicio que termina en el muestreo 60. Esto explica por qué la Figura 3-10 es simétrica con una línea imaginaria justo en el muestreo 30. También se observa que las gráficas correspondientes a la desviación cubito-radial y la pronación supinación prácticamente permanecen con valores constantes de 0° esto significa que estas articulaciones no presentan ningún cambio en su posición angular a lo largo de toda la trayectoria del ejercicio.

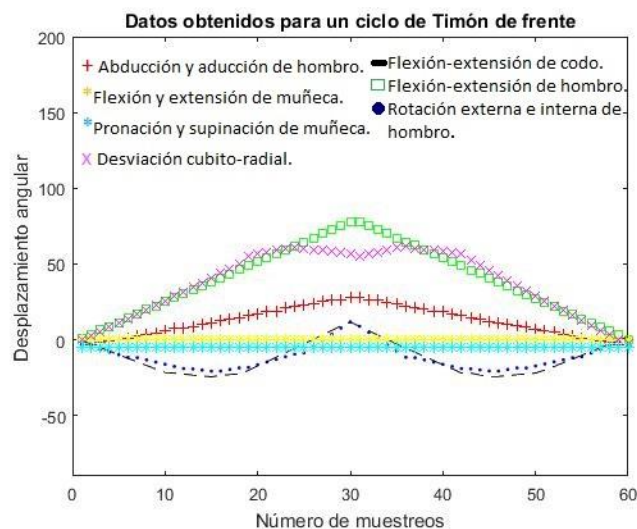


Figura 3-10 Datos experimentales obtenidos con goniómetro instrumentado.

Para poder validar los casos de estudio se realizó una relación de linealidad entre las trayectorias de la adquisición de datos y los rangos de movimiento funcional, donde los valores de los rangos funcionales son el valor de referencia para poder obtener el porcentaje que cumple los casos de estudio con el objetivo de la simulación.



## 3.4 Requerimientos y restricciones

### 3.4.1 Dimensiones del brazo humano

Las dimensiones del exoesqueleto deben satisfacer las características del sujeto de prueba el establecimiento de los límites antropométricos que se utilizan para el diseño del exoesqueleto. La Figura 3-11 muestran de forma gráfica las definiciones de las mediciones. Anatómicamente estas definiciones se describen de la siguiente forma [58]:

- **Altura al hombro.** Longitud comprendida entre el acromio y el piso, estando el sujeto de pie como se observa en la Figura 3-11 elemento 6.
- **Altura al codo.** Distancia que va de la comisura articular húmero-radial al piso, estando el sujeto de pie como se observa en la Figura 3-11 elemento 8.
- **Altura codo flexionado.** Longitud comprendida entre la cara inferior del olécranon y el piso con el antebrazo flexionado a 90 grados, estando el sujeto de pie como se observa en la Figura 3-11 elemento 7.
- **Altura muñeca.** Longitud desde el suelo al punto estiloides-radial estando el sujeto de pie como se observa en la Figura 3-11 elemento 9.
- **Alcance brazo lateral.** Es la longitud entre el punto supraesternal y el nudillo del dedo medio, con el brazo completamente extendido lateralmente como se observa en la Figura 3-11 elemento 19.
- **Alcance brazo frontal.** Es la distancia comprendida entre el hombro (acromion), hasta el nudillo medio de la mano, esta medida se obtiene con el brazo horizontal dirigido al frente como se observa en la Figura 3-11 elemento 18.
- **Anchura de la mano.** Es la distancia entre el borde externo del metacarpo (punto metacarpal radial) y el borde externo (punto metacarpal cubital) incluido el dedo pulgar.
- **Longitud de la mano.** Es la longitud limitada por el doblez más cercano a la región del metacarpo de la muñeca, al vértice del dedo medio (dactilión III), estando el sujeto de pie.
- **Espesor de la mano.** Es la distancia máxima entre el dorso y la palma de la mano en la región metacarpiana, tomada con la mano del sujeto extendida.
- **Perímetro del brazo (braquial).** Circunferencia a nivel del punto mesobraquial, con el brazo colgando a lo largo del cuerpo, pero ligeramente separado y relajado.

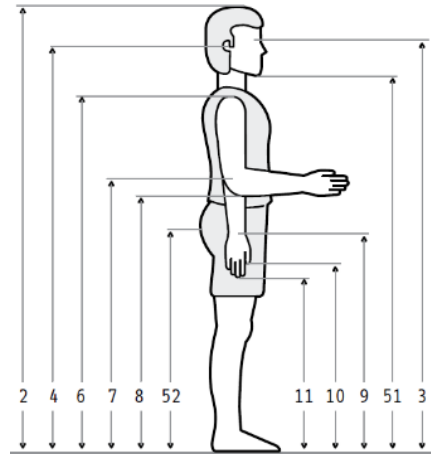


Figura 3-11 En posición de pie trabajadores industriales sexo masculino 18 a 65 años. 2 Estatura, 3 Altura de ojos, 4 Altura oído, 6 Altura hombro, 7 Altura codo, 8 Altura codo flexionado., 9 Altura muñeca, 10 Altura nudillo, 11 Altura dedo medio, 51 Altura mentón, 52 Altura trocánter mayor. Fuente: [58].

Ahora se procede a resumir la información del sujeto del experimento seleccionando las dimensiones adecuadas, las cuales se pueden observar en la Tabla 3-1. A partir de estas longitudes se proponen las restricciones del exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior.

Tabla 3-1 Dimensiones del brazo seleccionado dentro del 95 percentil

| Dimensiones                               | Magnitudes |
|---|------------|
| Perímetro del brazo medio (braquial)      | 345mm      |
| Longitud del brazo superior (húmero)      | 300mm      |
| Longitud del antebrazo                    | 300mm      |
| Longitud de la mano (hasta el dedo medio) | 160mm      |
| Anchura de la mano                        | 100mm      |
| Espesor de la mano                        | 20mm       |
| Anchura máxima del cuerpo                 | 590mm      |
| Alcance brazo lateral                     | 818mm      |
| Alcance brazo frontal                     | 810mm      |

Los pesos de los diferentes segmentos del brazo se presentan en la Tabla 3-2 [59] se han obtenido de encuestas y exámenes nacionales de salud y nutrición en los Estado Unidos que son llevados a cabo por el Centro para el Control de Enfermedades y el Centro Nacional de Estadísticas de

Prevención de Salud. Se observa que existen variaciones en los valores de los percentiles que se encuentran en México citados en la Tabla 3-1; sin embargo, estas variaciones no son significativas para el peso debido a la variabilidad en las complejidades de los individuos, en Estados Unidos la tendencia es ser más corpulentos que en México. Los valores que se toman en cuenta son los que corresponden al percentil 95, es decir que el peso del brazo superior, del antebrazo y de la mano suman un total de 50 N. en este documento, para fines prácticos se consideran 5 kg fuerza. Con esta información se prosigue al cálculo del momento en las articulaciones del brazo.

*Tabla 3-2 Datos antropométricos generales de hombres mayores de 18 años para los miembros superiores [59].*

| Datos del brazo                  | Brazo Superior |     |     | Antebrazo |     |     | Mano |     |     |
|----------------------------------|----------------|-----|-----|-----------|-----|-----|------|-----|-----|
|                                  | 5°             | 50° | 95° | 5°        | 50° | 95° | 5°   | 50° | 95° |
| Longitud del segmento total (mm) | 303            | 330 | 336 | 246       | 266 | 293 | 178  | 191 | 205 |
| Peso del segmento (N)            | 16             | 21  | 28  | 9         | 12  | 16  | 4    | 4   | 6   |

### 3.4.2 Momentos en cada articulación del brazo humano

Para obtener las restricciones del diseño del ERMIS se consideran los movimientos que realiza el miembro superior desde una perspectiva mecánica, incluyendo las fuerzas, velocidades y aceleraciones presentes. Es de importancia conocer las fuerzas que genera el miembro superior, específicamente en los puntos donde están las articulaciones de interés para el diseño del exoesqueleto. Al final, cada articulación del exoesqueleto debe tener al menos la fuerza necesaria para cargar los elementos del mismo exoesqueleto más las secciones del miembro superior que estén involucradas.

Para el cálculo de los momentos en el miembro superior se hace un diagrama de cuerpo libre que considere los parámetros más importantes que se involucran durante su movimiento, las variables articulares, las longitudes, los pesos, así como los centros de gravedad de los segmentos siendo estas algunas de las variables que interactúan en el sistema.

Se analiza el modelo dinámico presentado por Wu y Chen [60] del miembro superior humano, en el cual se han calculado los momentos mediante un análisis completo de la interacción en las diferentes variables en el movimiento. Para obtener el momento de cada segmento del brazo humano se sustituyen los valores de los pesos y dimensiones (que han sido descritos en la sección

3.4.1) en el modelo de Wu y Chen [60], posteriormente se calculan los momentos de inercia que se muestran en la Tabla 3-3.

Tabla 3-3 Momentos de Inercia de cada elemento del brazo humano. Fuente [61].

| Momentos de inercia                   | Brazo superior         | Antebrazo             | Mano                  | $\tau$ torques |
|---------------------------------------|------------------------|-----------------------|-----------------------|----------------|
| Aducción – abducción                  | 145 kg cm <sup>2</sup> | 70 kg cm <sup>2</sup> | 15 kg cm <sup>2</sup> | 9.965 Nm       |
| Flexión – extensión                   | 130 kg cm <sup>2</sup> | 65 kg cm <sup>2</sup> | 10 kg cm <sup>2</sup> | 9.973 Nm       |
| Rotación - interna - rotación externa | 40 kg cm <sup>2</sup>  | 12 kg cm <sup>2</sup> | 6 kg cm <sup>2</sup>  | 10.019 Nm      |
| Codo flexión – extensión              | -                      | 70 kg cm <sup>2</sup> | 15 kg cm <sup>2</sup> | 1.853 Nm       |
| Pronación – supinación                | -                      | 12 kg cm <sup>2</sup> | 6 kg cm <sup>2</sup>  | 1.832 Nm       |

La Tabla 3-4 muestra un resumen de los requerimientos y restricciones divididos en condiciones 1 y condiciones 2 que son parte de la metodología que se propone para el exoesqueleto.

Tabla 3-4 Resumen de requerimientos y restricciones.

| Condiciones 1  | Condiciones 2  |
|--|--|
| Dimensiones  | El rango de movimiento de cada DoF este dentro de los rangos anatómicos              |
| Análisis de fuerzas y momentos   | El paciente tiene una posición estable y derecha.                                    |
| Los ejes de rotación están alineados con los pivotes de las articulaciones     | El hardware (cables) no interfiere con el espacio de trabajo.                        |
| El diseño evita que exista suplantación de movimiento.                         | El hardware seleccionado permite que el brazo no esté en una posición errónea        |
| El diseño tiene elementos fijos que no intervienen en la biomecánica del brazo | Los motores seleccionados cumplen con las necesidades de fuerzas y torque necesarias |

## Capítulo 4 Modelo físico experimental.

Para ayudar a las personas en el proceso de rehabilitación de una discapacidad física con alteración de la función del miembro superior, se han desarrollado un Modelo Físico Experimental (MFE) de un exoesqueleto novedoso de 7-DoF llamado Exoesqueleto de Rehabilitación Pasiva de Miembro superior (ERMIS). En este Capítulo se presenta la continuación de la metodología empleada para el diseño y construcción del modelo físico experimental del exoesqueleto ERMIS.

### 4.1 Modelo conceptual

El ERMIS se centra en la rehabilitación pasiva donde el paciente no se opone ni contribuye conscientemente en los ejercicios [62], el diseño del MFE se enfrenta a desafíos particulares al tratar con este tipo de pacientes, debe garantizar que los elementos del brazo se mantengan en la posición y dentro de los rangos específicos de cada ejercicio, además de ejercer la tracción y empuje en los lugares adecuados donde los terapeutas aplican fuerza durante los ejercicios.

El ERMIS es diseñado con base en la disposición de las articulaciones de la extremidad superior derecha humana y sus movimientos. Se tomaron las dimensiones del sujeto de estudio descritas en la sección 3.4.1. El ERMIS es usado en la cara lateral de la parte superior del brazo derecho, con el objetivo de proporcionar rehabilitación para la articulación del hombro (3 DoF correspondientes a la aducción/abducción, a la flexión/extensión y a la rotación interna/externa), para la articulación del codo (1 DoF correspondiente al movimiento de flexión/extensión un DoF de la pronación/supinación), y para la articulación de la muñeca (2 DoF correspondientes a flexión/extensión y movimiento de desviación radial/cubital).

El diseño del MFE del ERMIS ha tomado en cuenta las restricciones del Capítulo 3.4 planteadas por los casos de estudio, además se consideran los desarrollos del estado del arte para potenciar algunas cualidades y evitar ciertas desventajas como por ejemplo transmisiones complejas encontradas en muchos sistemas de exoesqueletos [46] [2] [40].

La Figura 4-1 muestra el modelo conceptual mínimo que detalla la ubicación de las articulaciones en las posiciones necesarias para lograr los ejercicios propuestos. La configuración básica queda planteada de la siguiente forma: una barra L define el elemento que abarca al hombro, un anillo con una junta deslizante se usa para la rotación del hombro, un bastidor móvil que permite la desviación radio -cubital y dentro del mismo el conjunto de la muñeca formada por otro anillo deslizante.

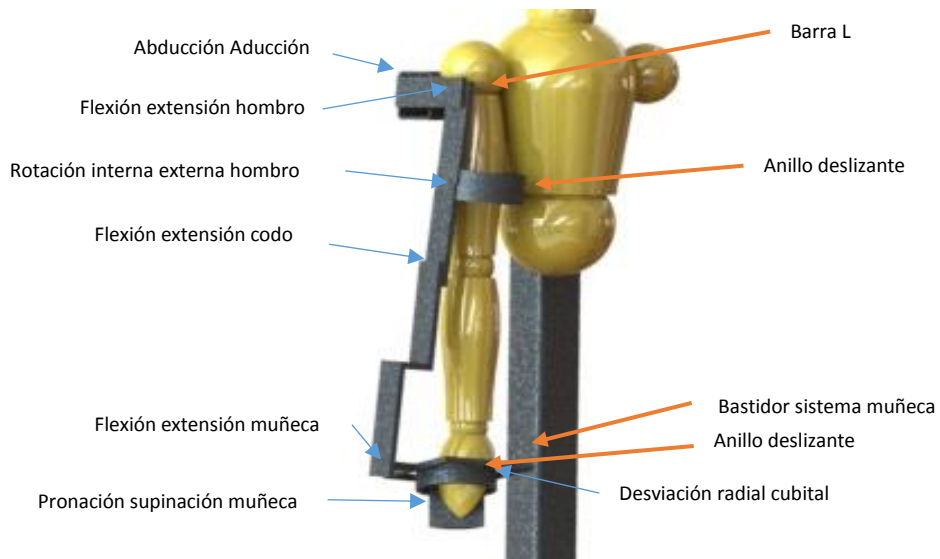


Figura 4-1 Modelo Conceptual del ERMIS.

Ya que no se cuenta con modelos CAD del cuerpo humano con los cuales se pueda simular la interacción del modelo conceptual con el miembro superior como los ofrecidos por Zigote Human Factors™ o CADHUMAN™, en esta etapa se opta por construir un MFE del concepto a escala natural, que permita validar si las dimensiones de los vínculos del ERMIS no lastiman al paciente. También su construcción permite hacer diferentes experimentos al flexionar y extender las articulaciones para poder prever los rangos que tendrá y ubicar sin interferencia las transmisiones y motores necesarios. El CAD del modelo conceptual del exoesqueleto se muestra en la Figura 4-2, se han considerado para la construcción de los vínculos una configuración de barras unidas por nodos, los cuales se articulan a través de rodamientos.

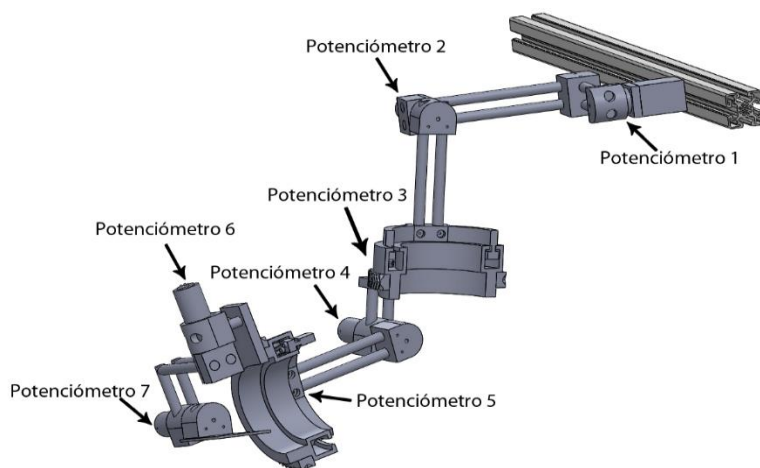


Figura 4-2 Modelo conceptual del ERMIS.

En el desarrollo de exoesqueletos robóticos, el diseño de las conexiones físicas entre los vínculos del exoesqueleto y el cuerpo humano presentan un problema crucial ya que genera holgura y con esto errores y mal uso del exoesqueleto. Utilizar un empotramiento en cada punto de conexión entre la piel y el robot conduce a fuerzas que no se pueden controlar en el punto de interacción. En la práctica, estas fuerzas pueden ser grandes porque en general la cinemática humana de las extremidades y la cinemática del exoesqueleto difieren. Los trabajos al respecto han resuelto este problema por una parte Morel [48] propone tres tipos de manipulación:

- Manipulación Paralela: El análisis de las fuerzas se da en el elemento terminal del brazo ya que el dispositivo guía el movimiento por lo que se suman las fuerzas algunas articulaciones están alineadas con las del brazo.
- Manipulación en serie: El dispositivo no cuenta con ninguna articulación alineada al brazo solo guía el elemento terminal y se realiza un análisis de velocidades
- Comanipulación u ortesis: Cada articulación del dispositivo se encuentra alineada con el pivote de la articulación anatómica y el movimiento se realiza por el análisis de torque.

Mientras que Jarrase da tres enfoques para poder solucionar la holgura entre el brazo y el exoesqueleto el primero consiste en minimizar las fuerzas generadas con el acoplamiento de los actuadores a las transmisiones, el segundo enfoque es el de diseñar el exoesqueleto de tal manera que la adaptación a la cinemática de las extremidades, el último método incluye agregar DoF pasiva o activamente en serie en la cadena cinemática del robot para alinear los ejes a los pivotes de rotación de las articulaciones humanas.

Jarrase [48] propone una metodología para poder identificar y minimizar la holgura entre el exoesqueleto y las articulaciones humanas donde lo ideal sería alinear los ejes de rotación del exoesqueleto con los pivotes de las articulaciones humanas, esta metodología propone pasos esenciales:

Planteamiento del problema: Se analiza la cadena cinemática del movimiento del miembro superior al igual que el movimiento de la cadena del exoesqueleto, se empata las articulaciones del exoesqueleto con las del miembro [48] ejemplo: que articulación del exoesqueleto es análoga con la articulación glenohumeral del brazo.

Condiciones en los giros del rango espacial: Este análisis permite conocer el rango de movimiento y el espacio de trabajo del exoesqueleto [48], ya que el miembro superior tiene articulaciones que se

mueven en un rango determinado y si se sobre pasa este rango puede generar una lesión en el paciente, el sistema de adquisición de datos permitió conocer el rango de trabajo de cada articulación al realizar cada uno de los ejercicios en los tres casos de estudios mostrados en el Capítulo 3.2.

Condiciones de conectividad: Al tener las articulaciones del exoesqueleto y su relación con el brazo, el análisis del tipo de conexión entre cada articulación es importante ya que éstas definirán la pérdida en la secuencia de movimiento.

Elección de elementos fijos: teniendo en cuenta la transmisión de la fuerza, el conocimiento de las fuerzas que deben ser controladas por los actuadores del robot permite la determinación de la fijación DoF para mantener el control en la extremidad humana. [48]

Tomando en cuenta el modelo conceptual presentado y la metodología de Jarrasse [48] se plantea el MFE del ERMIS en sistemas correspondientes al: hombro, codo y muñeca.

## 4.2 Sistemas

De acuerdo con lo planteado en el mapa maestro, el sistema se divide en sistemas que representan los complejos anatómicos del miembro superior humano formados por: hombro, codo y muñeca.

### 4.2.1 Hombro

Este componente tiene la forma de L propuesta en el modelo conceptual, se empotra en la base del exoesqueleto mediante un eje que este trasladado 7 cm verticalmente con la articulación glenohumeral del paciente para efectuar el movimiento de abducción-aducción. El otro extremo de la barra L se conecta mediante un eje traslado de igual forma 7 cm verticalmente respecto a la articulación acromioclavicular. Esta unión se conecta con la barra que forma el brazo y permite la flexión extensión del codo. La traslación es necesaria para que el exoesqueleto rodee al hombro, pero también limita el movimiento de abducción a aducción a 100°.

Se construye el soporte L del hombro con barras de aluminio. En la Figura 4-3 se muestra el elemento construido y pruebas de movimiento. Los materiales seleccionados para la barra L deben ser lo suficientemente resistentes y no presentar deformaciones ya que estos elementos cargan todo el peso del exoesqueleto y del miembro del paciente. De esta forma el MFE de la barra L se ha



conformado con chumaceras y rodamientos radiales necesarios para disminuir la fricción y distribuir las cargas.



Figura 4-3 Pruebas con la barra L soporte del hombro del ERMIS. A) Estado natural del hombro. B) Movimiento combinado del hombro flexión/abducción y C) Extensión del hombro. Fuente [63]

Para generar los movimientos se han considerado actuadores lineales con las dimensiones de carrera adecuadas. Ambos se ubican estratégicamente para que permitan los rangos de movimiento deseados. En la Figura 4-4 a la izquierda se presenta en primer plano el actuador 1 que permite la flexión extensión, en la Figura 4-4 derecha se muestra en primer plano el actuador 2 que permite la abducción aducción.

