

# MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

## TRABAJO FIN DE MÁSTER

***CONTROL DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA  
LA REHABILITACIÓN DEL MIEMBRO SUPERIOR DE  
PACIENTES CON MOVILIDAD REDUCIDA***

<b>Estudiante</b>	<i>Lejarreta Rodriguez, Estibaliz</i>
<b>Directora</b>	<i>Mancisidor Barinagarrementeria, Aitziber</i>
<b>Departamento</b>	<i>Ingeniería de sistemas y automática</i>
<b>Curso académico</b>	<i>2021-2022</i>

*Bilbao, 9, Septiembre, 2022*

## [ES] RESUMEN

En los últimos años el interés por la aplicación de la robótica como medio de rehabilitación cada vez es mayor. Para que estos mecanismos robóticos puedan ser exitosos en la tarea de recuperación del paciente, es necesario que se controlen de forma adecuada los actuadores que gobiernan los movimientos de estos, es decir, se necesita una estrategia de control adecuada. Ante esta necesidad, el presente Trabajo de Fin de Master aborda el análisis del estado del arte de los robots de rehabilitación y el desarrollo de una serie de controladores, los cuales permiten realizar los ejercicios necesarios que facilitan la rehabilitación de las extremidades superiores del paciente. Típicamente, existen dos clasificaciones de controladores aplicados cuando hablamos de robots de rehabilitación: bajo y alto nivel. Los controladores de bajo nivel abordados en este trabajo son el controlador de par computado, controlador de fuerza y controlador de impedancia. Por otro lado, los controladores de alto nivel son el controlador pasivo, controlador asistido, controlador activo y controlador resistido. Dichos controladores son validados bajo un ambiente simulado, sirviendo de preámbulo para su futura aplicación en el sistema físico.

### **Palabras clave**

Robot de rehabilitación, control, fuerza, posición, impedancia, par.

## [EN] ABSTRACT

In the last few years, there has been increasing interest in the application of robotics as a rehabilitation method. In order for these robotic mechanisms to be successful in the task of patient recovery, the actuators that govern their movements must be properly controlled, so an adequate control strategy is needed. Considering this need, this Master's thesis deals with the analysis of the state of the art of rehabilitation robots and the development of a series of controllers, which allow the necessary exercises to be carried out to facilitate the rehabilitation of the patient's upper limbs. In general, there are two classifications of controllers applied when it comes to rehabilitation robots: low-level and high-level. The low-level controllers addressed in this paper are the computed torque controller, force controller and impedance controller. On the other hand, the high-level controllers are the passive controller, assisted controller, active controller and resistive controller. These controllers are validated under a simulated environment, providing a preamble for their future application in the physical system.

### **Key words**

Rehabilitation robot, control, strength, position, impedance, torque.

## [EU] LABURPENA

Azken urteotan, gero eta handiagoa da robotika errehabilitaziorako baliabide gisa aplikatzeko interesa. Mekanismo robotiko hauek pazienteak berreskuratzeko zereginetan arrakasta izan dezaten, beharrezkoa da haien mugimenduak zuzentzen dituzten eragingailuak behar bezala kontrolatzea, hau da, kontrol estrategia egokia behar da. Behar hori ikusita, Master Amaierako Lan hau errehabilitazio-roboten artearen egoera aztertzeaz eta kontrolagailu batzuen garapenaz aritzen da, pazientearen goiko muturren errehabilitazioa errazten duten beharrezko ariketak egiteko aukera ematen dutenak. Normalean, errehabilitazio-robotei dagokienez aplikatzen diren kontrolagailuen sailkapen bi daude: maila baxua eta maila altua. Lan honetan jorratzen diren maila baxuko kontrolagailuak konputatutako momentu-kontrolatzailea, indar-kontrolatzailea eta inpedantzia-kontrolatzailea dira. Bestalde, goi-mailako kontrolagailuak kontroladore pasiboa, lagundutako kontroladore, aktiboak eta erresistentziako kontrolatzaileak dira. Kontrolagailu hauek ingurune simulatu batean baliozkotzen dira, sistema fisikoan etorkizunean aplikatzeko hitzaurre gisa balioz.