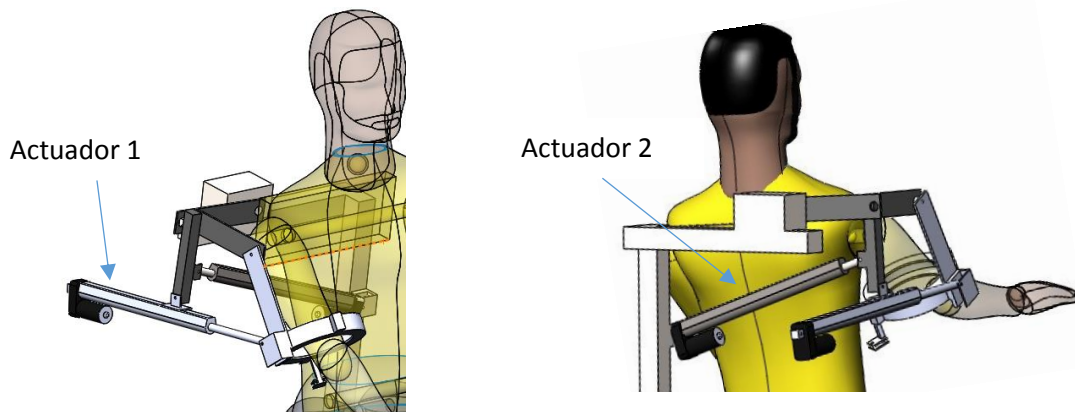


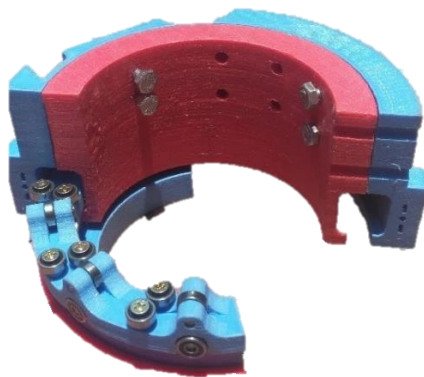
Figura 4-4 Ubicación de los actuadores en el subsistema del hombro del ERMIS.

#### 4.2.2 Rotación interna externa del hombro

Para lograr la rotación interna del hombro mediante el exoesqueleto se desarrolla el concepto de la articulación a partir de anillos deslizantes mostrado en la sección 4.1. Para generar el movimiento se busca una propuesta diferente para el conjunto transmisión-actuador a las presentadas por la

mayoría de los exosqueletos como el ARMEO [14], el SUEFUL-7 [40] o el CADEN-7 [46] quienes utilizan una cremallera semicircular dentada con un piñón acoplado a un actuador rotatorio.

El anillo deslizante del carro mediante la redistribución del tren de rodamientos radiales quedando dispuestos a  $90^\circ$ , así la distribución de carga se ha mejorado y por consecuencia la fricción ha disminuido. El carril cuyo perfil se ajustó a la disposición de los rodamientos, éste toma una forma cuadrada, en el fondo hace contacto con la hilera de rodamientos superior e inferior del carro y en las paredes del carril hacen contacto los rodamientos internos y externos. La distribución se puede observar en la Figura 4-5.



*Figura 4-5 Anillos deslizantes, detalle de la distribución de los rodamientos radiales en el carro.*

De la construcción de este modelo físico experimental se obtuvo información sobre las técnicas de impresión 3D con PLA, respecto a tolerancias, pesos, material de soporte, acabados, densidad de impresión y orientación de las capas. De la experiencia se recaban algunas consideraciones, se debe considerar una tolerancia de +1 mm en piezas que se van a ensamblar, esto depende del sentido en el que estén orientadas las capas. No es posible ensamblar piezas manufacturadas con distintas impresoras aun teniendo los mismos parámetros de tolerancia, debido que hay incertidumbre entre ellas por diversos factores no controlables. La densidad de la pieza manufacturada se puede configurar y depende del tipo de entramado que se seleccione dentro del sólido en la configuración del controlador de la impresora 3D. Esto aunado a la dirección en la que se apilen las capas de la impresión hace imposible pronosticar la resistencia a la tensión, compresión y cortante de la pieza, dejando el pronóstico del comportamiento del material a la experiencia del diseñador y operador de la impresora.

En la mayoría de los experimentos la resistencia de los elementos es mucho menor de la que se espera, después de algunas pruebas los elementos del exoesqueleto se fracturaron, se desgastaron y los acoplamientos con los ejes de los motores perdieron sujeción, bastaron algunas repeticiones para observar que la mayor parte del ensamble queda destruido y requiere sustitución. Se hicieron algunas pruebas con algunos elementos con un entramado interno más cerrado, aumentando su densidad, sin embargo, el peso de los elementos también aumentó, y los actuadores originalmente calculados ya no cumplían con los nuevos requerimientos, teniéndose que proponer actuadores de mayor potencia que a su vez aumentan el peso total del exoesqueleto entrando en una curva ascendente peso vs. densidad del material vs potencia actuadores.

En general se concluye que las piezas de impresión 3D por hilo no se recomiendan para ensambles con tolerancias menores a 0.5 mm ni tampoco para aquellas que estén sujetas a esfuerzos, cargas y fricción.

Los resultados de la propuesta de los anillos deslizantes comprendidos por carro y riel son satisfactorios así que se mantiene el concepto y se ajusta el diseño para material de acero, reduciéndose sus dimensiones para que no aumente el peso.

Se mantiene el actuador lineal considerado, pero se elimina el riel helicoidal y el actuador se ensambla de tal forma que la fuerza se aplique directamente en el carro. Para probar esta idealización se construye un modelo físico experimental y se deja preparado para el acoplamiento con el resto de los sistemas, este elemento se muestra en la Figura 4-6. El ensamble del modelo físico experimental y su ubicación se puede observar en la Figura 4-7.



*Figura 4-6 Modelo Físico experimental de la articulación anillos deslizantes formada por carro y riel.*

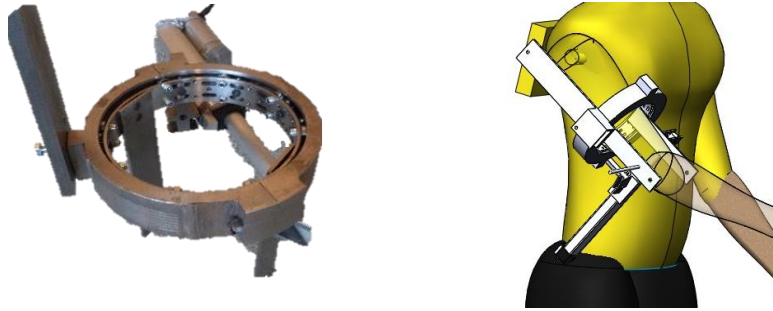


Figura 4-7 Ensamble de la rotación interna externa del hombro.

#### 4.2.3 Codo

De acuerdo con el modelo conceptual del exoesqueleto, el brazo está dividido en dos partes por la unión de los anillos deslizantes, la parte distal está formada por dos barras paralelas que se articulan con la horquilla que forma el antebrazo. El codo del exoesqueleto coincide con la articulación húmero-cubital. El actuador lineal se aloja en una posición donde su carrera logre los rangos de movimiento necesarios de  $10^\circ$  a  $150^\circ$  y no produzca interferencia con el resto de las articulaciones ni con cuerpo del paciente. El modelo CAD del ensamble del sistema codo se muestra en la Figura 4-8.

El brazo y el antebrazo están concebidos con una estructura hecha de canales C de aluminio 5052 H32 y nodos de conexión rectos. El codo queda pivoteado con rodamientos radiales y la transmisión es un actuador lineal electromecánico. El actuador pivotea en la horquilla y en un segmento del brazo. Se diseña una abrazadera con un rodamiento radial que permite que el actuador pivotee sobre su camisa y no en el extremo del mismo. De esta forma se logran  $150^\circ$  en la flexión del codo, la configuración se puede observar en la Figura 4-8.

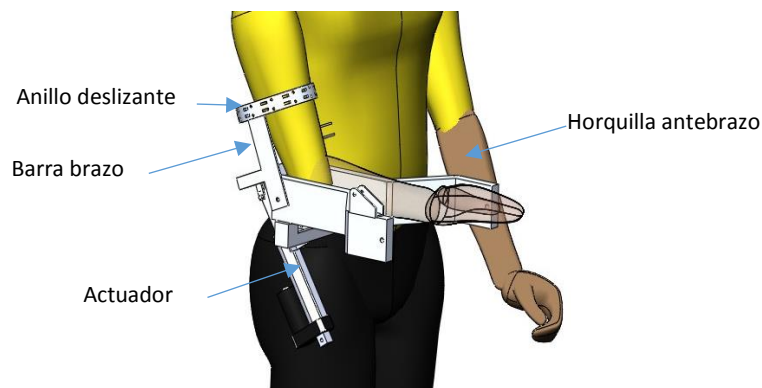


Figura 4-8 Sistema del codo.

#### 4.2.4 Muñeca

Las propuestas que se analizaron dentro del estado del arte de exoesqueletos suelen coincidir en la solución práctica a los movimientos de la muñeca, las cuales incluyen un conjunto de vínculos que se unen mediante articulaciones rotacionales donde el eje de los motores para cada uno de los tres movimientos coincide con el pivote de rotación de las articulaciones. Esto se puede observar en el SUEFUL-7 [40], en el CADEN-7 [46], en el ARMIlin III [53], en el Armeo Power [14] y en el ETS-MASRE [64], aunque sus propuestas no son exactamente iguales si tienen el mismo principio de funcionamiento. En este trabajo se considera una solución diferente, más ligera y ocupe menos volumen.

El modelo conceptual presentado en la sección 4.1 considera un par de anillos deslizantes para lograr el movimiento de la pronosupinación, el diseño de los anillos deslizantes está basado en la propuesta de la sección 4.2.2. Los anillos deslizantes se montan en un bastidor ensamblado de tal forma que permita hacer la flexión/extensión y desviación radial/cubital.

La horquilla se diseñó con el arreglo de barras perforadas de aluminio 5052 H32 con sección transversal C unidas con nodos, de la misma forma se diseñó el bastidor que sostiene los anillos deslizantes. Los nodos son rectos o en ángulo de 45° y los que sirven de pivote para las articulaciones de rotación cuentan con rodamientos radiales insertados. La articulación cubito radial se mueve gracias a un actuador lineal que se ubica estratégicamente para evitar interferencias, como se puede observar en la Figura 4-9). Las dimensiones de los anillos deslizantes permiten disminuir el peso y aumentar el rango de movimiento. Los canales C de aluminio estructurado, unido con nodos a 90° con esto se logra que los engranes cónicos paralelos no se desajusten de sus posiciones respecto al engrane cónico central. Figura 4-9). Los motores directamente acoplados a los engranes diferenciales, esto se puede apreciar en la Figura 4-10 a. En la Figura 4-10 b se observa el detalle del interior de los anillos deslizantes en dónde aparecen las cavidades para los rodamientos axiales y de los ejes de los engranes.

Se manufacturan los nodos, los engranes cónicos y los anillos deslizantes con técnicas de impresión 3D, los ejes de los engranes y los rodamientos se manufacturaron en acero. Para ensamblar los componentes se usaron los tornillos de tamaño adecuado con cuerda en los elementos a unir. El sistema de la muñeca se puede observar en la Figura 4-11.

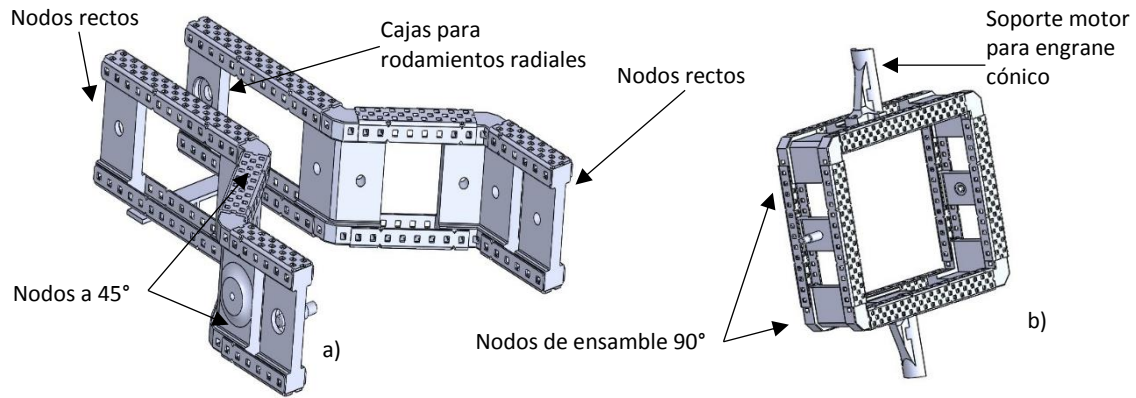


Figura 4-9 Horquilla y bastidor del sistema de la muñeca.

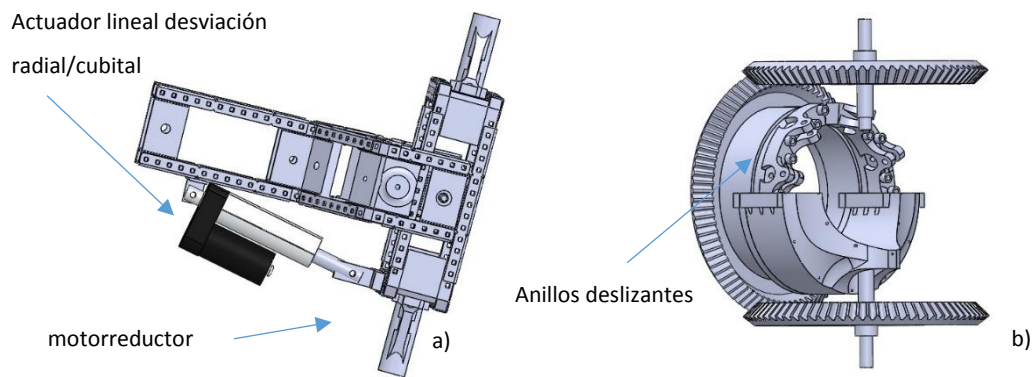


Figura 4-10 a) Ensamble bastidor y horquilla. b) Ensamble de anillos deslizantes.

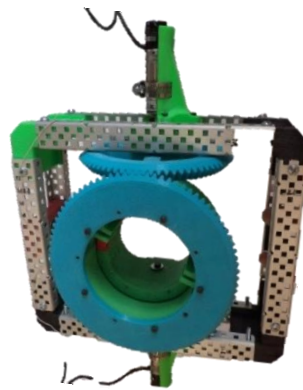


Figura 4-11 Modelo físico experimental del sistema muñeca.

### 4.3 Propuesta final

El ERMIS es propuesto de tal forma que garantice funcionalidad para los cuatro casos de estudio planteados. Para su diseño se consideraron las dimensiones de los diferentes segmentos del brazo

de una persona adulta de 1.80 m de altura y de las longitudes de enlace entre el brazo y el exoesqueleto. El exoesqueleto es un sistema montado en una base móvil donde el paciente se coloca en bipedestación y la altura de la base es ajustable. La Figura 4-12 muestra el modelo CAD del ERMIS, montado en la cara lateral de la parte superior del brazo derecho. El hombro cuenta con 3 GDL: la ABD-ADD (ver elemento 1 de la Figura 4-12), la flexo-extensión (ver elemento 11 de la Figura 4-12) y la rotación interna-externa (ver elemento 8 de la Figura 4-12); estos tres movimientos se logran mediante tres actuadores lineales eléctricos con encoder, como se muestra en los elementos 2, 9 y 10 de la Figura 4-12.

La articulación del codo cuenta con 2 GDL formados por los movimientos de la flexo-extensión (ver elemento 4 de la Figura 4-12) y por la articulación de pronosupinación (ver elemento 6 de la Figura 4-12); el codo se flexiona mediante el actuador lineal con encoder que se observa en el elemento 3 de la Figura 4-12. Por último, los 2 GDL correspondientes a la articulación de la muñeca, uno asociado a su movimiento de flexo-extensión (ver elemento 5 de la Figura 4-12) y otro para la desviación cubito-radial (ver elemento 7 de la Figura 4-12). El movimiento de la pronosupinación y la flexo-extensión de la muñeca es producido por un par de motores eléctricos acoplados a conjunto de engranes diferenciales que se muestra en los elementos 5 y 6 de la Figura 4-12. El Anexo 1 contiene la lista de identidad de cada una de las piezas que integran al ERMIS.

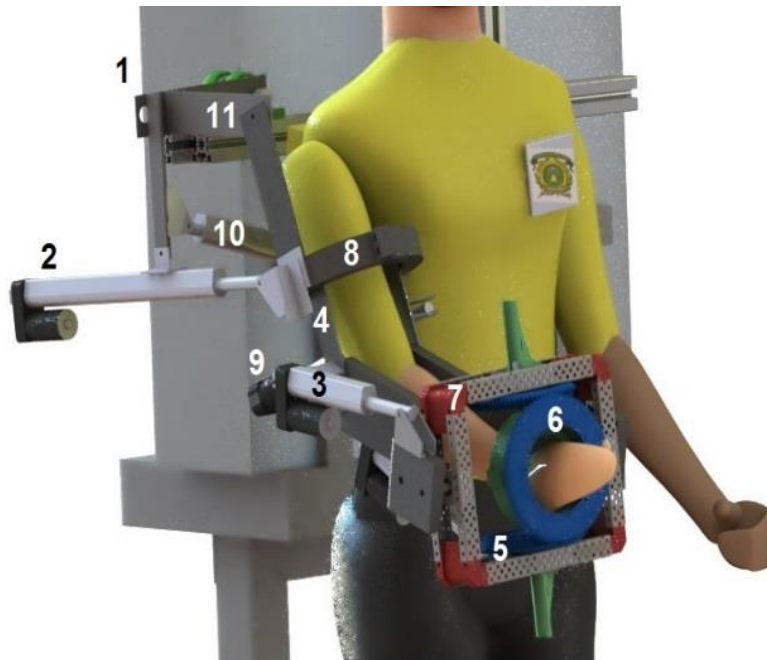


Figura 4-12 Modelo en CAD del ensamblaje del ERMIS.

## Capítulo 5 Modelado y control

En este Capítulo se presentan la cinemática directa del modelo conceptual. A partir del CAD del ERMIS se obtiene la síntesis del modelo. La cinemática directa se simula con el comportamiento del ERMIS con los datos medidos de los ejercicios como entrada. Posteriormente se simulan las trayectorias de la cinemática inversa para los ejercicios del caso de estudio 3 y 4.

### 5.1 Sistemas de referencia

El ERMIS requiere de 7 variables articulares que corresponden a los DoF del sistema, estas variables representan el ángulo que existe entre dos vínculos en el punto en el que se articulan. Todas las variables articulares están definidas por ángulos cuyo eje de rotación se ha hecho que coincida con el eje Z de cada sistema de referencia. La dirección del eje Z coincide con el eje que se usó con la red de goniómetros. Los sistemas de referencia son construidos proponiendo la dirección de X y a partir de la definición de los vectores ortonormales se define Y con el algoritmo DH. La distribución y ubicación de los sistemas de referencia en el modelo conceptual de ERMIS se puede observar en la Figura 5-1, donde los vectores que señalan X están identificados por el color rojo, los ejes Y están identificados por el color verde y los ejes Z por el azul.

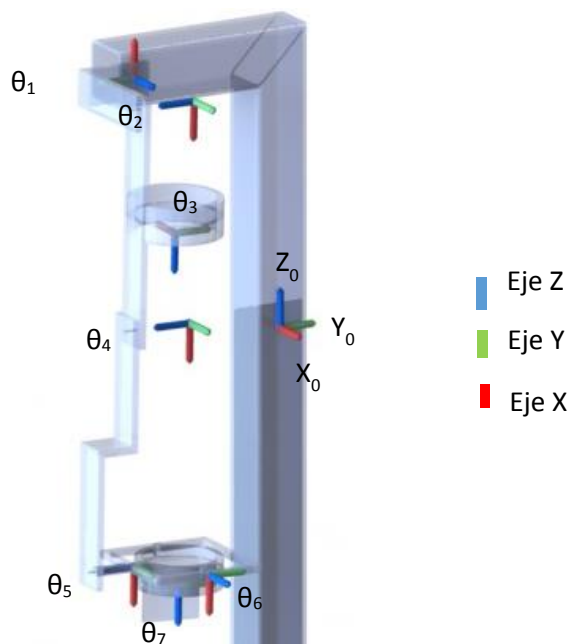


Figura 5-1 Ubicación de los sistemas de referencia en el modelo conceptual, estos a su vez representan la ubicación de los ejes de rotación de las articulaciones.



La Tabla 5-1 presenta la relación que existe entre cada movimiento anatómico del brazo humano con la variable articular correspondiente y el sistema de referencia asociado. La posición de *home* del sistema corresponde al estado de descanso natural del miembro superior estando el sujeto de pie con el brazo alineado a un eje vertical y con la palma hacia enfrente.