### **Gako-hitzak**

Errehabilitazio robota, kontrola, indarra, posizioa, inpedantzia, momentua.

## ÍNDICE

[ES] RESUMEN .....	2
[EN] ABSTRACT .....	3
[EU] LABURPENA .....	4
ÍNDICE .....	5
ÍNDICE DE FIGURAS .....	8
ÍNDICE DE TABLAS .....	10
DEFINICIONES .....	11
ACRÓNIMOS .....	12
1. INTRODUCCIÓN .....	13
2. CONTEXTO .....	16
3. OBJETIVOS Y ALCANCE .....	19
4. BENEFICIOS .....	20
5. ESTADO DEL ARTE .....	21
5.1. ESTUDIO PREVIO DE ROBOTS DE REHABILITACIÓN .....	21
5.1.1. Clasificación de robots de rehabilitación .....	23
5.1.2. Cinemática de miembros superiores .....	28
5.2. ESTUDIO PREVIO DE MÉTODOS/ESTRATEGIAS DE CONTROL .....	32
5.3. CONTROL NIVEL DE TAREA O ALTO NIVEL .....	32
5.3.1. Control pasivo .....	32
5.3.2. Control asistido .....	33
5.3.3. Control activo .....	33
5.3.4. Control resistido .....	34
5.4. CONTROL NIVEL DE DISPOSITIVO O BAJO NIVEL .....	34
5.4.1. Control de posición: Control de par calculado .....	34
5.4.2. Control de fuerza .....	36
5.4.3. Control de impedancia .....	37
5.5. CONCLUSIONES ESTADO DEL ARTE .....	38
6. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN PROPUESTA .....	39
6.1. ANÁLISIS DEL MECANISMO .....	39
6.1.1. Movimientos .....	39
6.1.2. Modelo .....	41

6.2.	CONTROLADORES DE BAJO NIVEL.....	43
6.2.1.	Control de par calculado .....	43
6.2.2.	Control de fuerza.....	50
6.2.3.	Control de impedancia .....	55
6.3.	DINÁMICA CONJUNTA.....	61
6.3.1.	Control de par calculado .....	63
6.3.2.	Control de fuerza.....	64
6.3.3.	Control de impedancia .....	64
6.4.	CONTROLADORES ALTO NIVEL.....	65
6.4.1.	Control pasivo.....	66
6.4.2.	Control asistido.....	68
6.4.3.	Control activo .....	70
6.4.4.	Control resistido .....	72
7.	RESULTADOS.....	74
7.1.	ROTACIÓN DEL HOMBRO .....	75
7.1.1.	Controlador pasivo .....	75
7.1.2.	Controlador asistido .....	75
7.1.3.	Controlador activo.....	75
7.1.4.	Controlador resistido.....	76
7.2.	FLEXIÓN-EXTENSIÓN DEL CODO.....	77
7.2.1.	Controlador pasivo .....	77
7.2.2.	Controlador asistido .....	77
7.2.3.	Controlador activo.....	78
7.2.4.	Controlador resistido.....	79
7.3.	PRONACIÓN-SUPINACIÓN DEL CODO .....	79
7.3.1.	Controlador pasivo .....	79
7.3.2.	Controlador asistido .....	79
7.3.3.	Controlador activo.....	80
7.3.4.	Controlador resistido.....	81
7.4.	COMBINACIÓN DE LOS EJERCICIOS ANTERIORES.....	81
7.4.1.	Controlador pasivo .....	81
7.4.2.	Controlador asistido .....	81