Tabla 5-1 Variables articulares.

| $\theta_i$ (grados) | Descripción                          | Sistema de referencia adjunto |
|---------------------|--------------------------------------|-------------------------------|
| $\theta_1$          | Abducción /aducción hombro           | $X_1Y_1Z_1$                   |
| $\theta_2$          | Flexión/ extensión hombro            | $X_2Y_2Z_2$                   |
| $\theta_3$          | Rotación interna/ externa del hombro | $X_3Y_3Z_3$                   |
| $\theta_4$          | Flexión/ extensión codo              | $X_4Y_4Z_4$                   |
| $\theta_5$          | Pronación/supinación                 | $X_5Y_5Z_5$                   |
| $\theta_6$          | Flexión/ extensión muñeca            | $X_6Y_6Z_6$                   |
| $\theta_7$          | Desviación radial/cubital            | $X_7Y_7Z_7$                   |

## 5.1 Modelo Cinemático Directo

La transformación homogénea para ir del sistema global al sistema de referencia 0 queda expresado en la Ec. (5.1):

$$T_g^0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 35 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 140 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c(-90) & -s(-90) & 0 \\ 0 & s(-90) & c(-90) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. (5.1)}$$

$$T_g^0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 35 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 140 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Utilizando la nomenclatura de Denavit-Hartenberg (DH) para transformaciones homogéneas se define la matriz  $A_i$  se define como Ec. (5.2).

$$A_i = R_{z\theta_i} T_{zd_i} T_{xa_i} R_{x\alpha_i} \quad \text{Ec. (5.2)}$$

La expresión 5.2 después de ser operada y simplificada se generaliza en la Ec. (5.3)



$$\begin{aligned} & \pi/2) * \cos(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_3)) + \cos(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_2 - \pi/2) * \sin(\theta_4)) + \\ & 13.0 * \cos(\theta_6) * (\sin(\theta_4) * (\sin(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_3) - \cos(\theta_1 + \pi/2) * \cos(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_3)) - \\ & \cos(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_4)) - 30.0 * \cos(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_4) + 35.0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \gamma = & 30.0 * \cos(\theta_2 - \pi/2) + 13.0 * \cos(\theta_6) * (\cos(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_4) - \sin(\theta_2 - \\ & \pi/2) * \cos(\theta_3) * \sin(\theta_4)) + 30.0 * \cos(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_4) - 13.0 * \sin(\theta_6) * (\cos(\theta_5) * (\cos(\theta_2 - \\ & \pi/2) * \sin(\theta_4) + \sin(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_3) * \cos(\theta_4)) - \sin(\theta_2 - \pi/2) * \sin(\theta_3) * \sin(\theta_5)) - \\ & 30.0 * \sin(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_3) * \sin(\theta_4) + 30.0 \end{aligned} \quad \text{Ec. (5.6)}$$

$$\begin{aligned} z = & 13.0 * \cos(\theta_6) * (\sin(\theta_4) * (\cos(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_3) + \cos(\theta_2 - \pi/2) * \sin(\theta_1 + \pi/2) * \cos(\theta_3)) \\ & + \sin(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_4)) + 30.0 * \sin(\theta_4) * (\cos(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_3) + \cos(\theta_2 - \\ & \pi/2) * \sin(\theta_1 + \pi/2) * \cos(\theta_3)) + 13.0 * \sin(\theta_6) * (\sin(\theta_5) * (\cos(\theta_1 + \pi/2) * \cos(\theta_3) - \cos(\theta_2 - \\ & \pi/2) * \sin(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_3)) + \cos(\theta_5) * (\cos(\theta_4) * (\cos(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_3) + \cos(\theta_2 - \\ & \pi/2) * \sin(\theta_1 + \pi/2) * \cos(\theta_3)) - \sin(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_2 - \pi/2) * \sin(\theta_4))) + 30.0 * \sin(\theta_1 + \\ & \pi/2) * \sin(\theta_2 - \pi/2) + 30.0 * \sin(\theta_1 + \pi/2) * \sin(\theta_2 - \pi/2) * \cos(\theta_4) + 140.0 \end{aligned} \quad \text{Ec. (5.7)}$$

## 5.2 Simulación

### 5.2.1 Modelo del exoesqueleto

Simscape Multibody es una plataforma de SimMechanics la cual puede simular ambientes y cuerpos en 3D. Los modelos pueden usar la plataforma MATLAB para adquirir o enviar variables, así como las propiedades de Simulink hidráulicas, eléctricas y neumáticas. La simulación se apoya de bloques los cuales indican las propiedades de los cuerpos, uniones, articulaciones, sensores, motores, etc.

El modelo Simulink utiliza conexiones mediante señales, que definen cómo fluyen los datos de un bloque a otro. El modelo Simscape Multibody se construye utilizando conexiones físicas, que permiten un flujo bidireccional de energía entre componentes. Las conexiones físicas hacen posible agregar etapas adicionales como las conexiones de entrada/salida.

Los sólidos rígidos diseñados en CAD son importados con sus propiedades hacia el ambiente de Simulink, se conectaron entre sí siguiendo una cuidadosa selección de sus marcos de referencia dando como resultado el modelo dinámico del exoesqueleto.

Todos los módulos presentan dos puertos el de la base B (*base*) y el seguidor F (*follower*) que representan los marcos de referencia para una unión. La dirección de la unión es definida por el movimiento del marco de referencia del seguidor respecto al marco de referencia de la base. Cada bloque de cuerpo sólido contiene las características de masa, inercia, centro de masa, momento de inercia. La Figura 5-2 se puede observar los bloques resultantes al importarlo a Simscape Multibody.

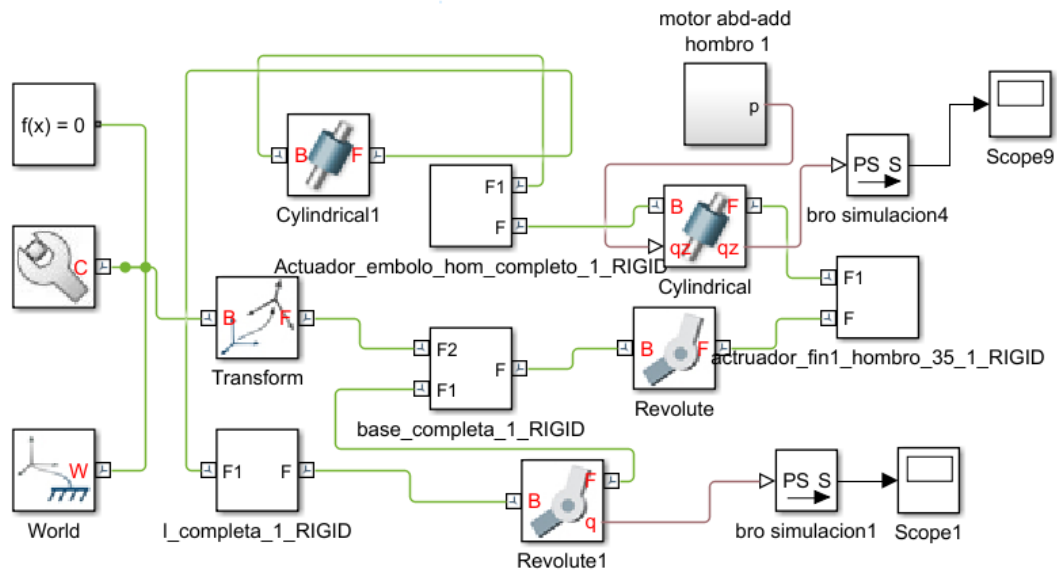


Figura 5-2 Modelo de la aducción y abducción en Simscape Multibody.

### 5.2.2 Simulación de la cinemática directa

La trayectoria capturada del ejercicio de timón descrita en el Capítulo 3.3 está compuesta por siete trayectorias individuales y simultaneas, correspondientes a los movimientos de cada sistema articular del brazo. Cada archivo con los datos por articulación se interpola linealmente y se importa hacia el modelo simulado del ERMIS para que sirvan como comportamiento deseado. En la simulación se agrega un bloque que genera las trayectorias de posición velocidad y aceleración (*Signal builder*), correspondientes a cada actuador lineal y motor que permitan obtener el comportamiento deseado. Estas trayectorias no son iguales a las deseadas ya que aún falta el efecto de la transmisión que se acopla con al pivote de la articulación de cada GDL. Las transmisiones para los actuadores lineales son mecanismos de barras y para los motores son un conjunto diferencial de engranes cónicos. La simulación se configura para que calcule la ganancia necesaria para que los actuadores tengan la fuerza o torque para compensar el error entra las trayectorias deseadas y las trayectorias reales de cada articulación.

En esta sección se especifica el perfil de movimiento articular de cada DoF del exoesqueleto. Las trayectorias articulares que se utilizan como entradas en los bloques *joints* corresponden a las obtenidas en la caracterización de los casos de estudio. Los resultados que se obtienen del modelo al simularlo corresponden a la ubicación espacial del elemento terminal del exoesqueleto (que corresponde a la mano del paciente) expresada como las trayectorias  $x(t)$ ,  $y(t)$  y  $z(t)$ , referidas al marco de referencia global. La Figura 5-3 muestra el sistema de referencia para la cinemática directa del ERMIS para cada grado de libertad.

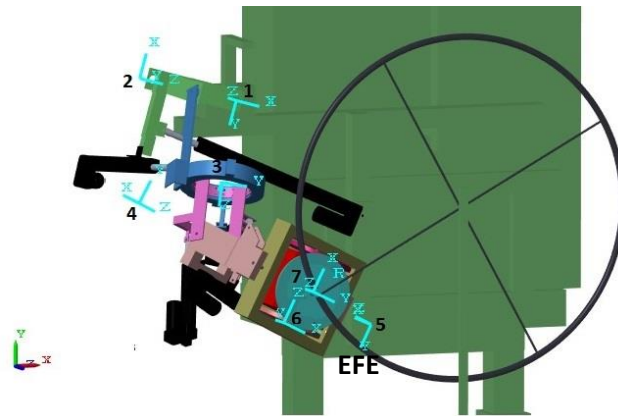


Figura 5-3 Sistemas de referencia coincidentes con los ejes de rotación del brazo.

La Figura 5-4 muestra la vista del modelo dinámico del ERMIS presentado en el Anexo 2, agrupado en un subsistema, a este bloque se le configuran las entradas y salidas necesarias para simular la cinemática directa. Por ejemplo, se agregan los datos que se obtuvieron con la medición experimental del caso de estudio 4 en cada articulación. Los datos originalmente se encuentran en un archivo que contiene un arreglo formado por el par de datos discretos, uno de amplitud angular y otro de tiempo. Después se cambian al tipo de datos *time series*. En Simulink se agrega el bloque *front file* donde se configura el tiempo de muestreo, el tipo de extrapolación para antes del primer valor y por último el tipo de interpolación de los datos con un retenedor de orden cero.

Durante la simulación del modelo se calcula la posición final del exoesqueleto que coincide con el marco de referencia EFE (extremo final del exoesqueleto), en esta articulación se conecta el bloque *Transform Sensor* que extrae las trayectorias del marco de referencia medidas respecto al marco de referencia global (bloque *World*).

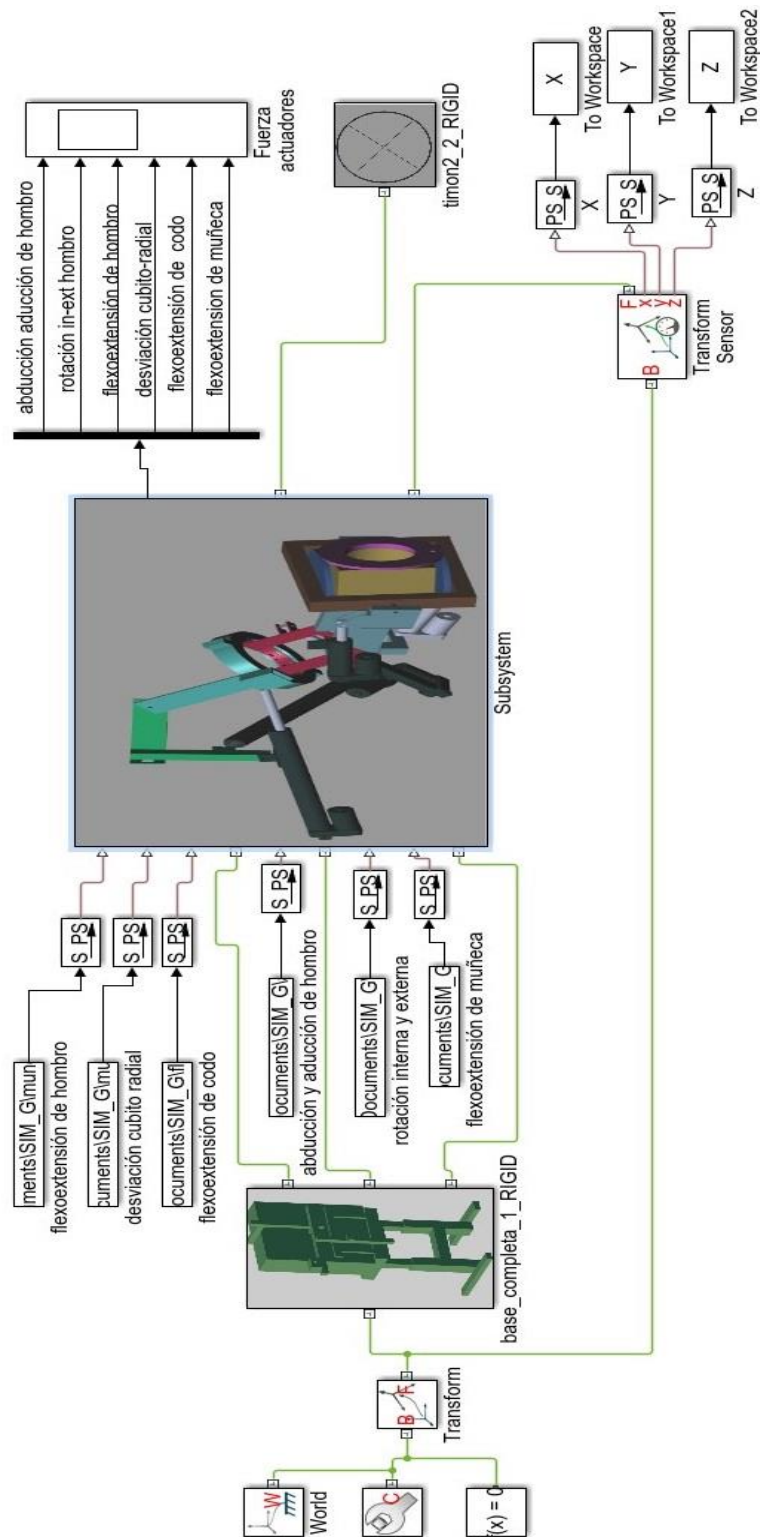


Figura 5-4 Modelo del ERMIS configurado para obtener la cinemática directa.

La Figura 5-5 muestra la trayectoria del elemento final del exoesqueleto en el sistema de referencia global, para poder obtener esta trayectoria se usa el bloque *Transform Sensor* el cual es un sensor de trayectoria para cada eje, referenciado a un marco. Se conecta al elemento terminal del exoesqueleto y así se puede observar que genera una trayectoria semicircular que representa la posición de la mano sobre el timón.

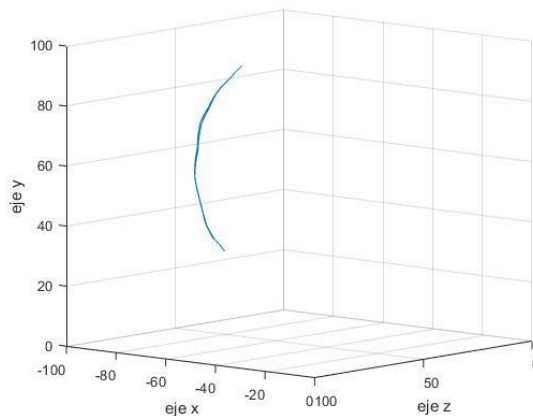


Figura 5-5 Resultado de la simulación de la cinemática directa al ingresar los datos obtenidos de la medición del ejercicio de timón mostrados sobre el marco de referencia global.

### 5.2.3 Simulación cinemática inversa

En esta sección se determina el movimiento articular del modelo del modelo del ERMIS a partir de posiciones preestablecidas en el elemento terminal.

El modelo se configuró para determinar su forma inversa. Se relacionan las coordenadas de la trayectoria del extremo final del exoesqueleto (sistema de referencia EFE) respecto al marco de referencia  $X_T, Y_T, Z_T$  conectándolo al marco de referencia global  $X_G, Y_G, Z_G$ , (ver Figura 5-6 y Figura 5-7) a través de un bloque articulación con seis entradas correspondientes a cada DoF llamado *Bushing Joint*, que proporciona las restricciones requeridas entre los dos marcos de referencia, sin representar una conexión física real entre ellos, se dice que representa una articulación virtual. Tres de los GDL del marco de referencia T trazan el patrón adecuado al ejercicio de rehabilitación (por ejemplo, un patrón semicircular para el ejercicio con el timón) generado a partir de las traslaciones  $x(t), y(t), z(t)$ , expresadas como trayectorias mediante tres bloques *Signal Builder*. Los tres GDL restantes orientan al marco de referencia adecuadamente de acuerdo con el ejercicio de rehabilitación que se está emulando. Durante la simulación se calcula automáticamente los movimientos y los pares de accionamiento en las articulaciones del exoesqueleto, los cuales han sido registrados y trazados utilizando bloques Simulink® y Matlab®.

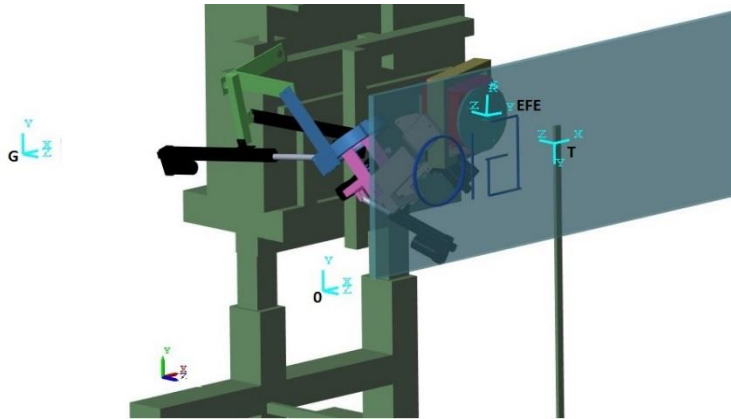


Figura 5-6 Ubicación de los marcos de referencia en el ejercicio de seguimiento de trayectorias.

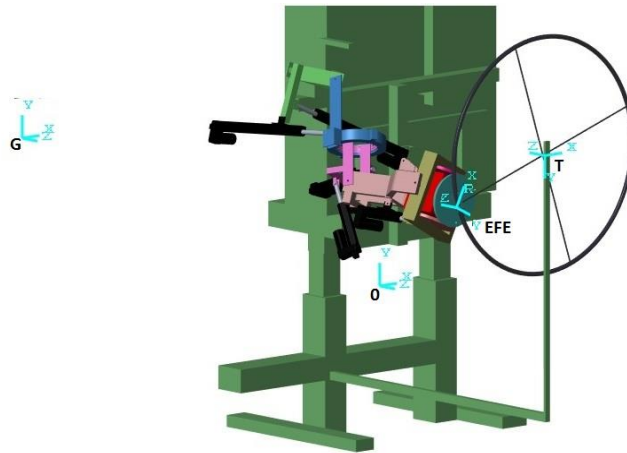


Figura 5-7 Ubicación de los marcos de referencia en el ejercicio de emulación de timón.

### 5.2.3.1 Simulación caso de estudio 2

El caso de estudio 2 trata de los ejercicios que hace el terapeuta cuando recrea con el paciente la carga y traslado de un objeto. Se han considerado tratar de dos formas, cuando el paciente mueve el objeto de atrás hacia adelante y cuando el paciente mueve el objeto de arriba hacia abajo.

En la Figura 5-8 a se muestra la trayectoria  $x(t)$  sobre el marco de referencia T, así mismo se muestra en la Figura 5-8 b la trayectoria  $y(t)$  y en la Figura 5-8 c la trayectoria  $z(t)$  correspondientes a los ejes Y y Z del sistema de referencia T. Estas trayectorias trasladan al sistema de referencia para para emular el ejercicio de carga aparente llevando a un objeto de arriba abajo. Solo se mueve sobre el eje Y del marco de referencia T y la trayectoria tridimensional es una línea recta.



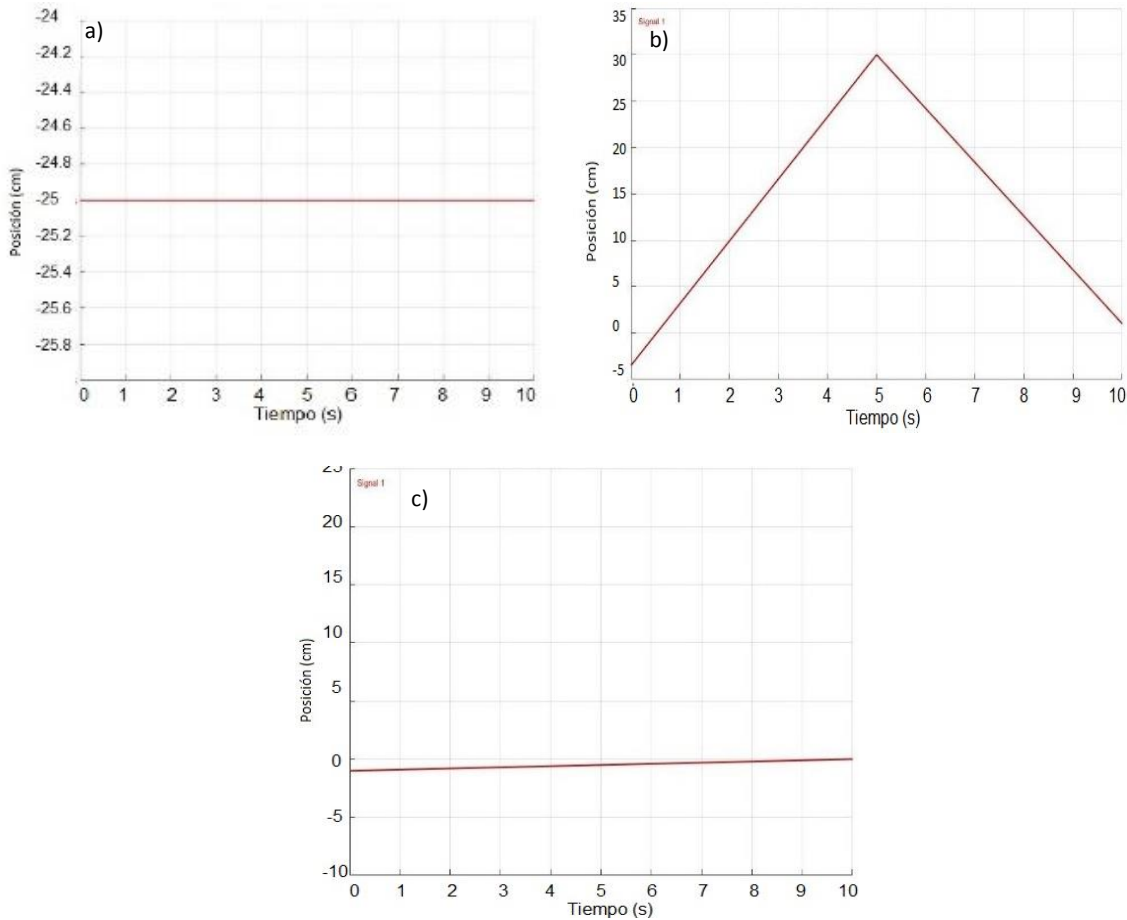


Figura 5-8 a) Trayectoria  $x(t)$  respecto al marco de referencia T para la carga arriba-abajo. b) Trayectoria  $y(t)$  respecto al marco de referencia T para la carga arriba-abajo. c) Trayectoria  $z(t)$  respecto al marco de referencia T para la carga arriba-abajo.