7.4.3.	Controlador activo.....	82
7.4.4.	Controlador resistido.....	83
8.	METODOLOGÍA.....	85
8.1.	TAREA 1 – ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE.....	85
8.2.	TAREA 2- ANÁLISIS DEL ROBOT .....	85
8.3.	TAREA 3 – CONTROLADORES DE BAJO NIVEL .....	86
8.3.1.	Tarea 3.1 – Control de posición CTC.....	86
8.3.2.	Tarea 3.2 – Control de fuerza .....	86
8.3.3.	Tarea 3.3 – Control de impedancia .....	86
8.4.	TAREA 4 – DÍNAMICA CONJUNTA .....	86
8.5.	TAREA 5 – CONTROLADORES DE ALTO NIVEL .....	86
8.5.1.	Tarea 5.1 – Control pasivo.....	87
8.5.2.	Tarea 5.2 – Control asistido.....	87
8.5.3.	Tarea 5.3 – Control activo .....	87
8.5.4.	Tarea 5.4 – Control resistido .....	87
8.6.	TAREA 6 – VALIDACIÓN DE CONTROLADORES.....	87
8.7.	TAREA 7 – REDACCIÓN DE LA MEMORIA .....	87
9.	PRESUPUESTO .....	89
10.	CONCLUSIONES .....	90
11.	CONSIDERACIONES FUTURAS.....	91
12.	BIBLIOGRAFÍA .....	92
	ANEXOS.....	96
	ANEXO A: Señal cuadrada de pares gobernada por la posición.....	96
	ANEXO B: Referencia de pares gobernada por la posición .....	98

## ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1: Paciente realizando ejercicios de rehabilitación con el mecanismo.....</i>	16
<i>Figura 2: Disposición del brazo del usuario respecto al mecanismo .....</i>	17
<i>Figura 3: Mecanismo de rehabilitación .....</i>	17
<i>Figura 4: Robot MIT-MANUS desarrollado por "Massachusetts Institute of Technology" [12] .....</i>	21
<i>Figura 5: Plataforma MIME [13] .....</i>	22
<i>Figura 6: ArmeoPower desarrollado por Hocoma [16] .....</i>	23
<i>Figura 7: Robot de rehabilitación basado en efectores finales .....</i>	24
<i>Figura 8: Robot de rehabilitación basado en exoesqueleto .....</i>	25
<i>Figura 9: Planos corporales .....</i>	28
<i>Figura 10: Grados de libertad de la articulación del hombro .....</i>	30
<i>Figura 11: Grados de libertad de la articulación del codo.....</i>	30
<i>Figura 12: Grados de libertad de la articulación de la muñeca.....</i>	31
<i>Figura 13: Diagrama de bloques típico de un controlador CTC.....</i>	34
<i>Figura 14: Diagrama de bloques típico de un controlador de fuerza .....</i>	36
<i>Figura 15: Diagrama de bloques típico de un controlador de impedancia .....</i>	37
<i>Figura 16: Grados de libertad del mecanismo.....</i>	39
<i>Figura 17: Ecuación de cierre .....</i>	40
<i>Figura 18: Longitudes del mecanismo .....</i>	40
<i>Figura 19: Planta del mecanismo en Simulink.....</i>	42
<i>Figura 20: Matriz N.....</i>	43
<i>Figura 21: Linealización control CTC.....</i>	44
<i>Figura 22: Control CTC.....</i>	47
<i>Figura 23: Control CTC ángulo <math>\theta_1</math> .....</i>	48
<i>Figura 24: Control CTC ángulo <math>\theta_2</math> .....</i>	48
<i>Figura 25: Control CTC ángulo <math>\theta_3</math> .....</i>	49
<i>Figura 26: Control CTC coordenadas cartesianas.....</i>	50
<i>Figura 27: Control CTC fuerzas x, y, z .....</i>	50
<i>Figura 28: Linealización control de fuerza.....</i>	51
<i>Figura 29: Linealización control de fuerza ganancias de posición .....</i>	52
<i>Figura 30: Control de fuerza.....</i>	54
<i>Figura 31: Control fuerza ángulo <math>\theta_1</math> .....</i>	54
<i>Figura 32: Control fuerza ángulo <math>\theta_2</math> .....</i>	55
<i>Figura 33: Control fuerza ángulo <math>\theta_3</math> .....</i>	55
<i>Figura 34: Control de impedancia bloque de linealización.....</i>	56
<i>Figura 35: Linealización control de impedancia ganancias.....</i>	57
<i>Figura 36: Control de impedancia .....</i>	59
<i>Figura 37: Control impedancia ángulo <math>\theta_1</math>.....</i>	60
<i>Figura 38: Control de impedancia ángulo <math>\theta_2</math>.....</i>	60
<i>Figura 39: Control de impedancia ángulo <math>\theta_3</math>.....</i>	61
<i>Figura 40: Controladores de bajo nivel.....</i>	63
<i>Figura 41: Controlador CTC con dinámica conjunta mecanismo más brazo del usuario .....</i>	64