### 5.2.3.2 Simulación caso de estudio 3

El caso de estudio 3 considera los ejercicios de rehabilitación que se hacen cuando el terapeuta mueve el brazo del paciente a través trayectorias provenientes de tareas de la vida real, en donde mediante algún tipo de retroalimentación, le permite al paciente activar su memoria muscular. Los ejercicios seleccionados son realizar trazos en un pizarrón, en este ejercicio la retroalimentación es visual.

La Figura 5-9 a muestra la trayectoria  $x(t)$ , Figura 5-9 b muestra la trayectoria  $y(t)$  y la Figura 5-9 c muestra la trayectoria  $z(t)$ , todos sobre el marco de referencia T. La Figura 5-10 muestra la vista del modelo dinámico del ERMIS presentado en el Anexo 2 agrupado en un subsistema, a este bloque se le configuran las entradas y salidas necesarias para simular la cinemática inversa para la simulación del caso de estudio 3. El modelo está configurado para que calcule las posiciones articulares y las

fuerzas o torques de las articulaciones de los actuadores. También muestra los bloques *signal builder* que alimentan al marco de referencia T donde se encuentra la articulación virtual *bushing Joint*.

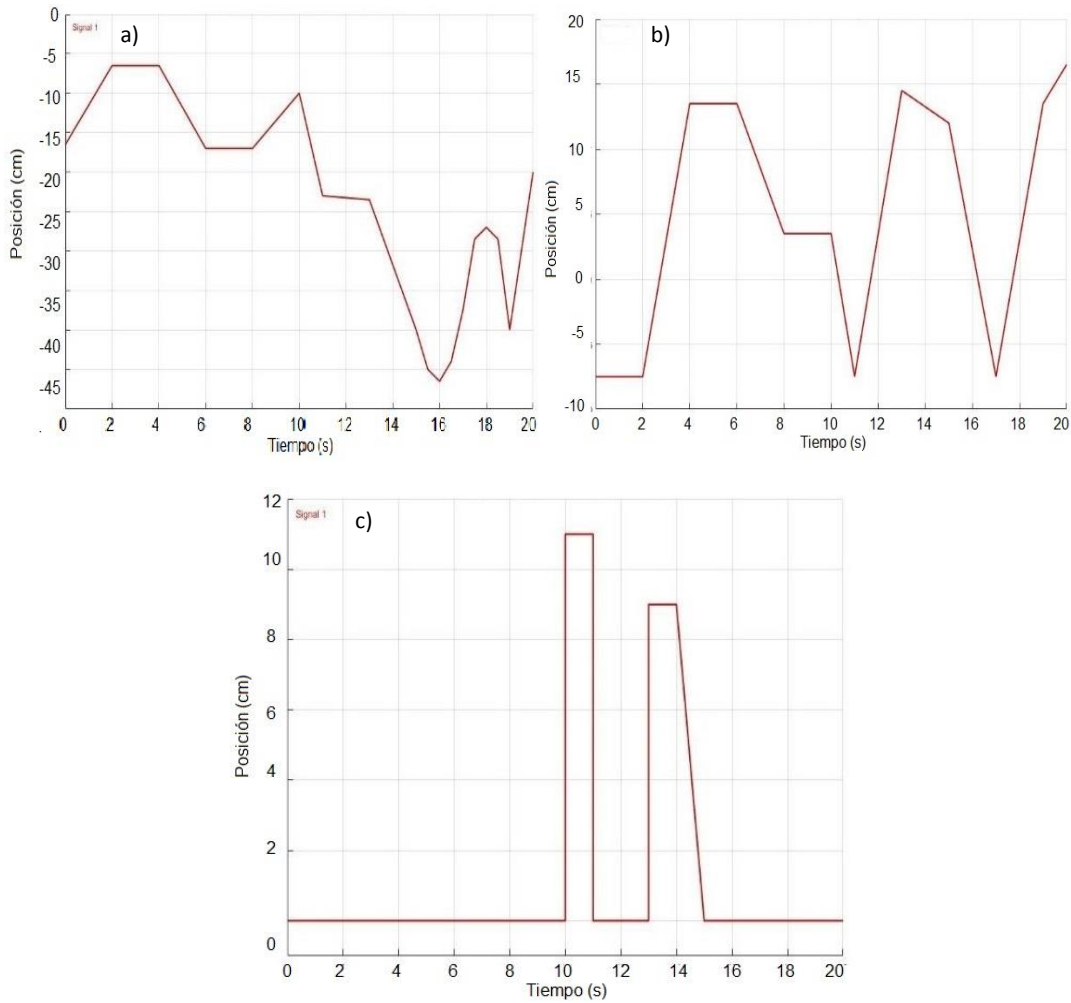


Figura 5-9 a) Trayectoria  $x(t)$  respecto al marco de referencia T para la escritura de nombre en pizarra b) Trayectoria  $y(t)$  respecto al marco de referencia T para la escritura de nombre en pizarra c) Trayectoria  $z(t)$  respecto al marco de referencia T para la escritura de nombre en pizarra.



### 5.2.3.3 Simulación caso de estudio 4

El caso de estudio 4 hace referencia a los ejercicios que se hacen el timón, se distingue frente a los demás aparatos de rehabilitación por los rangos de movimientos que pueden alcanzar los ejercicios y su versatilidad. Generalmente se usa para emular movimientos que no requieren coordinación, pero si movilizar los elementos del brazo de forma simultánea. La simulación de este ejercicio con el exoesqueleto ERMIS se hace moviendo el del extremo del exoesqueleto a lo largo del marco de referencia T en una trayectoria semicircular. El patrón semicircular esta dado por el bloque *signal builder*. En la Figura 5-11 a se muestra la trayectoria para el eje  $x(t)$ , en la Figura 5-11 b se muestra la trayectoria  $y(t)$  y en la Figura 5-11 c se muestra la trayectoria  $z(t)$ , todas sobre el marco de referencia T. La Figura 5-12 muestra la configuración en Simulink de la simulación del caso de estudio 4, se puede observar como el exoesqueleto se relaciona con el marco de referencia de la base y esta a su vez se relaciona con el marco de referencia global, está configurado para que se calcule las posiciones articulares y las fuerzas o torques de las articulaciones de los actuadores. También muestra los bloques *signal builder* que alimentan al marco de referencia T donde se encuentra la articulación virtual *bushing Joint*.

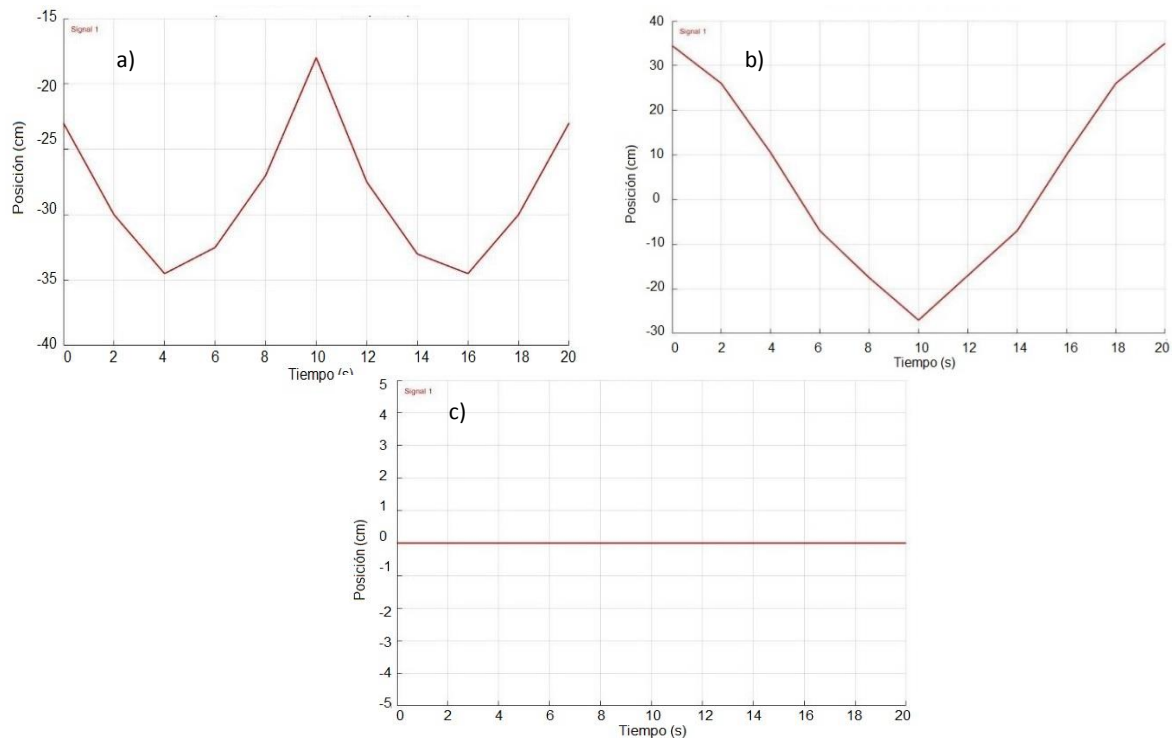


Figura 5-11 a) Trayectoria  $x(t)$  respecto al marco de referencia T para el ejercicio del timón. b) Trayectoria  $y(t)$  respecto al marco de referencia T para el ejercicio del timón. c) Trayectoria  $z(t)$  respecto al marco de referencia T para el ejercicio del timón.

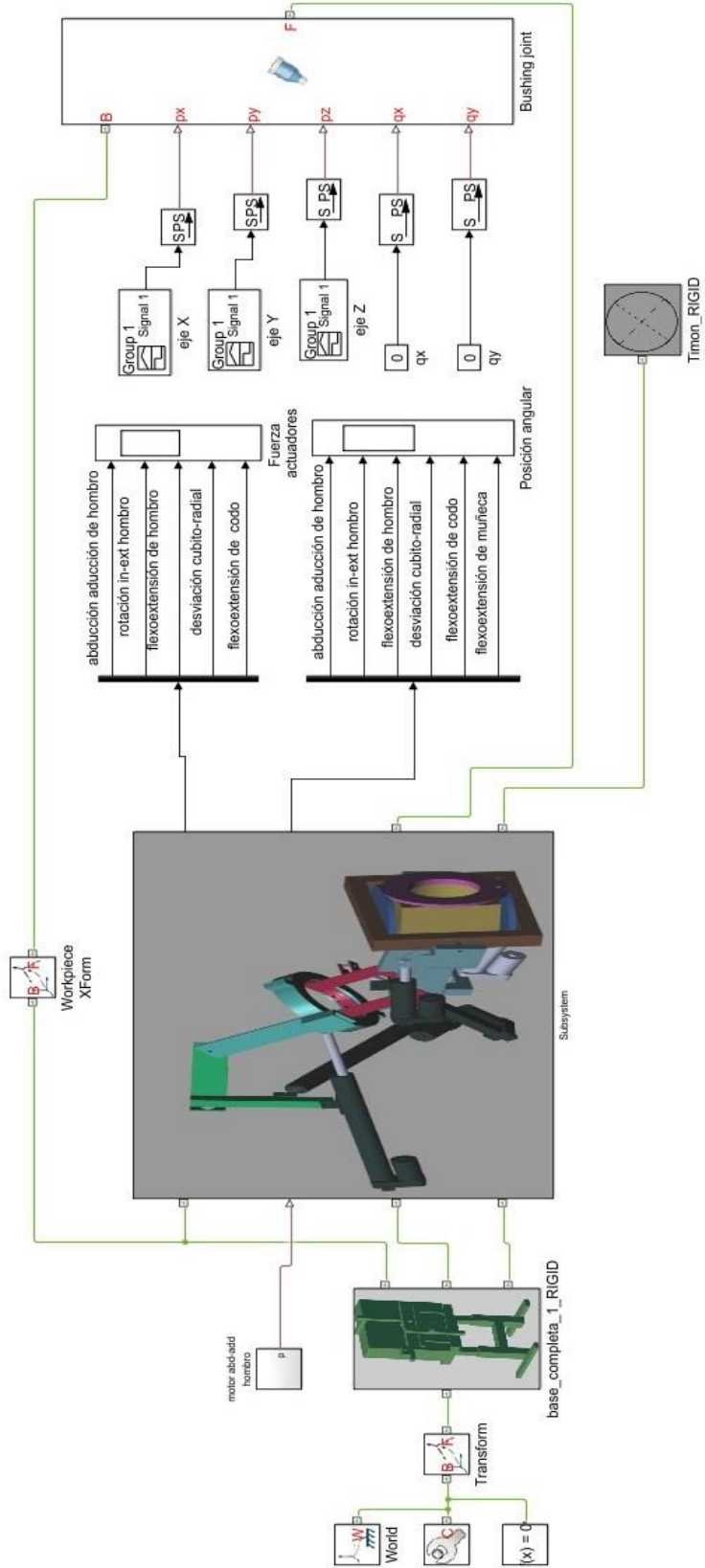


Figura 5-12 Configuración del modelo del ERMIS para la emulación del caso de estudio 4.

La simulación de la cinemática inversa genera animaciones del movimiento del exoesqueleto, para ejemplificarlas se discuten los resultados obtenidos para el caso de estudio número 4. Se seleccionó este caso debido a que los rangos de movimiento por articulación son mayores y más notorios. Además, el ejercicio del timón implica el movimiento de un mayor número de grados de libertad simultáneos. Se agregó el modelo CAD de un timón ubicado frente al exoesqueleto para que sirva como referencia al movimiento el cual se puede observar en la Figura 5-13.

En la Figura 5-13 se muestra una secuencia de imágenes de la simulación de la trayectoria de la fase 1 del ejercicio que va de  $30^\circ$  a  $180^\circ$  respecto a la vertical. Las capturas inician en la secuencia 1 de la Figura 5-13 con un tiempo de 0 s y continúan a intervalos de 1.6 s hasta llegar a la posición que se observa en la secuencia 6 con una duración de 10 s. La fase 2 de la simulación representa el regreso de a la posición de  $30^\circ$  cuando han transcurrido 20 s.

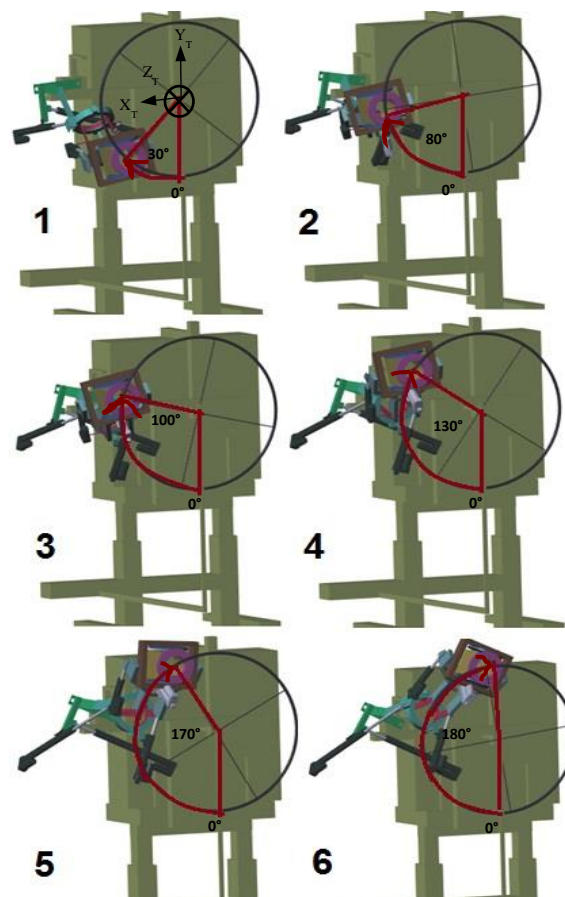


Figura 5-13 Secuencia de movimiento de la simulación de Simulink® del ejercicio de timón con el exoesqueleto durante la fase 1.

### 5.3 Control exoesqueleto

En esta sección se presenta la estrategia de control que se usa para que el MFE del ERMIS siga las trayectorias encontradas mediante simulaciones de su modelo virtual obtenido en las secciones 5.2.2 y 5.2.3.

#### 5.3.1 Control PID desacoplado

El ERMIS consiste en una cadena cinemática con un soporte de montaje de base, que permite que el brazo del paciente en bipedestación sea movilizado por el exoesqueleto, como si lo hiciera un terapeuta durante los ejercicios de rehabilitación. El exoesqueleto cuenta con 7 DoF para controlar la posición del brazo con respecto al punto de giro de la base.

El ERMIS se acciona mediante 7 motores eléctricos de DC (corriente directa por sus siglas en inglés) acopladas a un tornillo de potencia que forman el actuador lineal. La longitud de la carrera de cada actuador se mide mediante un encoder de cuadratura de pulso acoplado al eje de cada motor. Los canales A y B del encoder son procesados y sirven de retroalimentación al sistema embebido con el PID. Cada actuador tiene su propio control PID, de esta forma la estrategia de control que se ha seleccionado es un PID desacoplado. Cada controlador recibe su propia referencia y el controlador calcula el error y genera la compensación materializada como una señal eléctrica de voltaje que es amplificada por el respectivo *drive* de cada motor que compensará la carrera del actuador lineal.

En la Figura 5-14 se muestra el control propuesto. Las trayectorias están discretizadas y escaladas, estas son las consignas las cuales son cargadas en un registro que manda las referencias a cada controlador mediante un multiplexor. Cada control PID toma su valor de consigna y el valor articular medido de cada sensor. Internamente cada controlador realiza con la señal de su sensor un escalamiento de acuerdo con la carrera de su actuador. Posteriormente cada señal de salida del controlador se hace llegar a su respectivo motor.

En la Figura 5-15 se muestra el contenido de cada bloque de controlador quien calcula el error y posteriormente lo opera con las ganancias sintonizadas. El controlador incluye límites de saturación para la velocidad debido a las restricciones físicas del actuador.

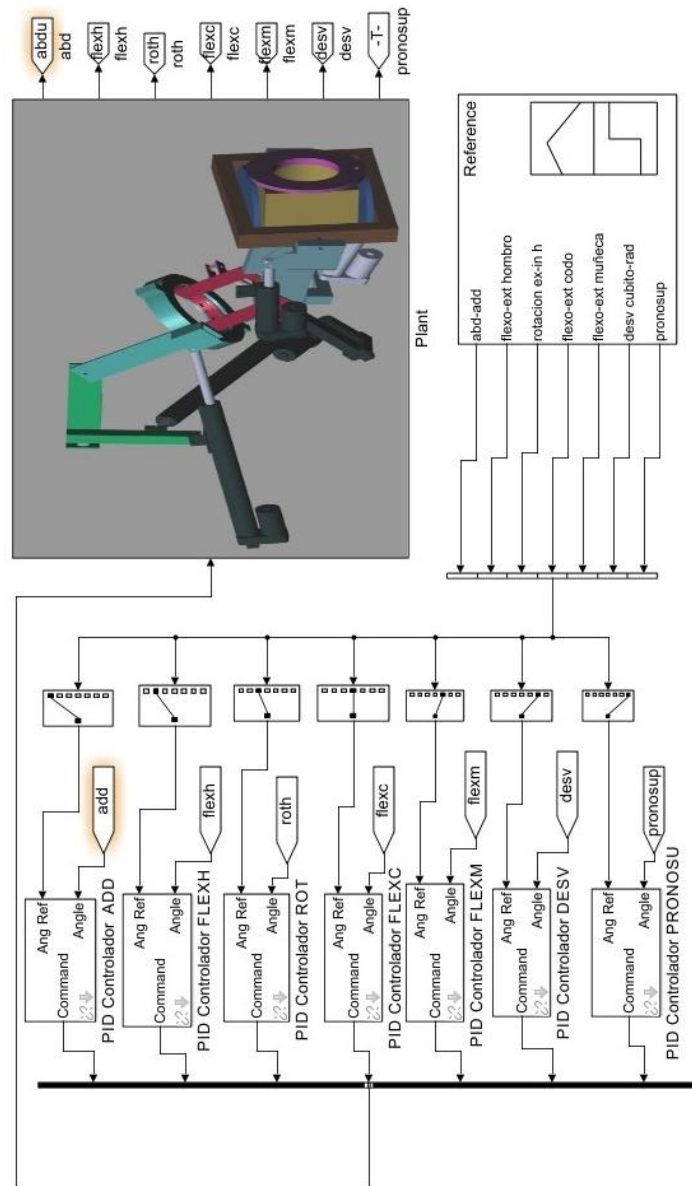


Figura 5-14 Representación del PID desacoplado

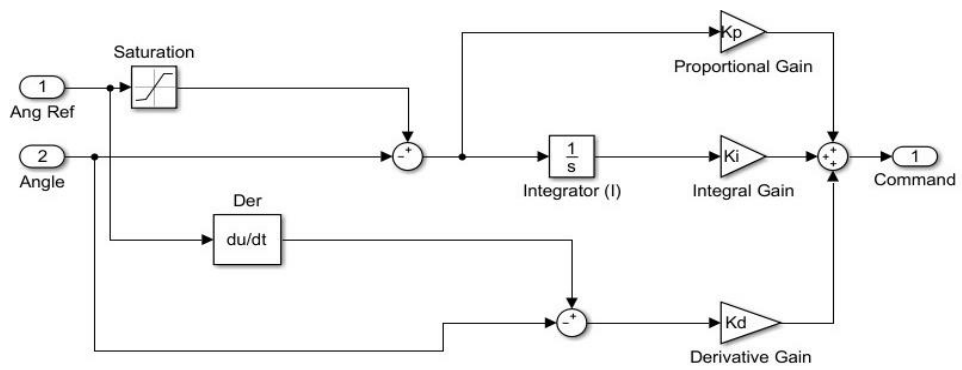


Figura 5-15 Control PID embebido.



### 5.3.2 Implementación del control

#### 5.3.2.1 Selección de actuadores sensores y drivers

Para la implementación del control lo primero que se selecciona son los actuadores lineales eléctricos. La selección de los actuadores es parte medular, características como la carrera, la velocidad y la fuerza deben ser calculadas acorde a las necesidades del sistema y posteriormente adecuadas a los dispositivos que se comercializan. El modelo dinámico permite saber la fuerza necesaria en cada actuador para que se mueva siguiendo las trayectorias deseadas. En la Figura 5-16 se muestra el gráfico de la relación velocidad vs. torque de dos modelos que tienen las características deseadas. Posteriormente a partir de las hojas técnicas se seleccionan los 4 actuadores lineales, sus características se presentan en la Tabla 5-3.

Los actuadores lineales eléctricos son motores con un reductor acoplado a un tornillo de potencia, es aquí donde se realiza la transformación de un movimiento rotacional a uno lineal mediante un husillo. Por lo general tienen capacidad de auto bloqueo, es decir solo se mueve el vástago si se mueve el motor y nunca viceversa.