<i>Figura 42: Controlador de fuerza con dinámica conjunta mecanismo más brazo del usuario .....</i>	64
<i>Figura 43: Controlador de impedancia con dinámica conjunta mecanismo más brazo del usuario.....</i>	65
<i>Figura 44: Controladores de alto nivel .....</i>	66
<i>Figura 45: Control pasivo trayectoria deseada .....</i>	67
<i>Figura 46: Control pasivo trayectoria deseada con par externo .....</i>	67
<i>Figura 47: Control asistido trayectoria deseada <math>Kp= 40</math> .....</i>	68
<i>Figura 48: Control asistido par ejercido por el sistema <math>Kp= 40</math> .....</i>	69
<i>Figura 49: Control asistido trayectoria deseada <math>Kp= 400</math>.....</i>	69
<i>Figura 50: Control asistido par ejercido por el sistema <math>Kp= 400</math> .....</i>	70
<i>Figura 51: Control activo par del usuario .....</i>	71
<i>Figura 52: Control asistido pares del sistema.....</i>	71
<i>Figura 53: Control resistido trayectoria deseada .....</i>	72
<i>Figura 54: Controlador resistido par ejercido por el sistema .....</i>	73
<i>Figura 55: Controlador pasivo rotación del hombro .....</i>	75
<i>Figura 56: Controlador asistido rotación del hombro .....</i>	75
<i>Figura 57: Controlador activo rotación del hombro.....</i>	76
<i>Figura 58: Controlador activo rotación del hombro ángulo <math>\theta 1</math> intervalo 0-5s .....</i>	76
<i>Figura 59: Controlador resistido rotación del hombro .....</i>	77
<i>Figura 60: Controlador pasivo flexión-extensión del codo .....</i>	77
<i>Figura 61: Controlador asistido flexión-extensión del codo .....</i>	78
<i>Figura 62: Controlador activo flexión-extensión del codo.....</i>	78
<i>Figura 63: Controlador activo flexión-extensión del codo ángulo <math>\theta 2</math> intervalo 0-5s .....</i>	78
<i>Figura 64: Controlador resistido flexión-extensión del codo .....</i>	79
<i>Figura 65: Controlador pasivo pronación-supinación del codo .....</i>	79
<i>Figura 66: Controlador asistido pronación-supinación del codo .....</i>	80
<i>Figura 67: Controlador activo pronación-supinación del codo .....</i>	80
<i>Figura 68: Controlador activo pronación-supinación del codo ángulo <math>\theta 3</math> intervalo 0-5s .....</i>	80
<i>Figura 69: Controlador resistido pronación-supinación del codo.....</i>	81
<i>Figura 70: Controlador pasivo combinación de movimientos.....</i>	81
<i>Figura 71: Controlador asistido combinación de movimientos .....</i>	82
<i>Figura 72: Controlador activo combinación de movimientos.....</i>	82
<i>Figura 73: Controlador activo combinación de movimientos ángulos intervalo 0-10s.....</i>	83
<i>Figura 74: Controlador activo combinación de movimientos pares.....</i>	83
<i>Figura 75: Controlador resistido combinación de movimientos.....</i>	83
<i>Figura 76: Diagrama Gantt .....</i>	88
<i>Figura 77: Bloque de retraso aplicado a la función de cambio de sentido del par .....</i>	97
<i>Figura 78: Implementación de la función de alcance del ángulo deseado.....</i>	99
<i>Figura 79: Bloque Simulink que lleva a 0 el valor de fuerza ejercido por el paciente.....</i>	99
<i>Figura 80: Conexiones de las variables de la función de alcance del ángulo deseado.....</i>	100

## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Clasificación de robots de rehabilitación según articulaciones accionadas [21]-[33]</i> .....	27
<i>Tabla 2: Rango de movimientos de las articulaciones del hombro, codo y muñeca</i> .....	32
Tabla 3: Horas Internas .....	89
Tabla 4: Amortizaciones .....	89
Tabla 5: Coste total.....	89

## DEFINICIONES

**Apoyo entre pares:** El apoyo de pares es la asistencia que brindan a las personas necesitadas personas con experiencia en situaciones similares que pueden tener consejos y ayuda que ofrecer. Esta forma de asistencia se basa en un modelo de igualdad; en lugar de recibir un consejo de una autoridad, la parte necesitada recibe atención de apoyo de alguien con experiencias similares.

**Cochrane:** Organización benéfica internacional británica creado con el objeto de organizar los resultados obtenidos en diversas investigaciones médicas.

**Hemiparesia:** Disminución de la fuerza motora o parálisis parcial que afecta un brazo y una pierna del mismo lado del cuerpo. Es la consecuencia de una lesión cerebral, normalmente producida por una falta de oxígeno en el cerebro (hipoxia) y es a su vez una variante de la parálisis cerebral de menor gravedad que la hemiplejía.

**Manipulador paralelo:** Sistema mecánico que utiliza varias cadenas en serie controladas por ordenador para soportar una única plataforma, o efector final. El manipulador paralelo más conocido está formado por seis actuadores lineales que soportan una base móvil para dispositivos como los simuladores de vuelo. Este dispositivo se denomina plataforma Stewart o plataforma Gough-Stewart en reconocimiento a los ingenieros que las diseñaron y utilizaron por primera vez.

## ACRÓNIMOS

**ADL:** Activities of daily living.

**CDPD:** Convención de las Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad.

**CTC:** Control de par calculado.

**GDL:** Grados de libertad.

**MIME:** “Mirror Image Movement Enabler”.

**PAM:** Músculo artificial neumático.

**PHRI:** Interfaz Física Humano-Robot.

**SIMO:** Una entrada varias salidas.

**TFM:** Trabajo Fin de Master.

## 1. INTRODUCCIÓN

La movilidad es una de las habilidades más esenciales que el ser humano posee ya que le preserva de su independencia para realizar actividades físicas. Se describe la movilidad como la capacidad de usar y controlar la posición del cuerpo para realizar las actividades de la vida diaria, es decir, la capacidad de una persona de desplazarse de forma autónoma sin necesidad de ayuda externa [1].

Entre los motivos y accidentes clínicos que pueden modificar, alterar o reducir dicha capacidad se encuentran principalmente aquellos relacionados con los trastornos de los sistemas nerviosos central y periférico y los trastornos musculoesqueléticos y neuromusculares.

Por otro lado, los accidentes cardiovasculares son la segunda causa principal de muerte y la tercera causa principal de discapacidad siendo por consiguiente una gran amenaza en la movilidad del ser humano. Definimos al accidente cerebrovascular como la muerte súbita de varias células cerebrales por la falta de oxígeno, cuando se pierde el flujo de sangre al cerebro debido a un bloqueo o ruptura de alguna arteria. En el caso de que el flujo sanguíneo se detenga, el cerebro deja de recibir nutrientes y oxígeno, siendo el momento en el cual las células cerebrales pueden morir, dando lugar a un más que posible daño irreparable en lo que respecta a la movilidad de las personas.