La posición y velocidad de cada actuador y la retroalimentación de cada sensor de inicio y final de carrera son ingresadas a cada controlador. Las especificaciones de los sensores y su ubicación para cada actuador se encuentran en la Tabla 5-3.

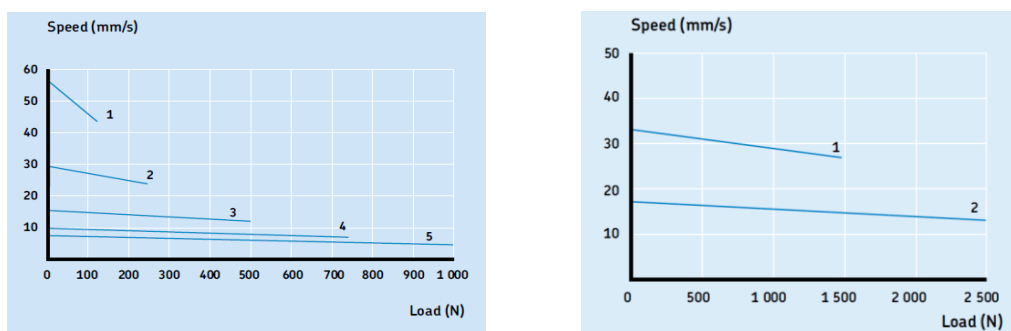


Figura 5-16 Curva característica velocidad vs. fuerza de los actuadores lineales. La derecha es la curva del modelo CAHB-10 y la izquierda es la curva del modelo CAHB-20. Fuente: [65]

Tabla 5-3 Actuadores seleccionados para el ERMIS.

| Articulación                    | Modelo | Longitud | Fuerza del actuador | Velocidad | Sensores posición  | Sensores de inicio y fin de carrera   |
|---------------------------------|--------|----------|---------------------|-----------|--|---|
| Desviación radial/cubital       | LA10E  | 100 mm   | 100 N               | 40 mm/s   | Encoder de 24 pulsos por revolución dentro del motorreductor | Dos pulsadores para inicio y fin de carrera montados sobre el exoesqueleto. |
| Codo                            | LA10E  | 350 mm   | 200 N               | 40 mm/s   | Encoder de 24 pulsos por revolución dentro del motorreductor | Dos pulsadores para inicio y fin de carrera montados sobre el exoesqueleto. |
| Rotación interna Externa hombro | LA10E  | 150mm    | 300N                | 25mm/s    | Encoder de 24 pulsos por revolución dentro del motorreductor | Dos pulsadores para inicio y fin de carrera montados sobre el exoesqueleto. |
| Flexión extensión del hombro    | L400   | 350 mm   | 3000 N              | 10 mm/s   | Encoder de 24 pulsos por revolución dentro del motorreductor | Dos pulsadores para inicio y fin de carrera montados sobre el exoesqueleto. |
| Abducción/aducción del hombro   | L400   | 350 mm   | 3000 N              | 10 mm/s   | Encoder de 24 pulsos por revolución dentro del motorreductor | Dos pulsadores para inicio y fin de carrera montados sobre el exoesqueleto. |

Los motorreductores de los engranes diferenciales son de 12 V DC, sus características se presentan en la Tabla 5-4.

Tabla 5-4 Características de los motorreductores de los engranes diferenciales.

| ítem                        | RH-5A-4402-360-E036 AL   |
|-----------------------------|--|
| Radio de reducción          | 100:1  |
| Torque máximo momentáneo    | .69 Nm   |
| Torque                      | .29 Nm   |
| Máxima velocidad rotacional | 90 r/min   |
| Velocidad rotacional        | 44 r/min   |
| masa                        | .09 kg   |
| sensor                      | encoder 360 pulsos por revolución<br>alimentación 5 V tipo conector a lineal |

El driver seleccionado para los motores DC está compuesto por dos etapas, una encargada de la velocidad o posición según esté configurado y al mismo tiempo recibe la retroalimentación de los valores del encoder. Es en este módulo donde se lleva a cabo el cálculo de la compensación y se genera la magnitud señal corregida.

La segunda etapa del driver es la que toma la señal del controlador y la amplifica para actuar sobre los motores. Esta etapa genera una señal PWM (*Wide Pulse Modulation* por sus siglas en inglés) que varía el voltaje RMS (*root mean square* por sus siglas en inglés) además de cambiar el sentido de la corriente para poder controlar la dirección de giro de los motores. Esta etapa del driver está protegida contra cortocircuitos y además cuenta con la opción de trabajar como circuito regenerativo.

En la Figura 5-17 se puede observar el diagrama simplificado del acoplamiento entre el controlador y el *driver* de potencia. Cada controlador como su correspondiente *driver* tiene la capacidad de manejar dos motores, ya sea independientemente o en modo diferencial. Cada controlador recibe dos sets de sensores correspondientes a cada uno de los actuadores.

Independientemente de si se conectan actuadores en pares o solos, cada que se energiza el controlador arranca con una rutina de inicialización independientemente de la posición de la que se parta, se debe considerar esto para evitar interferencias entre los vínculos del exoesqueleto. En la Tabla 5-5 se muestran las características técnicas de la tarjeta encargada de generar las acciones de corrección a partir de las señales de retroalimentación. Tabla 5-6 contiene las características de las tarjeta de potencia que generan las señales de alimentación para los motores. La tarjeta de control puede funcionar con diferentes tarjetas de potencia, es decir el sistema es modular, esto significa que, si al actuador en determinado momento requiere ser cambiado por uno que requiera un mayor consumo de energía, solo se cambia y no es necesario hacer mayores modificaciones.

*Tabla 5-5 Características de la tarjeta de control del driver de motores DC.*

|                          |  |
|--------------------------|--|
| <b>Modelo:</b>           | <b>Kangaroo x2</b>   |
| <b>Especificaciones:</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• 2 canales</li> <li>• Auto sintonización</li> <li>• Controlador PID: control de posición o velocidad</li> <li>• Retroalimentación por encoder de cuadratura o potenciómetro</li> <li>• Soporta sensores de inicio y final de carrera y paros mecánicos</li> <li>• Consigna por señal Analógica, R/C y entrada de comandos seriales.</li> </ul> |

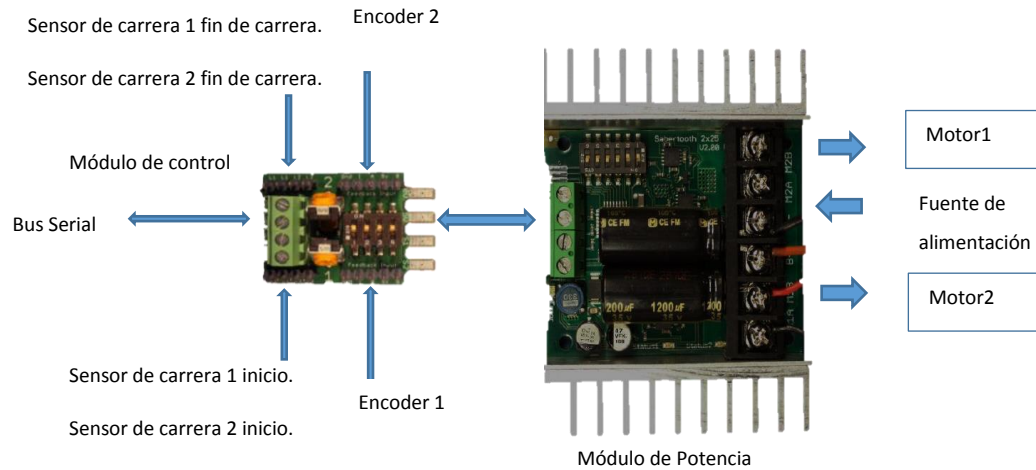


Figura 5-17 Diagrama del driver empleado para los motores DC del ERMIS.

Tabla 5-6 Características de la tarjeta de potencia del driver de motores DC.

| Modelo:                  | Sabertooth 2X12   | Sabertooth 2X32   |
|--------------------------|---|---|
| <b>Especificaciones:</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• 12 A continuos, 25 A pico por canal.</li> <li>• Hasta 24 V de entrada.</li> <li>• Drive síncrono regenerativo.</li> <li>• Frecuencias de conmutación ultrasónica.</li> <li>• Protección térmica y por sobre corriente.</li> <li>• Protección para baterías de litio.</li> <li>• Modos de entrada: Analógica, R/C, protocolo serial simplificado, serial por comandos.</li> <li>• Tamaño: 59 x 75 x 17 mm.</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• 32 A continuos, 64 A pico por canal.</li> <li>• 6-30 V de entrada.</li> <li>• Drive síncrono regenerativo.</li> <li>• Frecuencias de conmutación ultrasónica 30kHz.</li> <li>• Protección térmica y por sobre corriente.</li> <li>• Protección para baterías de litio.</li> <li>• Modos de entrada: Analógica, R/C, protocolo serial simplificado, serial por comandos.</li> <li>• Tamaño: 70 x 90 x 25 mm.</li> </ul> |

Para la sintonización de los controladores de cada actuador se utiliza una función integrada al sistema, la cual se auto sintoniza (*autotuning*) con base en una serie de pruebas y mediciones las ganancias del controlador. Durante el ciclo de *autotuning*, el sistema embebido mide varios parámetros del sistema para calcular la configuración de control automáticamente. El sistema se mueve dentro del rango seleccionado durante la configuración. El ciclo de sintonización consiste en una serie de oscilaciones y movimientos lineales entre varios puntos dentro del rango definido a

diferentes velocidades y potencias del motor. Si se usan dos canales (dos actuadores), el movimiento alternará entre ambos. Cuando el ciclo de *autotuning* haya finalizado con éxito, los motores se detienen y un indicador luminoso se alarma de manera continua. Si el indicador está parpadeando, significa que el procedimiento no fue exitoso. El número de parpadeos corresponde al número de error que provocó que el *autotuning* haya fallado.

### 5.3.2.2 Selección de manager

El manejo de la interfaz hombre máquina, la carga de las trayectorias y la distribución de las consignas a cada controlador se ha descargado en un PLC S7-1200. Para seleccionar este dispositivo se ha considerado el *know-how* que existe en su entorno de desarrollo que incluye la plataforma de software (TIA PORTAL) para desarrollo de proyectos y la cantidad de información relacionado a su hardware. El desarrollo del proyecto presentado en este documento cuenta con un margen de tiempo limitado y para ser satisfecho requiere desarrollos en hardware y software rápidos y confiables. Sin embargo, de acuerdo con la metodología empleada los diferentes sistemas que contienen el control y sincronización de señales deben ser modulares y puede, si existiera la necesidad, actualizarse por sistemas que cumplan nuevos requerimientos planteados. El modelo de PLC (Programable Logic Control por sus siglas en inglés) que se usa es el CPU 214 DC/DC/DC y sus características se encuentran en la Tabla 5-7.

Tabla 5-7 Características del CPU S7-1200.

| Modelo PLC  | Características   |
|---|---|
| <b>S7 1200</b><br><b>CPU 1214c DC/DC/DC</b><br><b>Numero de parte 6ES7 214-1AG40-0XB0</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Memoria de trabajo 100KB.</li> <li>• Fuente de alimentación 24V DC.</li> <li>• Con 14 x 24V DC entradas digitales.</li> <li>• Con 10 x 24V DC salidas digitales.</li> <li>• Con 2 entradas analógicas integradas.</li> <li>• 6 contadores rápidos.</li> <li>• 4 salidas de impulso integradas (PTO/PWM).</li> <li>• 1 entradas para <i>Signal Board</i> de entradas y salidas.</li> <li>• Hasta 3 módulos de comunicaciones para comunicación serie.</li> <li>• Hasta 8 módulos de señales para ampliación E/S.</li> <li>• Con 0,04ms/1000 instrucciones.</li> <li>• Interfaz PROFINET para programación, HMI y comunicación PLC-PLC.</li> </ul> |

Para desarrollar la aplicación que organiza las trayectorias en el CPU S7 1200 se utiliza el lenguaje SCL (Structured Controlled Language por sus siglas en ingles). Por estas funciones en particular se selecciona el SCL para TIA Portal, que facilita la programación y se ajusta a estándar DIN EN-61131-3 (IEC 1131-3) siendo un lenguaje que usa texto estructurado basado en PASCAL [66].

De las opciones que tiene el controlador para recibir la secuencias se ha seleccionado la RC la cual utiliza una señal digital en donde la duración de su estado alto es codificada como la posición absoluta que el actuador tomará. Esta señal requiere una frecuencia de 20 ms y un ciclo de trabajo (*duty cycle*) de 1 a 2 ms, donde una duración de 1 ms es la posición de inicio de carrera y una duración de 2 ms es la posición final de carrera del actuador, estas posiciones han sido previamente establecidas con el *autotuning* o de forma manual con la aplicación para PC.

El CPU 1214c es capaz de crear cada señal usando uno los 4 generados de impulso PTO/PWM que tiene. Los parámetros que se configuran para generar la señal se muestran en la Tabla 5-8. Con estos valores se tiene incrementos de 1  $\mu$ s en el ciclo de trabajo. Considerando que el rango de la consigna que se requiere cubrir es de 1 ms, entonces se tiene una resolución de 1000 pasos.

Tabla 5-8 Configuración del PTO/PWM 1214c.

|                                       |                                     |
|---------------------------------------|-------------------------------------|
| <b>PTO/PWM1 (uno de los 4)</b>        | <b>Activar generador de impulso</b> |
| <b>Tipo de señal</b>                  | PWM                                 |
| <b>Base de tiempo</b>                 | Microsegundos                       |
| <b>Formato de duración de impulso</b> | Formato analógico S7                |
| <b>Tiempo de ciclo</b>                | 20000 $\mu$ s                       |
| <b>Duración de impulso inicial</b>    | 1400                                |
| <b>Salida de impulso</b>              | %0.0 (cualquier salida de 100 KHz)  |

Las trayectorias de referencia discretizadas para cada actuador están dadas en grados o distancias, según corresponda. Estas magnitudes físicas deben transformarse para que correspondan con los rangos del ciclo de trabajo de la señal consigna de cada actuador. Se ocupan las funciones de normalizado y escalado del ambiente de desarrollo TIA Portal, con el propósito de optimizar las operaciones aritméticas. La Tabla 5-9 muestra los rangos que se emplearon para cada controlador. Una vez registrados los datos por la interfaz de usuario o cargados desde un archivo, son normalizados y escalados para que se encuentren disponibles en la ejecución del ejercicio.

Debido a que cada CPU 1214C solo tiene cuatro salidas PTO/PWM es necesario usar otro CPU conectado en red, de tal forma que uno inicie la comunicación y el otro responda. Se utiliza el protocolo de comunicación TCP vía ethernet.

Tabla 5-9 Parámetros de normalización y escalado.

| Articulación                  | Rango normalización (Min-Max) | Rango para escalado (Min-Max) |
|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Abducción Aducción del hombro | 2-18 cm                       | 1000-2000                     |
| Flexo/extensión del hombro    | 2-32 cm                       | 1000-2000                     |
| Rotación interna/externa      | 2-19 cm                       | 1000-2000                     |
| Flexo/extensión del codo      | 2-17 cm                       | 1000-2000                     |
| Desviación radio cubital      | 2-12 cm                       | 1000-2000                     |
| Flexo/extensión de la muñeca  | 60°                           | 1000-2000                     |
| Pronosupinación de la muñeca  | 60°                           | 1000-2000                     |

El CPU 1 contiene las trayectorias previamente cargadas, establece la conexión y manda los valores de referencia al CPU 2 en paquetes de datos. Para que los datos sean mandados independientemente al programa principal y ha intervalos de tiempo definidos se utiliza una interrupción cíclica de 100 ms. así se mantiene actualizado el bloque de datos que contiene las referencias del CPU 1 y del CPU 2. Tanto el CPU 1 como el CPU 2 mantienen los registros del PTO/PWM con otra interrupción cíclica a 50 ms de esta forma. Los generadores de la señal de referencia siempre se mantienen actualizados.

La HMI que se selecciona es una TP 177B 6 PN/DP cuyas características se pueden ver en la Tabla 5-10. Se conecta al CPU 1 mediante el protocolo Ethernet s7-1200.

Tabla 5-10 Características HMI.

| Modelo HMI  | Características  |
|---|--|
| TP 177B 6 PN/DP CPU 1214c DC/DC/DC<br>Numero de parte 6AV6 642-8BA10-0AA0 | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Pantalla de 5.7" tecnología STN</li> <li>• 320 x 240 píxeles</li> <li>• Pantalla táctil de 256 Colores</li> <li>• 1 puerto MPI/PROFIBUS DP</li> <li>• 1 puerto PROFINET</li> <li>• 1 puerto serie</li> <li>• 1 puerto USB</li> <li>• 1 ranura para Multimedia Card</li> </ul> |

En la Figura 5-18 se observa el conjunto modular que forma el PLC con la HMI, en este caso el PLC cuenta con su propia fuente que es suficiente para él, los módulos drive cuentan con su respectiva fuente ya que su consumo es mayor. La interfaz con la que se hicieron todas las pruebas es una HMI con un tamaño que no satisface las necesidades de operación, pero permite trabajar con los aspectos más importantes. El sistema electrónico para controlar el MFE del ERMIS se puede observar en la Figura 5-19.

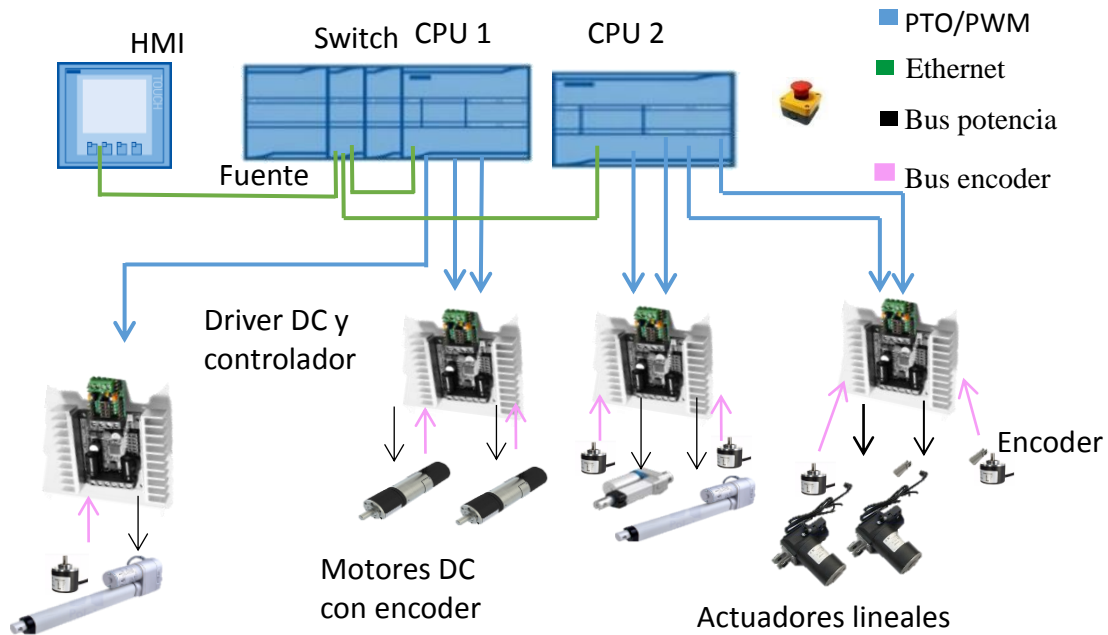


Figura 5-18 Esquema del sistema electrónico del ERMIS



Figura 5-19 Sistema Electrónico del ERMIS.



### 5.3.2.3 Diseño de interfaz hombre máquina

La interfaz hombre máquina tiene que cumplir con las restricciones planteadas desde las primeras etapas de la metodología, las cuales se resumen en la capacidad de controlar y monitorizar la ejecución de los ejercicios de los casos de estudio, además de cubrir las funciones necesarias de arranque y puesta en marcha del sistema. Así se plantean las siguientes funciones principales:

- Arranque.
- Carga de trayectorias y escalado.
- Creación de trayectorias desde panel.
- Ejecución de trayectorias.
- Paro, pausa y *home*.

A continuación, se describen brevemente las funciones principales del sistema.

#### 5.3.2.3.1 Creación trayectoria

Está formada por una pantalla con 7 indicadores tipo “barra” que muestran la posición angular de cada DoF (ver Figura 5-20). Cada Indicador tiene dos botones que le permiten aumentar o disminuir la posición angular según corresponda. De esta forma el terapeuta puede configurar el set de posiciones de las 7 referencias de los actuadores.

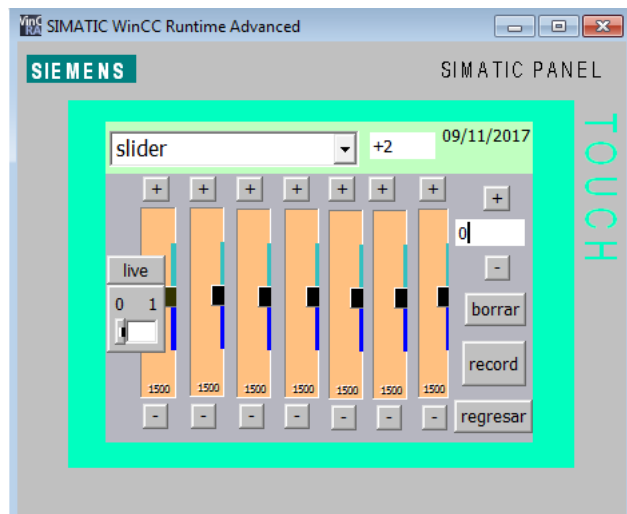


Figura 5-20 Pantalla de edición de trayectorias.

Un conjunto de botones permite seleccionar entre tres opciones. La primera permite mover los actuadores en tiempo real de acuerdo con las modificaciones de los indicadores de barra. La

segunda opción permite modificar los valores articulares, pero no se refleja en las consignas de los actuadores y por tal motivo no se mueven, estos valores se pueden ingresar en un bloque de datos nuevo, donde se pueden ir almacenando los valores para que posteriormente puedan reproducirse. La tercera opción permite abrir una trayectoria, donde aparecen cada conjunto de datos para determinado tiempo desplegados en las barras indicadoras, estos son editables y se puede modificar para que posteriormente se puedan ejecutar.