Si continúan las tendencias seculares, se estima que habrá 23 millones de accidentes cerebrovasculares y 7-8 millones de muertes por accidentes cerebrovasculares en 2030. [2]

Se calcula que la proporción de pacientes con ictus que mueren o son dependientes a los seis meses, en ausencia de intervenciones, es aproximadamente del 62%. Un estudio poblacional basado en el seguimiento de supervivientes de accidentes cerebrovasculares demostró que, a los cinco años, dos tercios tenían algún deterioro neurológico y discapacidad, 22,5% tenían demencia, 15% estaban institucionalizados y 20% habían experimentado un accidente cerebrovascular recurrente.

Los déficits de la función motora por ictus afectan la movilidad de los pacientes, su limitación en las actividades de la vida diaria, su participación en la sociedad y sus probabilidades de volver a las actividades profesionales. Todos estos factores contribuyen a una baja calidad de vida en general. El entrenamiento de rehabilitación es la forma más eficaz de reducir las deficiencias motoras en pacientes con accidente cerebrovascular. La Convención de las Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (CDPD), pide 'medidas apropiadas, incluyendo el apoyo entre pares, para permitir que las personas con discapacidad alcancen y mantengan la máxima independencia, plena capacidad física, mental, social y profesional y plena inclusión y participación en todos los aspectos de la vida' [3]. En los países desarrollados, el proceso de recuperación de los supervivientes de un accidente cerebrovascular se apoya con los servicios de rehabilitación del accidente cerebrovascular. Estos servicios reducen la discapacidad y aumentan las posibilidades de que una persona regrese a su hogar. Un seguimiento de cinco años de una cohorte de seis meses de todas las altas en una unidad de rehabilitación de accidentes cerebrovasculares, mostró que el 76% de los que regresaron a casa todavía estaban en casa 12 meses después. La rehabilitación necesita mejoras para minimizar la discapacidad posterior al ictus.

El déficit más común después de un accidente cerebrovascular es la hemiparesia de la extremidad superior contralateral, con más del 80% de los pacientes con accidente cerebrovascular experimentando esta afección de forma aguda y más del 40% de forma crónica. Estas deficiencias

inducen discapacidades en actividades comunes como alcanzar, recoger objetos y sostenerse de objetos. La paresia motora de la extremidad superior puede asociarse con otras manifestaciones neurológicas que afectan la recuperación de la función motora y, por tanto, requieren una intervención terapéutica focalizada. Si bien es cierto que, se ha demostrado que las activaciones cerebrales aumentan dentro del hemisferio lesionado después de un programa de rehabilitación de las extremidades superiores [4].

Desde un punto de vista teórico, un programa de rehabilitación de accidentes cerebrovasculares para el deterioro motor de las extremidades superiores debe incluir rehabilitación motora global, estimulación eléctrica cerebral, subespecialización hemisférica en actividades motoras e interacción multisensorial. Una revisión reciente de Cochrane, que se centra en la recuperación de la función y la movilidad en pacientes con accidentes cerebrovasculares, demuestra el potencial beneficio de la terapia de rehabilitación sobre las deficiencias y discapacidades motoras, que en comparación con otros tratamientos, presenta un excelente rendimiento en función del tiempo transcurrido desde el accidente cerebrovascular [4].