#### 5.3.2.3.2 Función ejecutar

Esta función permite abrir una de las trayectorias cargadas y ejecutarla. Tiene una entrada de datos tipo simbólico que permite configurar el tiempo que se mantiene el set de valores hasta la siguiente actualización. Estos valores activan una subrutina en el CPU 1 que activa una interrupción cíclica para mandar las trayectorias de acuerdo con el tiempo seleccionado.

Dadas las velocidades que pueden alcanzar los actuadores, los tiempos de actualización de las trayectorias discretas son mayores a los planteados en la simulación. Mientras que en la simulación se usaban tiempos de 0.333 s, la ejecución real requiere tiempos de 1 s. En esta función también están presentes los botones de paro, home y final de carrera para llevar a posiciones iniciales al ERMIS

Los ejercicios del caso de estudio 1 se pueden trabajar con la función de creación modificación de consignas y posteriormente con la de ejecutar ajustando el tiempo de actualización de trayectorias a uno adecuado según la amplitud del rango de movimiento, solo se modificaría uno de los DoF mientras que los otros permanecerían en la misma posición.

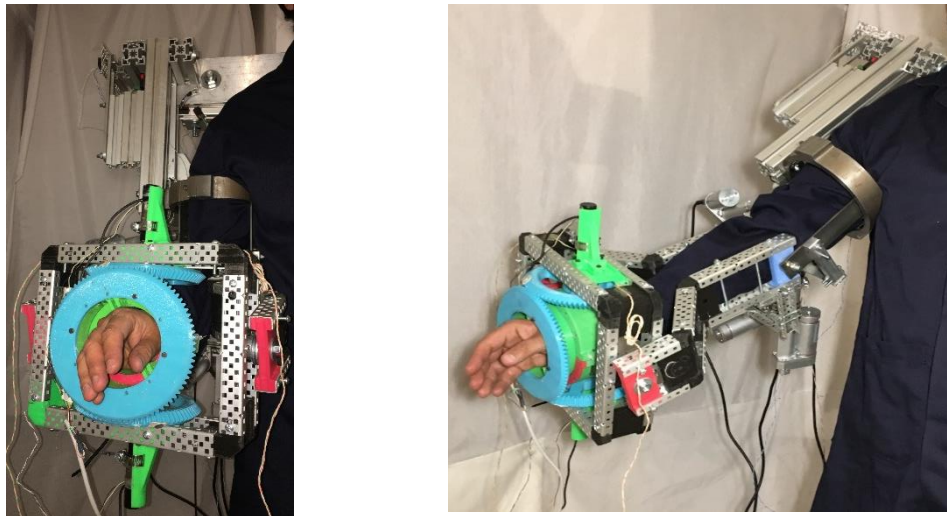
Los ejercicios del caso de estudio 2 al igual del caso de estudio 4 se pueden trabajar de acuerdo con la función de carga de trayectorias calculadas con anterioridad y la función de ejecución. Las trayectorias previamente se obtienen de la síntesis del modelo cinemático inverso del ERMIS mostrado en la sección 5.2.3 donde se obtiene las trayectorias articulares para que el elemento terminal del exoesqueleto efectúe un movimiento rectilíneo.

El caso de estudio 3 puede trabajarse al igual que el 2 y el 4, pero debido a la complejidad y variedad que las trayectorias pueden tener se considera mejor opción crearlas desde panel.

## 5.4 Experimentos

El MDF se construyó de acuerdo con lo planteado en la sección 4.3 y a la sección 5.3 lo primero que se hizo evidente fue la holgura entre los pivotes y las articulaciones de todos los elementos del exoesqueleto tanto los que forman parte de la cadena cinemática como los que forman parte del sistema de transmisión. Estos desajustes causaron en las primeras pruebas que las relaciones entre las longitudes y los centros de giro de las transmisiones al ser movilizadas por el actuador generen rangos de movimiento diferentes a los observados durante la simulación. Los errores provocados por las holguras se pueden evitar con técnicas de manufactura adecuadas tomando en cuenta las tolerancias necesarias.

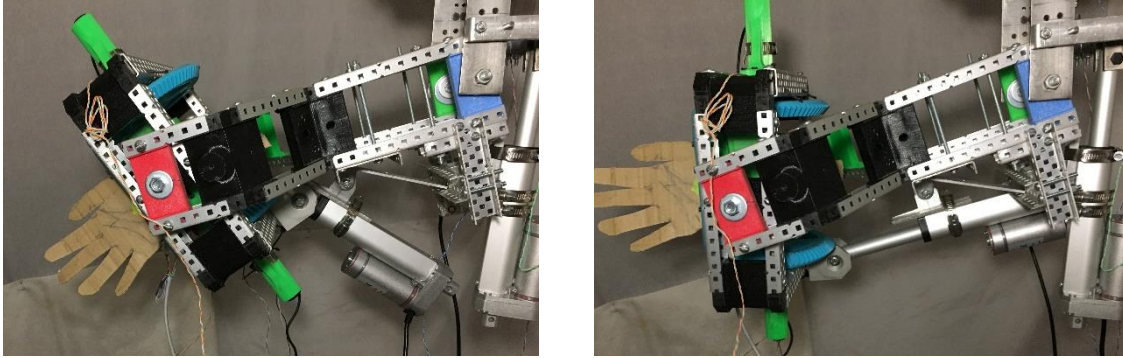
La holgura en el sistema del codo fue la más evidente  $\pm 10^\circ$  y se modificaron ciertos elementos mejorando su comportamiento. Continuando con las pruebas del caso de estudio 1 la Figura 5-21 muestra diversas configuraciones para los sistemas del codo con un rango de movimiento de  $70^\circ$ , las imágenes muestran como es la conexión entre el exoesqueleto y un paciente ya que se puede apreciar cómo el brazo entra en el exoesqueleto y permanece en él.



*Figura 5-21 Prueba del ERMIS haciendo la flexión-extensión del codo.*

La Figura 5-22 muestra diversas configuraciones para sistemas de la desviación radio-cubital con un rango de movimiento de  $50^\circ$ . La Figura 5-23 muestra diversas configuraciones para sistemas de la flexo-extensión del hombro con un rango de movimiento de  $90^\circ$ . La Figura 5-24 muestra diversas configuraciones para los sistemas de rotación interna-externa del hombro con un rango de movimiento de  $90^\circ$ . Por último, la Figura 5-25 muestra la Abducción-aducción de hombro con un

rango de movimiento de 50°. Se realizaron 50 pruebas con el MFE para poder obtener la precisión, repetibilidad y resolución del ERMIS que se presentan más adelante. La Tabla 5-11 muestra las velocidades angulares de cada movimiento.



*Figura 5-22 Prueba del ERMIS haciendo la desviación radio-cubital.*



*Figura 5-23 Prueba del ERMIS haciendo la flexión-extensión del hombro.*



*Figura 5-24 Prueba del ERMIS haciendo la rotación interna externa del hombro.*



Figura 5-25. Prueba del ERMIS P haciendo la abducción-aducción del hombro.

Tabla 5-11 Velocidades angulares de las articulaciones del ERMIS.

| Movimiento        | Velocidad Angular | Movimiento          | Velocidad angular |
|-------------------|-------------------|---------------------|-------------------|
| Aducción          | 20°/s             | Abducción           | 30°/s             |
| Flexión de hombro | 8°/s              | Extensión de hombro | 15°/s             |
| R. externa        | 5°/s              | R. interna          | 5°/s              |
| Flexión de codo   | 27.5°/s           | Extensión de codo   | 18.3° /s          |
| Des. Cubital      | 14°/s             | Desv. Radial        | 14°/s             |
| Flexión de muñeca | 11°/s             | Extensión de muñeca | 11°/s             |
| Pronación         | 12°/s             | Supinación          | 12°/S             |

## Capítulo 6 Resultados y discusión

### 6.1 Resultados del caso de estudio 2. Ejercicio con carga aparente.

Se obtuvieron los resultados con el sistema de adquisición de datos que se propone en el punto 3.3.2 de este documento, en las Figura 6-1 se muestran las dinámicas de la simulación para cada DoF apareciendo en línea continua azul y se comparan con la adquisición de datos experimentales apareciendo en línea punteada para así poder establecer el error que aparece en la línea continua verde, para este ejercicio el exoesqueleto realiza movimientos simulando la carga de un objeto moviéndolo de arriba hacia abajo. El análisis de los datos y de la simulación se realizó en un lapso de 10s. Para la abd-add la magnitud de movimientos es relativamente pequeña que solo se ocupan 2°, mientras que la rotación interna y externa del hombro se mantiene en 0°, para la flexo-extensión tiene una magnitud de 20°, el sistema del codo el movimiento de flexo-extensión genera una magnitud de 50° para el caso de la pronosupinación el movimiento es nulo así que no se presentan los valores, para los movimientos de la muñeca el movimiento de desviación cubito-radial tiene una magnitud de 60° el movimiento de flexo-extensión no actúa en la realización de este ejercicio.

La Figura 6-2 muestra las fuerzas que cada uno de los actuadores necesita para poder realizar los movimientos a lo largo de las trayectorias de este ejercicio. En la Tabla 6-1 aparecen los valores máximos de fuerza pasados por un filtro pasa baja para cada actuador y los valores picos que arroja la simulación. Se aprecia que en este ejercicio el actuador que realiza más trabajo es el de la flexo-extensión del hombro debido a que el brazo se extiende hacia enfrente y es aquí donde el centro de masa está más alejado del pivote de rotación produciendo mayor par, al hacer un comparativo con el valor de la fuerza del actuador que se usó en el MFE de ERMIS que se muestran en la sección 5.3.2.1 se concluye que el actuador para la flexo-extensión seleccionado cumplen con valores necesarios.

Tabla 6-1 Fuerzas de los actuadores en el caso de estudio 2.

|                                    | Fuerza Máxima | Fuerza Pico |
|------------------------------------|---------------|-------------|
| Abducción aducción de hombro       | 24.8 N        | 26.3 N      |
| Flexo extensión de hombro          | 106 N         | 108 N       |
| Rotación interna externa de hombro | 19 N          | -0.28 N     |
| Flexo extensión de codo            | 25.3 N        | No aplica   |
| Desviación radio cubital           | -3 a 2.7 N    | -3.2 N      |

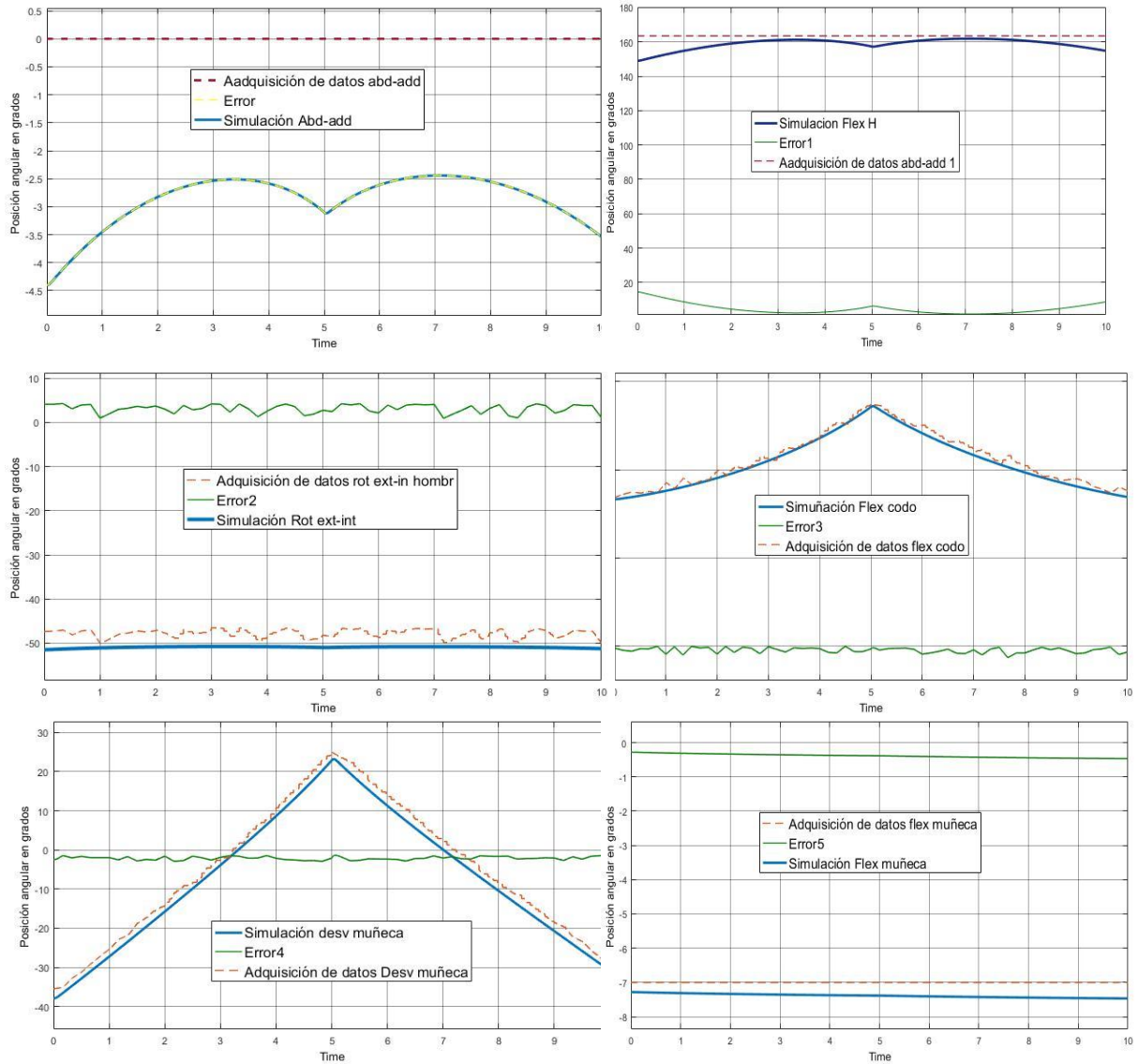


Figura 6-1 Trayectorias de los movimientos de las articulaciones del caso de estudio 2.

Los picos que se muestran en la Figura 6-2 hacen referencia a las trayectorias para cada grado de libertad, estas tienen cambios de dirección abruptos, los actuadores necesitan ejercer fuerzas mayores a las que aparecen en las trayectorias que tiene movimientos suaves con el fin de permitir que a lo largo de la cadena cinemática se mantengan las trayectorias deseadas.

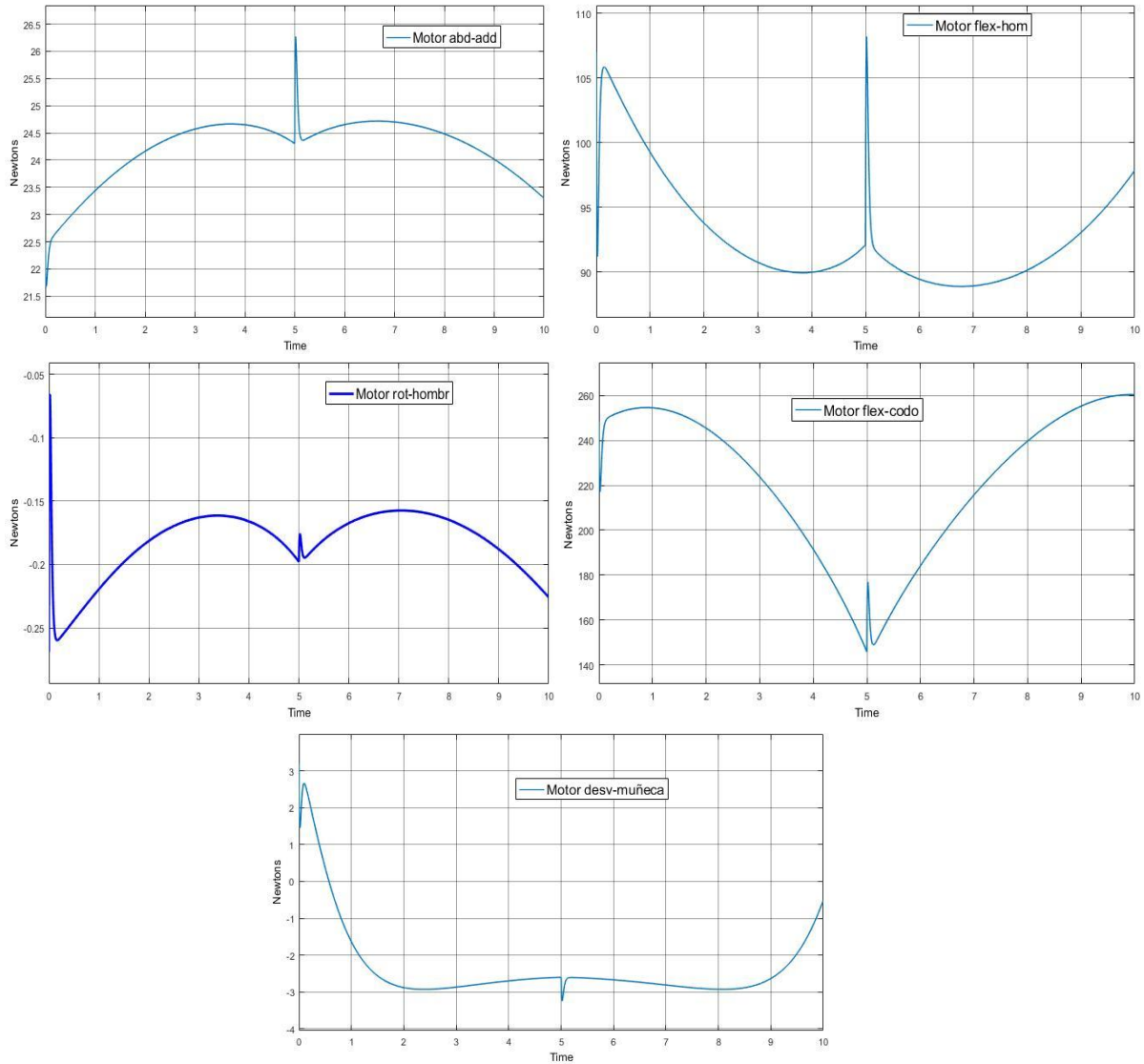


Figura 6-2 Fuerza y torque de los actuadores del caso de estudio 2.

## 6.2 Resultados del caso de estudio 3. Activación de la memoria de músculo a través del seguimiento de trayectorias.

Para este caso de estudio no se realizó la adquisición de datos por la complejidad de las trayectorias y solo se obtuvieron las trayectorias provenientes de la simulación mostradas en Figura 6-3, las cuales indican la posición angular de cada articulación durante la emulación del ejercicio. Para el sistema del hombro, el movimiento de abducción-aducción tiene una amplitud de movimiento de  $35^\circ$ , la flexo-extensión tiene una amplitud de  $35^\circ$  y la rotación interna-externa tiene una amplitud de  $60^\circ$ . El movimiento de flexo-extensión del codo tiene una amplitud de  $50^\circ$ . El movimiento de



pronosupinación mantiene un rango nulo. La muñeca genera dos movimientos: la desviación cubito radial presenta  $45^\circ$  de amplitud y la flexo-extensión tiene  $52^\circ$  necesarios para poder realizar el ejercicio.

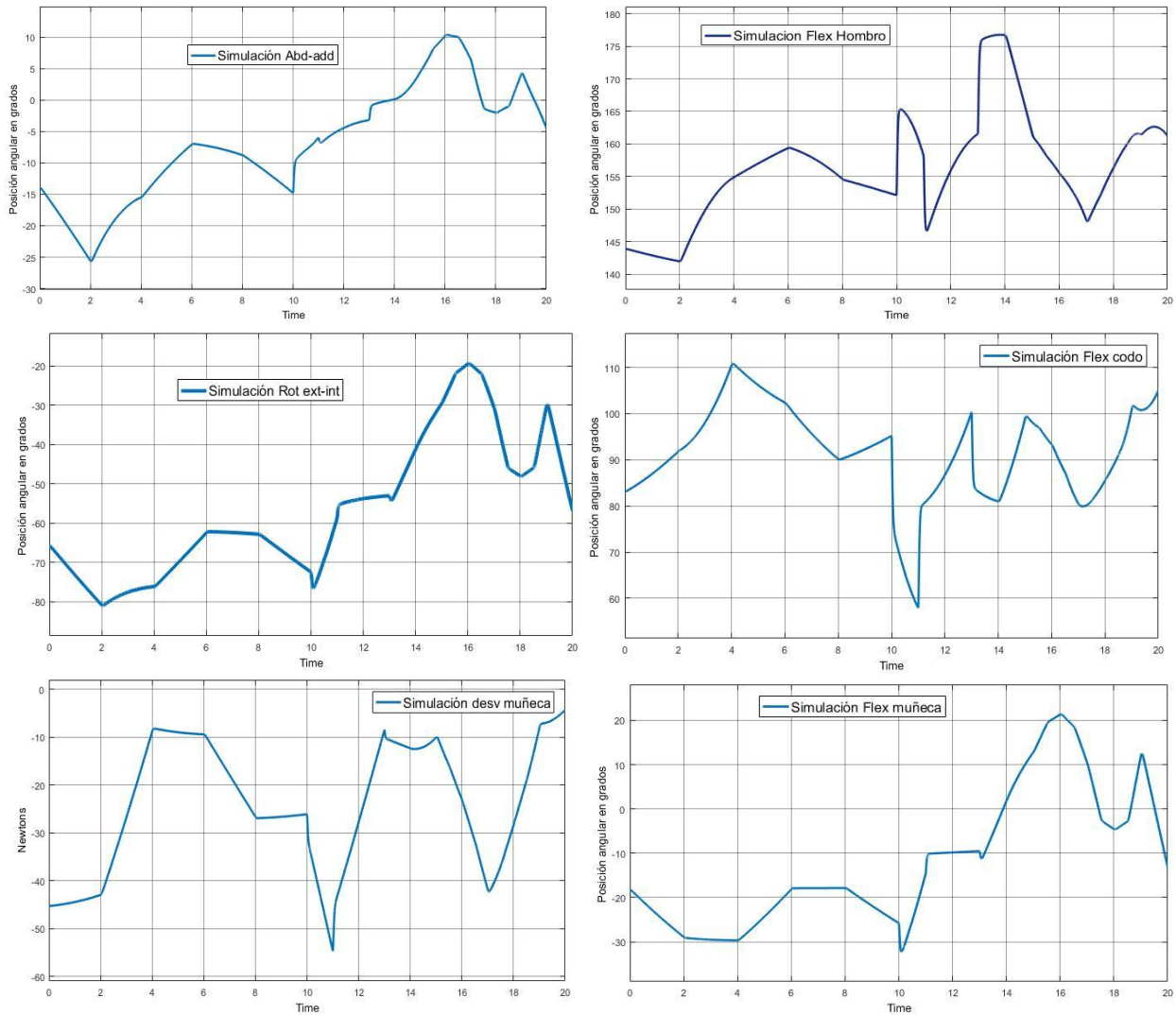


Figura 6-3 Trayectorias de los variables articulares para el caso de estudio 3.

La Figura 6-4 muestra la fuerza que cada actuador necesita para poder realizar los movimientos a lo largo de la trayectoria del ejercicio de seguimiento de trayectorias en una pizarra. Las fuerzas son considerablemente menores en este ejercicio debido a que los movimientos permanecen cerca del exoesqueleto y las amplitudes de los movimientos son menores, sin embargo, la dinámica de los movimientos es mayor y los cambios de dirección generan picos en la evolución de las fuerzas. Los valores negativos que aparecen significan que el actuador lineal está jalando, mientras que los positivos significan que el actuador este empujando. En la Tabla 6-2 se muestran los valores

máximos filtrados y los valores pico que superan ampliamente a los primeros. Esto se debe a los cambios de dirección en las trayectorias, el controlador de los actuadores y su transmisión en el MFE debe tener la capacidad de mitigar con estas fuerzas.

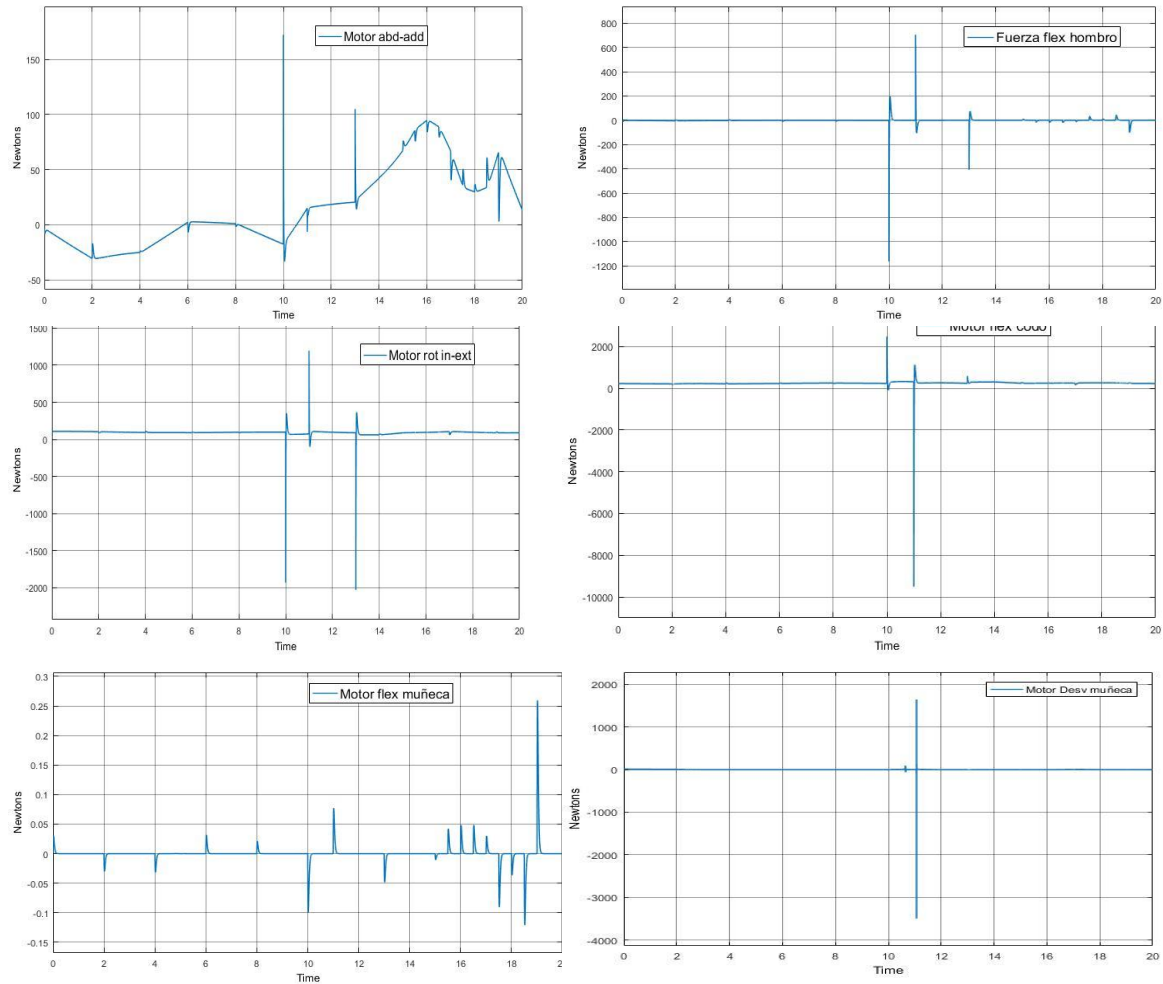


Figura 6-4 Fuerza y torque de los actuadores en el caso de estudio 3.

Tabla 6-2 Fuerzas en los actuadores caso de estudio 3.

|                                    | Valor        | Valor pico     |
|------------------------------------|--------------|----------------|
| Abducción aducción de hombro       | -25 N a 90 N | 175 N          |
| Flexo extensión de hombro          | 0 N          | 0 N            |
| Rotación interna externa de hombro | 100 N        | -2000 N/1200 N |
| Flexo extensión de codo            | 0 N          | -9500 N/2500 N |
| Desviación radio cubital           | 0 N          | -3000 N/1800 N |
| Flexión muñeca                     | 0 N          | -0.12 N/0.26 N |

### 6.3 Resultados del caso de estudio 4. Emulación de rueda de brazo.

Se discuten los resultados obtenidos para el caso de estudio 4 correspondiente al ejercicio de emulación del timón. El ERMIS sigue las trayectorias que se obtuvieron de la adquisición de datos de cada articulación durante la ejecución del ejercicio de timón de frente, logrando recrear el ejercicio sin necesidad del timón.

En la Figura 6-5 se muestran las dinámicas de la simulación para cada DoF apareciendo en línea continua azul y se comparan con la adquisición de datos experimentales apareciendo en línea punteada para así poder establecer el error que aparece en la línea continua verde que existe al realizar el ejercicio de timón de frente. Para evaluar la capacidad del ERMIS al seguir las trayectorias del ejercicio del timón en la ABD-ADD, se comparan la amplitud de la curva de 40° proveniente de los datos muestreados contra los 38° provenientes de la simulación, El desempeño del ERMIS siguiendo trayectorias en la flexo-extensión del hombro, se compara la amplitud del movimiento en los datos muestreados de 58° contra la amplitud de movimiento de la simulación de 52°, tanto la amplitud de movimiento de la rotación interna-externa del hombro con los datos muestreados como los obtenidos de la simulación tienen una amplitud de 43°, el ERMIS en su capacidad de seguir la trayectoria del codo se contrastan las curvas de la magnitud angular de los datos muestreados de 67° contra la amplitud del movimiento en la simulación de 63°. La evaluación del ERMIS siguiendo la trayectoria del flexo-extensión de la muñeca se hace comparando los 88° de la amplitud del movimiento de los datos muestreados contra los de los 72° de amplitud obtenidos de la simulación, tanto la pronación como la desviación cubito radial no participan en este ejercicio.

La Tabla 6-3 muestra los valores filtrados de fuerza máximos que los actuadores necesitan eje para mover el exoesqueleto en las trayectorias del ejercicio de timón en la Figura 6-6 se puede ver a detalle el comportamiento de cada actuador. Este ejercicio requiere extender el brazo en la abducción y en la extensión y los actuadores correspondientes a estas articulaciones requieren torques mayores, sin embargo, al ser trayectorias suaves no aparecen picos significativos, los cuales se relacionan a movimientos más dinámicos, se realizó un comparativo con los actuadores seleccionados para el MFE del ERMIS mostrados en la sección 5.3.2.1 y se concluye que los actuadores seleccionados si permiten realizar este ejercicio.

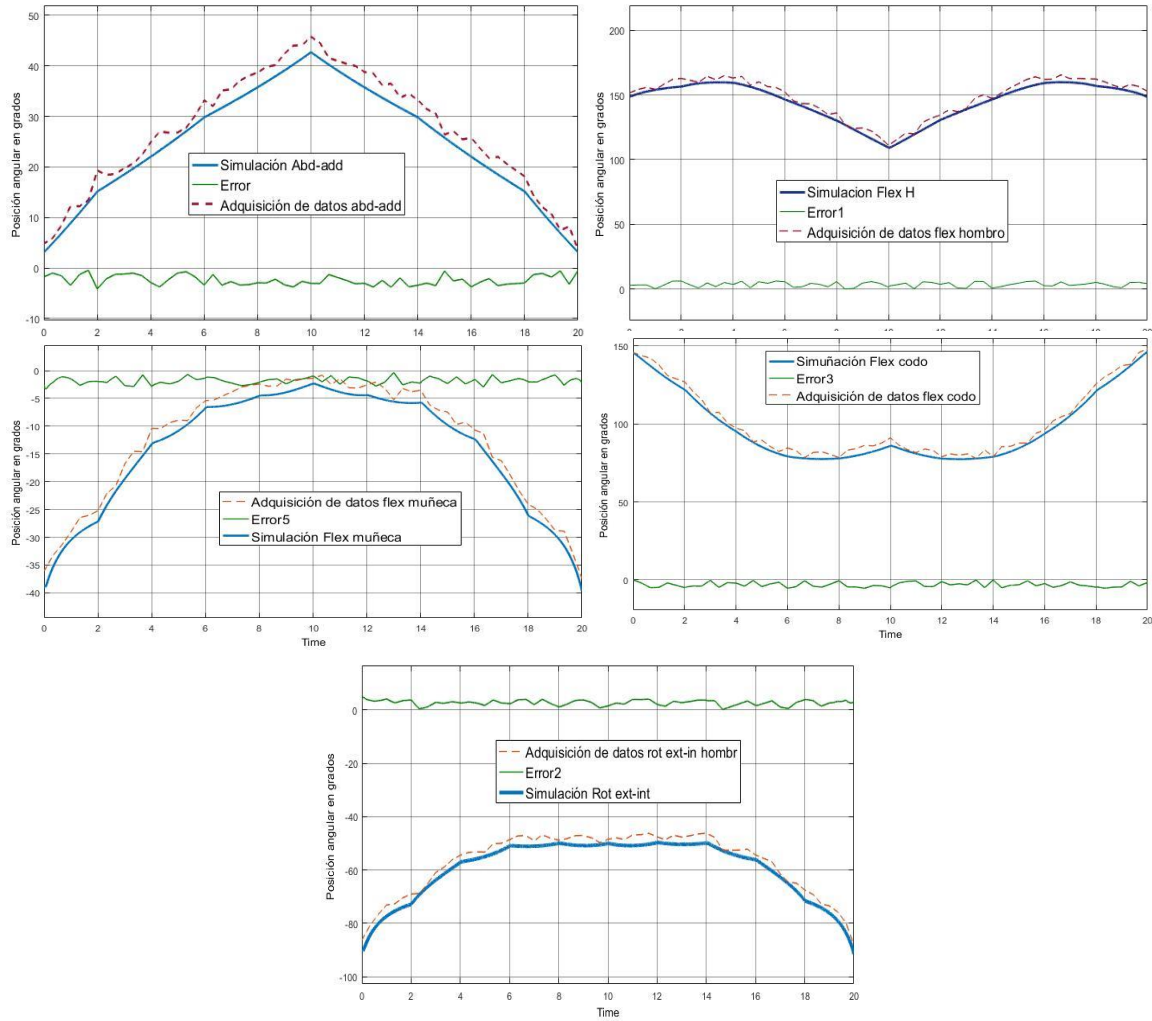


Figura 6-5 Movimiento de Abducción Aducción del hombro.

Tabla 6-3 Fuerzas en los actuadores cuando ejecutan los ejercicios del caso de estudio 4.

|   | Valor máximo de fuerza de empuje | Valor máximo de fuerza de jale |
|---|----------------------------------|--------------------------------|
| <b>Abducción aducción de hombro</b>       | 90 N                             | -82 N                          |
| <b>Flexo extensión de hombro</b>          | 130 N                            | No aplica                      |
| <b>Rotación interna externa de hombro</b> | 80 N                             | 100 N                          |
| <b>Flexo codo</b>                         | 235 N                            | No aplica                      |
| <b>Flexo extensión muñeca</b>             | 0.24 N                           | No aplica                      |

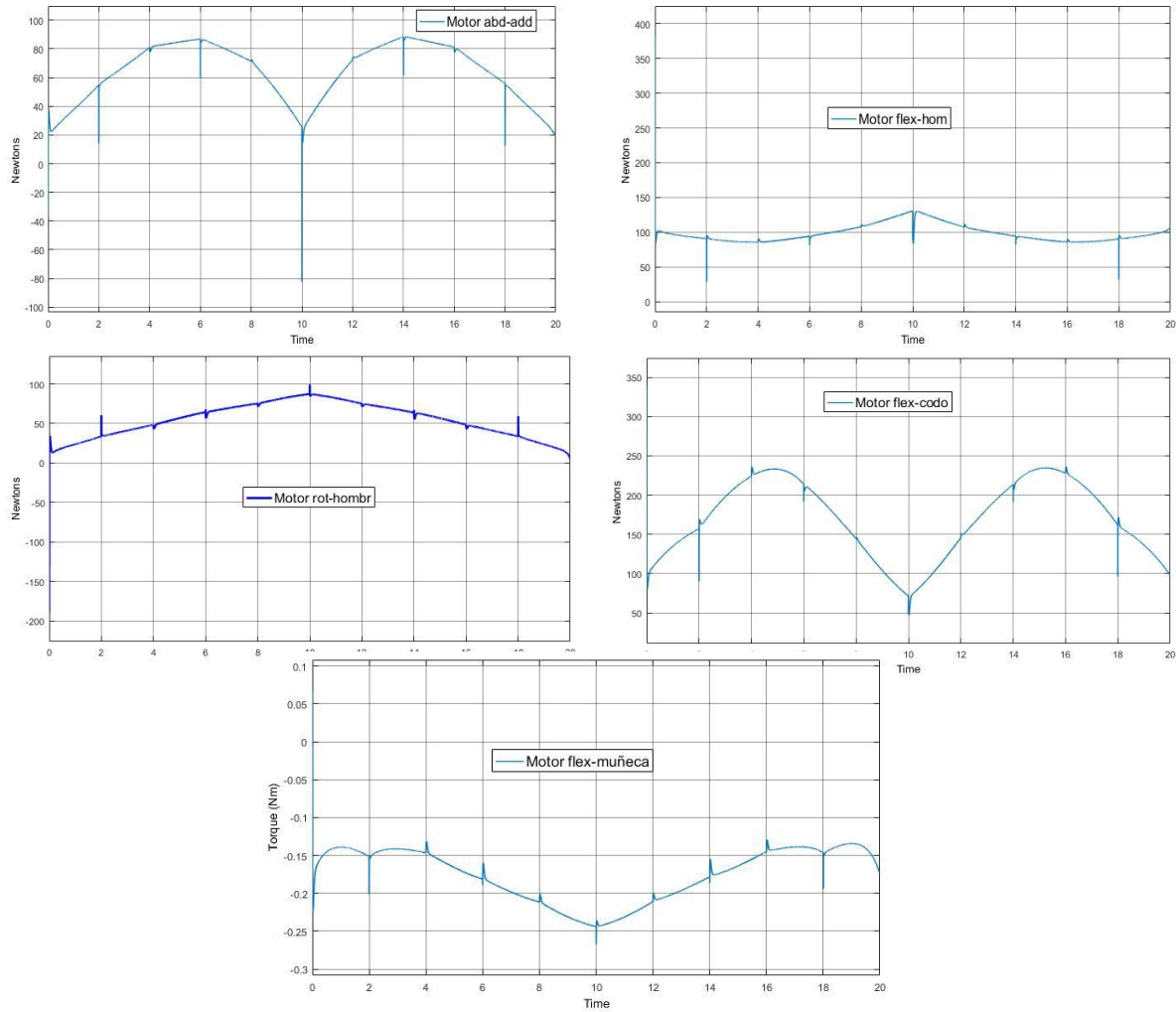


Figura 6-6 Fuerza necesaria del actuador correspondiente para poder realizar el movimiento durante la trayectoria del timón de frente

Los resultados se han resumido en la Tabla 6-4, donde se puede observar la información de cada grado de libertad que participa en el ejercicio y se comparan con los rangos de movimiento funcionales con el fin de conocer si los valores cumplen con la rehabilitación y no sobrepasan los rangos anatómicos esto para asegurar que no entre en conflicto con el brazo y produzca una lesión.

La Tabla 6-5 se ha seleccionado las mayores fuerzas que aparecieron durante la emulación de los ejercicios de todos los casos de estudio. Con estos resultados y los resultados obtenidos en la sección 3.4.2 es posible plantear los requerimientos que deben tener los actuadores seleccionados en la sección 5.3.2.1.

Tabla 6-4 Resumen de los resultados obtenidos en la adquisición de datos y en la simulación del ejercicio del timón.

| Articulación                         | Adquisición de datos | Datos obtenidos de simulación | Media del error | Rango de movimiento funcional | Rango de movimiento anatómico |
|--------------------------------------|----------------------|-------------------------------|-----------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Aducción-abducción de hombro         | 5° a 45°             | 3° a 41°                      | -2.4198°        | 0° a 45°                      | 0° a 180°                     |
| Flexión-extensión de hombro          | 112° a 170°          | 115° a 167°                   | 4.1481°         | 0° a 80°                      | 0° a 180°                     |
| Rotación interna y externa de hombro | -85° a -47°          | -90° a -50°                   | 2.6058°         | -30° a 40°                    | -90° a 80°                    |
| Flexo-extensión de codo              | 150° a 83°           | 155° a 80°                    | -3.2495°        | 0° a 50                       | -20° a 140°                   |
| Flexo-extensión de muñeca            | -36° a -1°           | -39° a -3°                    | -4.2074°        | -30° a 45°                    | -60° a 80°                    |

Tabla 6-5 Resumen de las Fuerzas máximas para todos los casos de estudio

|                                    | Valor máximo de fuerza de empuje | Valor máximo de fuerza de jale |
|------------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|
| Abducción aducción de hombro       | -25 a 90 N                       | 175 N/-82 N                    |
| Flexo extensión de hombro          | 130 N                            | 108 N                          |
| Rotación interna externa de hombro | 100 N                            | -2000 N/1200 N                 |
| Flexo extensión de codo            | 250                              | -9500 N/2500 N                 |
| Desviación radio cubital           | -3 a 2.27 N                      | -3000 N/1800 N                 |

Para poder validar el diseño del ERMIS se realizó una relación de linealidad entre las trayectorias de la adquisición de datos y las trayectorias de la simulación del ERMIS, donde las trayectorias de la adquisición son el valor de referencia para poder obtener el porcentaje que cumple el ERMIS al realizar las trayectorias.

## 6.4 Validación de hipótesis

La hipótesis nula queda definida como:  $H_0$ = El diseño de un MFE asociado a las tareas propias de un protocolo de rehabilitación de miembro superior en la primera etapa, será capaz de describir trayectorias con un error menor del 10% con respecto a las trayectorias deseadas.

La hipótesis alternativa queda definida como:  $H_1$ = El diseño de un MFE asociado a las tareas propias de un protocolo de rehabilitación de miembro superior en la primera etapa, será capaz de describir trayectorias con un error mayor del 10% con respecto a las trayectorias deseadas.

Dada la naturaleza del experimento se decide calcular el *Error tipo I* en el cual se rechaza la hipótesis nula siendo esta correcta [67]. Para el análisis de la validación de la hipótesis se tiene que resolver esta pregunta ¿Se podría afirmar con una significancia del 5% que el 90 % de las trayectorias cumplen con la hipótesis nula?

Con los datos adquiridos en la medición experimental del caso de estudio 4 se obtuvo el error para cada articulación, el error se obtuvo al restar los valores de las trayectorias que se obtuvieron con la adquisición de datos menos las trayectorias resultantes del ERMIS, según la magnitud de movimiento de cada articulación se realizó un análisis para detectar las muestras que tienen un error mayor al 10% de esta magnitud, al final se obtuvo el total de muestras que presentaban el error, obteniendo 28 de las 366 muestras. Se obtiene la probabilidad de este suceso con la Ecuación 6.1, obteniendo una probabilidad de 0.07650.

$$P = \frac{\text{numero de muestras con error mayo 10\%}}{\text{Total de muestras}} \quad \text{Ec. (6.1)}$$

$$P = \frac{28}{366}$$

Dado el valor de significancia de 5% donde  $\alpha=0.05$  se obtiene una zona de aceptación y de rechazo de la hipótesis nula según la tabla de valores para una campana con cola hacia la derecha donde el valor crítico  $Z_c$  es de 1.64, como se muestra en la Figura 6-7.

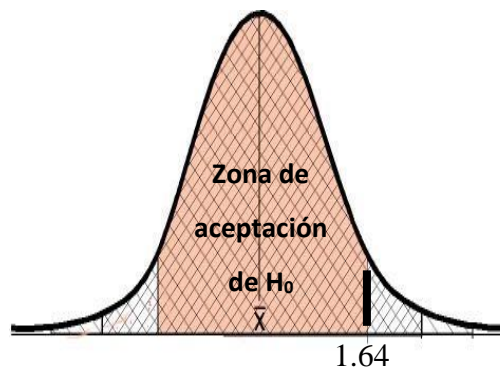


Figura 6-7 Campana de distribución para las zonas de aceptación o rechazo de la hipótesis nula.

La ecuación 6.2 muestra que el valor de prueba o el indicador para poder compararlo con el valor crítico y así establecer si se encuentra a la izquierda del valor crítico y así poder concluir si se acepta o se rechaza la hipótesis nula. Como  $-0.4739 < 1.64$  se concluye que entra en la zona de

aceptación y que la hipótesis nula se cumple es decir que el ERMIS es capaz de generar la trayectoria del caso de estudio 4 con un error menor al 10%.

$$Z_p = \frac{P - P_0}{\sqrt{\frac{P_0 * (1 - P_0)}{n}}} \quad \text{Ec. (6.2)}$$

$$Z_p = \frac{0.0765 - 0.1}{\sqrt{\frac{0.1 * 0.9}{366}}} = -0.4739$$



## Conclusiones

### De los objetivos

El objetivo de identificar las trayectorias de rehabilitación pasiva que seguirá el exoesqueleto se cumplió satisfactoriamente identificando 4 ejercicios planteados por los casos de estudio, cada uno formados por 7 trayectorias obtenidas en un ambiente clínico correspondientes a cada articulación del miembro superior.

El objetivo de caracterizar las trayectorias asociadas a las tareas de rehabilitación pasiva se logró comparando los valores experimentales obtenidos con el sistema de adquisición de datos contra el rango de movimiento funcional, donde se encontró que el caso de estudio 1 cubre el 100% del rango funcional con movimientos individuales, el caso de estudio 2 cubre en un 79% los rangos funcionales con movimientos combinados en pares, el caso de estudio 3 abarca un 89% y el caso de estudio 4 abarca en un 71.1% a través de movimientos simultáneos de más de 4 articulaciones.

El objetivo de diseñar, construir e instrumentar el MFE de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior se logró aplicando la metodología propuesta. El MFE tiene un peso de 14 kg, cuenta con 7 DoF. Está diseñado para trabajar con una persona de 1.8 m de altura. El MFE del ERMIS tiene una precisión de 2.7 cm, repetibilidad de 5.8 cm. La resolución para la ABD-ADD es de  $0.12^\circ$ , para la flexo-extensión de hombro es de  $0.15^\circ$ , para la rotación interna-externa de hombro es de  $0.037^\circ$ , para la flexo-extensión de codo es de  $0.12^\circ$ , para la pronosupinación es de  $0.09^\circ$ ; para la flexo-extensión es de muñeca  $0.44^\circ$  y por último la desviación cubito-radial tiene una resolución de  $0.11^\circ$ . La velocidad angular promedio para la ABD ADD es de  $25^\circ/s$ , para la flexo-extensión de hombro es de  $11.5^\circ/s$ , para la rotación interna-externa es de  $5^\circ/s$ , para la flexión-extensión de codo es de  $22.9^\circ/s$ ; para la desviación cubito-radial es de  $14^\circ/s$ , para la flexo-extensión de muñeca es de  $11^\circ/s$  y por último la pronosupinación tiene una velocidad angular de  $12^\circ/s$ .

El objetivo de obtener el modelo del exoesqueleto diseñado se logró mediante la importación de los datos del modelo CAD y de los datos experimentales de los diversos modelos físicos de los sistemas del exoesqueleto dando como resultado la síntesis del modelo dinámico del ERMIS.

El objetivo correspondiente a diseñar una estrategia de coordinación de movimientos que permita que el exoesqueleto genere las trayectorias necesarias cuando sea aplicado a tareas de

rehabilitación pasiva se logró haciendo uso de las trayectorias caracterizadas de los ejercicios de rehabilitación y de la cinemática y dinámica inversa resultado de la síntesis del modelo del ERMIS, a partir de esta información se generaron las trayectorias consigna para los DoF que el ERMIS debe seguir durante la ejecución de los ejercicios propuestos en cada caso de estudio.

Los objetivos de sintetizar la estrategia de control del ERMIS en un PLC y determinar su nivel de desempeño se lograron desarrollando un algoritmo que controla la HMI y a los *drivers* de los actuadores. El algoritmo está embebido en el PLC que permitió hacer experimentación en el ERMIS y al comparar estos resultados con la simulación del caso de estudio 4, se determinó que el ERMIS es capaz de seguir estas trayectorias en un 95%.

También se analizaron los valores máximos del error del ERMIS y se realizó una comparación con los rangos de movimientos anatómicos, mostrando que las trayectorias generadas no se salieron de los rangos anatómicos, indicando así que el diseño del exoesqueleto no produce alguna lesión, concluyendo que el diseño del ERMIS es seguro.

### De la contribución

Una vez analizado el estado del arte y finalizado desarrollado el proyecto se identifican las siguientes contribuciones:

- La primera contribución es la metodología original para el diseño del exoesqueleto basada en el planteamiento de 4 casos de estudio, a partir de los cuales fue posible generar restricciones y requerimientos que dieron paso a un modelo conceptual. Mediante el seguimiento de los pasos planteados en forma concurrente en la metodología, entre ellos: la utilización de técnicas de diseño CAD y técnicas de prototipado rápido, la síntesis del modelado dinámico y el *know-how* de sistemas embebidos industriales; el modelo conceptual maduró hasta convertirse en el exoesqueleto ERMIS. Esta metodología puede extenderse para el diseño de otros sistemas de rehabilitación.
- La segunda contribución es el exoesqueleto ERMIS controlado por un PLC que se distingue por su combinación de 7 DoF actuados, anatómicamente alineados con los ejes de las articulaciones y tener la capacidad de efectuar la ABD-ADD del hombro desde la posición de reposo con una amplitud de 120°.

- La tercera contribución se encuentra en el sistema de la muñeca, que por sí mismo es capaz de hacer la pronosupinación, la desviación radial-cubital y flexo-extensión de la muñeca con solo dos actuadores, convirtiéndose en un sistema de tres grados de libertad subactuado, cuya originalidad se ubica dentro del grupo de los rehabilitadores de muñeca.
- La cuarta contribución es la plataforma experimental para rehabilitación de miembro superior que permite hacer simulaciones con la síntesis de su modelo dinámico del ERMIS y hacer experimentos a escala real con el MFE. Esta plataforma tiene la propiedad de modularidad tanto en software como hardware y representa la primera etapa del ciclo de vida de un producto abriendo nichos de oportunidad para mejoras y desarrollos en diferentes áreas del conocimiento.
- La quinta contribución es el método empleado para la validación de los casos de estudio mediante la medición de los rangos de movimiento de cada uno de los ejercicios propuestos en un ambiente clínico contra los rangos funcionales para cada articulación del miembro superior humano. Con este método se pueden diseñar protocolos de rehabilitación para otras extremidades del cuerpo humano con base en el porcentaje de estimulación de cada ejercicio.

### Del trabajo futuro

Para completar la síntesis del modelo del exoesqueleto se requiere caracterizar de forma experimental los actuadores lineales eléctricos, para después generar el modelo e ingresarlo en el ambiente de desarrollo de Multibody. Se deben considerar la fricción, la elasticidad, el amortiguamiento y el *backlash* en el motorreductor y en la transmisión tornillo sin fin. Así se puede proponer controladores para el exoesqueleto diferentes al aquí propuesto, simularlos y aplicar algoritmos generadores de trayectoria más versátiles para que la generación de trayectorias sea autónoma.

Siguiendo el ciclo de vida de un producto, se debe de hacer una iteración más en el diseño del modelo físico experimental que permita simplificar el diseño y al mismo tiempo emplear técnicas adecuadas para su manufactura, logrando así que los elementos del exoesqueleto sean más livianos y resistentes.

Se sugiere cambiar los actuadores lineales de gama baja aquí usados, por otros que tengan velocidad y tiempo de vida mayores. Para esto, se sugiere remplazar los elementos de la transmisión del tornillo

de potencia-husillo por husillos con bolas y rodillos, los cuales limitan el desgaste por fricción y aumentarían la velocidad. Aunado a esto se puede cambiar los motores del actuador por otros con mejor desempeño.

Debido a como se planteó el diseño del ERMIS respecto sus transmisiones y la ubicación de los actuadores, este permite que las longitudes de los vínculos se puedan modificar para atender a pacientes de alturas diferentes, por lo cual se plantea como trabajo futuro algún mecanismo que le permita al ERMIS cambiar de forma autónoma las dimensiones de los vínculos.

## Publicaciones

Se ha escrito el artículo:

G. M. Cruz. M., A. H. Vilchis G., L. A. Zúñiga A., J. C. Ávila V., A. I. Hernández S., **“Diseño de Exoesqueleto con base en Cuatro Casos de Estudio de Rehabilitación de Miembro Superior”**, Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Aceptado 27 de octubre del 2017, será publicado en el Volumen 39 – 1. ISSN: 2395-9126. <http://rmib.mx/index.php/rmib>

El exoesqueleto ERMIS actualmente se encuentra en trámite para el registro de modelo industrial.

## Bibliografía

- [1] G. B. Prange, M. A. Jannick, H. H. Groothuis-Oudshoorn y M. J. Ijzerman, «Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke,» *Rehab. Res. Dev.*, vol. 43, nº 2, pp. 171-184, abril 2006.
- [2] A. Frisoli, F. Salsedo, M. Bergamasco, B. Rossi y M. C. Carboncini, «A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality,» *Bionics Biomech*, p. 115–126, 2009.
- [3] H. C. Huang, K. C. Chung y D. C. S. F. Lai, «The impact of timing and dose of rehabilitation delivery on functional recovery of stroke patients”,» *J. Chin. Med. Assoc.* 72(5), vol. 75, nº 5, p. 257–264, Mayo 2009.
- [4] Spotlight: estadísticas de la fuerza de trabajo en salud es producida por el Departamento de Recursos Humanos para la Salud, «Seguimiento de los recursos humanos destinados a los servicios de rehabilitación relacionados con la salud,» *Organización Mundial de la Salud* , vol. 7, 2009.
- [5] J. M. a. G. Mensah, «Atlas of Heart Disease and Stroke,» Nonserial Publication, World Health Organization, Brighton, UK, 2004.
- [6] INEGI, «Instituto Nacional de Geografía y Estadística,» Ciudad de México, 21 abril 2016.
- [7] G. T. Brown y J. Greenwood, «Occupational Therapy and Physiotherapy: Similar but Separate,» *British Journal of Occupational Therapy*, vol. 62, nº 4, pp. 163-170, abril 1999.
- [8] World Health Organization, International Labour Office y Unesco, CBR : estrategia para la rehabilitación, la igualdad de oportunidades, la reducción de la pobreza y la integración social de las personas con discapacidad : documento conjunto de posición

/ Organización Internacional del Trabajo, Organización de las, Ginebra: Organización Mundial de la Salud, 2005.

- [9] Brigham&Women's Hospital, «Physical therapy protocols,» [En línea]. Available: [http://www.brighamandwomens.org/Patients\\_Visitors/pcs/rehabilitation/services/StandardsofCare.aspx?sub=2#pageheadline](http://www.brighamandwomens.org/Patients_Visitors/pcs/rehabilitation/services/StandardsofCare.aspx?sub=2#pageheadline). [Último acceso: 26 mayo 2016].
- [10] National Institute of Neurological Disorders and Stroke, «Post-Stroke Rehabilitation Fact Sheet,» 2011. [En línea]. Available: <https://stroke.nih.gov/materials/rehabilitation.htm>. [Último acceso: 13 marzo 2017].
- [11] University of Virginia Health System, Spine Centre, «Nonoperative Treatment: Physical Therapy,» *VCU, Health System*, n° 2011.
- [12] L. Bernal Ruiz y E. Romero Moreno, *Técnicas de Fisioterapia*, España: Bubok, 2012.
- [13] A. E. Levy y J. M. Cortés Barragán, *Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo*, España: Elsevier, 2003.
- [14] Hocoma, «Armeo,» 21 Mayo 2007. [En línea]. Available: <http://www.hocoma.com/world/en/products/armeo/>. [Último acceso: 8 Marzo 2016].
- [15] M. Latarjet y A. Ruiz Liard, *Anatomía Humana*, Buenos Aires: Panamericana, 2005.
- [16] C. H. Taboadela, *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*, Buenos Aires : Asociart, 2007.
- [17] R. A. R. C. Gopura y K. Kiguchi, «Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots State-of-the-Art and Design Difficulties,» *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics Kyoto International Conference Center*, pp. 178-187, 23-26 June 2009.
- [18] M. Nordin y V. H. Frankel, *biomecanica basica del sistema musculoesqueletico*, España: Mc Graw Hill, 2001.

- [19] R. A. R. C. Gopura y K. Kiguchi, «Electromyography (EMG)-signal based fuzzy-neuro control of a 3 degrees of freedom (3DOF) exoskeleton robot for human upper upperlimb.,» *Journal of the National Science Foundation of Sri Lanka*, p. 241–8, 2009.
- [20] P. Krus, *Distributed Techniques for Modelling and Simulation of Engineering Systems*, Linköping, Sweden: Department of Mechanical Engineering Linköping University, 2000.
- [21] F. Bullo y A. D. Lewis, *Geometric Control of Mechanical Systems: Modeling, Analysis and Design for Simple Mechanical Control Systems*, Springer-Verlag, 2004.
- [22] K. Dially, *Mathematical Modeling, Simulation, Visualization and e-Learning*, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
- [23] R. H. Bishop, *Mechatronic Systems, Sensors and Actuators Fundamentals and Modeling*, CRC Press Taylor & Francis Group, 2008.
- [24] INCOSE, «Systems engineering vision 2020,» de *International Council on Systems Engineering*, Seattle, USA, 2007.
- [25] M. Chami, H. Seemüller y V. H., «A SysML-based integration framework for the engineering of mechatronic systems,» de *IEEE/ASME international conference on mechatronics and embedded systems and applications (MESA)*, Qingdao, ShanDong, China, 2010.
- [26] A. of German Engineers (VDI)., *Design methodology for mechatronic systems (VDI 2206)*, Berlin: Beuth Verlag, 2004.
- [27] L. A. Zuñiga Aviles, y. Szkodn y J. C. Pedraza Ortega, «Systematic Analysis of an IEED Unit based in a New Methodology for M&S,» *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 7, nº 427, 2010.
- [28] L. A. Zúñiga Avilés, *Metodología para modelación y simulación de manipuladores móviles aplicada en el diseño mecatrónico de un robot EOD*, Queretaro, México: Centro de Ingeniería y desarrollo Industrial CIDESI, 2012.

- [29] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeleton*, Chichester, England: Jhon Wiley & Sons, 2008.
- [30] C. J. Winstein, A. S. Merians y K. J. Sullivan, «Motor learning after unilateral brain damage,» *Neuropsychologia* 37(8), vol. 37, nº 8, p. 975–987, 1999.
- [31] D. A. Mauro, «“Virtual Reality-Based Rehabilitation and Game Technology”,» de *1st International Workshop on Engineering Interactive Computing Systems for Medicine and Health Care (EICS4Med)*, Pisa, Italy, Junio 13, 2011.
- [32] M. Cameirao, S. Badia, E. Oller y P. Verschure, «“Neurorehabilitation using the virtual reality based rehabilitation gaming system: Methodology, design, psychometrics, usability and validation”,» *J. NeuroEng.Rehabil.* 7(1), p. 48, 2010.
- [33] C. J. Winstein, J. P. Miller, S. Blanton, E. Taub, G. Uswatte, D. Morris, D. Nichols y S. Wolf, «“Methods for a multisite randomized trial to investigate the effect of constraint-induced movement therapy in improving upper extremity function among adults recovering from a cerebrovascular stroke”,» *Neurorehabil. Neural.Repair* 17(3), p. 137–152, 2003.
- [34] P. S. Lum, C. G. Burgar y P. C. . Shor, «“Evidence for improved muscle activation patterns after retraining of reaching movements with the MIME robotic system in subjects with post-stroke hemiparesis”,» *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 12(2), p. 186–194, 2004.
- [35] H. I. Krebs, B. T. Volpe, D. Williams, J. Celestino, S. K. . Charles, D. Lynch y N. Hogan, «Robot-aided neurorehabilitation: A robot for wrist rehabilitation,» *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 15(3), vol. 15, nº 3, p. 327–335, septiembre 2007.
- [36] S. W. Brose, D. J. Weber, B. A. Salatin, G. G. Grindle, H. Wang, J. J. Vazquez y R. A. Cooper, «“The role of assistive robotics in the lives of persons with disability”,» *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 89(6), vol. 89, nº 16, p. 509–521, Junio 2010.



- [37] P. R. Culmer, A. E. Jackson, S. Makower, R. Richardson, .. A. J Cozens, M. C. Levesley y B. B. Bhakta, «“A control strategy for upper limb robotic rehabilitation with a dual robot system”,» *IEEE/ASME Trans.Mechatronics15(4)*, p. 2010, 575–585.
- [38] C. D. D.-Y. Takahashi, V. Le, R. R. Motiwala y S. C. Cramer, «Robot-based hand motortherapy after stroke”,» *Brain131(Pt 2)*, p. 425–437, 2008.
- [39] L. Masia, H. I. Krebs, P. Cappa y N. Hogan, «“Design and characterization of hand module for whole-armrehabilitation following stroke”,» *IEEE/ASME Trans. Mechatronics12(4)*, p. 399–407, 2007.
- [40] R. A. R. C. Gopura, K. Kiguchi y L. Yang, «SUEFUL-7: A 7-DOF Upper-Limb Exoskeleton Robot withMuscle-Model-Oriented EMG-Based Control,» de *IEEE/RSJ International Conference on IntelligentRobots and Systems (IROS 2009)*, Piscataway, NJ, Octubre 11–15, 2009.
- [41] K. Nagai, I. Nakanishi, H. Hanafusa, S. Kawamura, M. Makikawa y N. Tejima, «Development of an8-DOF Robotic Orthosis for Assisting Human Upper Limb Motion”,» de *IEEE International Conferenceon Robotics and Automation*, Leuven, Belgium, 1998.
- [42] T. N. a. T. Tanaka, «Application of rubber artificial muscle manipulator as a rehabilitation robot,» *IEEE/ASME Trans. Mechatronics2(4)*, vol. 2, nº 4, p. 259–267, 2002.
- [43] P. Garrec, J. P. Friconneau, Y. Measson y Y. Perrot, «ABLE, an innovative transparent exoskeleton forthe upper-limb,» de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems,,* Piscataway,NJ,, Septiembre. 22–26, 2008.
- [44] N. G. Tsagarakis y D. G. Caldwell, «“Development and control of a ‘soft-actuated’ exoskeleton for use inphysiotherapy and training”,» *Auton. Robot.15(1)*, vol. 15, nº 1, p. 21–33, 2003.

- [45] C. Carignan, M. Liszka y S. Roderick, «“Design of an Arm Exoskeleton with Scapula Motion for Shoulder Rehabilitation”,» de *Proceedings of the 12th International Conference on Advanced Robotics (ICAR '05)*, Julio 18–20, 2005.
- [46] J. C. Perry, J. Rosen y S. Burns, «“Upper-limb powered exoskeleton design”,» *IEEE/ASME Trans. Mechatronics* 12(4), vol. 12, nº 4, p. 408–417, agosto 2007.
- [47] H. S. Lo y Q. S. Xie, «Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 34, nº 3, p. 261– 268, 11 octubre 2012.
- [48] N. Jarrasse y G. Morel, «Connecting a Human Limb to an Exoskeleton,» *Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique*, 2010.
- [49] C. Carignan, J. Tang y S. Roderick, «Development of an exoskeleton haptic interface for virtual task training,» *IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems*, p. 3697–702., 2009.
- [50] Y. Ren, H. S. Park y L. Q. Zhang, «Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation,» *IEEE international conference on rehabilitation robotics*, p. 761–5., 2009.
- [51] S. Ball, I. E. Brown y S. H. Scott, «MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex,» *IEEE/ASME international conference on advanced intelligent mechatronics*, 2007.
- [52] T. Lenzi, S. De Rossi, N. Vitiello, C. A. S. Roccella y F. Giovacchini, «The neuro-robotics paradigm: NEURARM, NEUROExos, HANDEXOS,» *Proceedings of annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, p. 2430–3., 2009.
- [53] T. Nef, M. Guidali y R. Riener, «ARMin III—arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation,» *Applied Bionics and Biomechanics*, p. 127–42., 2009.
- [54] A. I. Kapandiji, *Fisiología articular del miembro superior*, Madrid: Panamericana , 2001.

- [55] A. Quesnot y J.-C. Chanussot, *Rehabilitación del miembro superior*, Madrid : Editorial medica panamericana S.A , 2010.
- [56] NeuroRHB, «Hospitales Nisa Servicio de Neurorehabilitación,» Youtube, 2 Octubre 2013. [En línea]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=LeNbsZtamzw>. [Último acceso: 8 Marzo 2016].
- [57] D. M. Haro, «Laboratorio de análisis de marcha y movimiento del cuerpo,» *Revista Medica Clinica las Condes*, vol. 25, nº 2, Marzo 2014.
- [58] R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. González Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*, Guadalajara, México: Universidad Autónoma de Guadalajara, 2007.
- [59] US Department of health and human Services, «Anthropometric Reference Data for Children and Adults: United States, 2007–2010,» *Vital and Health Statistics*, vol. 11, nº 252, 2012.
- [60] T. M. Wu y D. Z. Chen, «Dynamic Analysis and Preliminary Evaluation of a Spring-Loaded Upper Limb Exoskeleton for Resistance Training with Overload Prevention,» *Journal of Mechanics*, vol. 29, pp. 35-44, 2013.
- [61] d. f. b. m. o. t. b.-j.-m. s. o. t. h. u. limb, «Geometrical and Mass-inertial Characteristics of the Upper Human Limb,» 29 noviembre 2016. [En línea]. Available: <http://www.clbme.bas.bg/projects/motco/data/massinertial.html>.
- [62] S. W. O'Driscoll y N. J. Giori, «Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application,» *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, nº 2, pp. 179-88, Mar/Apr 2000.
- [63] J. S. Córdova, *Diseño mecánico de un exoesqueleto de 5 grados de libertad del conjunto hombro codo antebrazo, recreando sus movimientos para la rehabilitación del mismo*. Tesis de licenciatura, Toluca: Universidad Autónoma del Estado de México, 2016.

- [64] M. H. Rahman y otros, «Development of a whole arm wearable robotic exoskeleton for rehabilitation and to assist upper limb movements,» *Robotica*, pp. 19-39, 2015.
- [65] SKF, «SKF Reference Manual,» 30 noviembre 2016. [En línea]. Available: <http://www.skf.com>.
- [66] SIEMENS, «Structured Control Language (SCL) for S7-300/S7-400 Programming Manual,» Siemens, Alemania, 1996.
- [67] R. Alvarez Caserez, *El metodo Científico en las ciencias de la salud*, Madrid: Dias de Santos, 1996.
- [68] L. Testut y A. Latarjet, *Anatomia Descriptiva*, Barcelona: Salvat, 1983.
- [69] B. Gal Iglesias, M. Lopez Gallardo y A. I. Marín Velazco, *Bases de la Fisiología*, Segunda ed., Madrid: Tébar, 2007.