Para muchos profesionales de la salud que trabajan en la rehabilitación de accidentes cerebrovasculares, el futuro está en el desarrollo de entrenamientos apoyados por tecnología para la recuperación de las extremidades superiores [4]. Es el caso particular de los robots de rehabilitación. Un robot se define como un manipulador multifuncional reprogramable diseñado para mover material, piezas o dispositivos especializados a través de movimientos programados variables para realizar una tarea [5]. Los robots de rehabilitación son relativamente algo novedoso y se encuentra actualmente en un rápido crecimiento, más y más mecanismos de rehabilitación surgen en ambientes clínicos. A finales de los 80 y principios de los 90 un gran número de desarrollos tecnológicos pioneros tuvieron su lanzamiento, abalados por una serie de descubrimientos basados en el uso de una serie de entrenamiento aplicado en animales con el sistema central nervioso dañado que argumentaban la mejora en su movilidad. El principal objetivo de estas tecnologías pioneras era el de mejorar la recuperación de los pacientes aumentando la intensidad y favoreciendo la adaptabilidad de los ejercicios de rehabilitación [6].

No obstante, la idea del uso de máquinas o robots con la función de rehabilitar la movilidad de la persona data de épocas más lejanas. Theodor Büdingen propone en una patente de 1910, lo que denomina como “aparato de cura del movimiento”, una máquina impulsada por un motor eléctrico que permite soportar y guiar los pasos de pacientes con enfermedades del corazón. En 1930, Richard Scherb desarrolla “el meridiano”, un aparato gobernado por cables que permite el movimiento de las articulaciones de los pacientes. Esta máquina de mecanoterapia incluía diferentes modos de rehabilitación; desde modos pasivos hasta activo-asistidos y activo-resisitivos [7].

El número de nuevos desarrollos ha sido desproporcionado con respecto a la penetración de estas tecnologías en el ámbito clínico, probablemente debido al enfoque tecnológico de muchos grupos de ingeniería y al limitado, aunque creciente, intercambio del campo con terapeutas y clínicos. Aunque unos pocos ensayos controlados y aleatorizados han confirmado la eficacia de la terapia asistida por robots, equivalente a la de la terapia convencional con dosis equivalentes [8]-[10], la mayoría de los dispositivos publicados nunca fueron evaluados clínicamente, o dicha evaluación se limitó a estudios piloto en unos pocos pacientes.

En particular, este Trabajo Fin de Master (TFM) explora la aplicación de diferentes estrategias de control en un mecanismo que mimetiza a un brazo de exoesqueleto. Este mecanismo permite adaptarse a la extremidad superior o brazo del paciente, permitiéndole 3 grados de libertad (GDL) correspondiente a los movimientos naturales del mismo; muñeca, codo y hombro. Cada una de estas estrategias control corresponde a diferentes ejercicios que el usuario tiene que realizar en función del proceso de rehabilitación en el que se encuentre; aquellos usuarios que se encuentra a comienzos de su proceso de rehabilitación el mecanismo les facilitará en mayor medida la ejecución del ejercicio, por lo contrario, aquellos que se encuentran en un proceso de rehabilitación más avanzado el mecanismo reducirá la ayuda o incluso les entorpecerá la ejecución del ejercicio.

## 2. CONTEXTO

El robot de rehabilitación objetivo de este TFM es el del Grupo de Investigación Sensorización Virtual para Bioingeniería de la Escuela de Ingeniería de Bilbao.

El mecanismo de rehabilitación en cuestión es portable y modular, pudiendo colocarse sobre una mesa lineal, aportando al prototipo una mayor flexibilidad en el movimiento. Figuras 1, 2 y 3 muestran los diferentes módulos que componen el mecanismo; módulo del hombro, módulo del codo y módulo de la muñeca. Sin embargo, este TFM explorara solo los movimientos del codo y el hombro, siendo estos los más utilizados en la vida cotidiana.

El mecanismo de rehabilitación es también ajustable, y por tanto, es capaz de adaptarse a los diferentes pacientes. La altura del mecanismo así como las longitudes entre los apoyos de este dispositivo son variables permitiendo así facilitar la correcta realización de los ejercicios independientemente de la anatomía del paciente. No obstante, para el desarrollo de las estrategias de control estos valores serán fijos. Dicho robot de rehabilitación se explicará con más detalle en el posterior apartado 6.1.

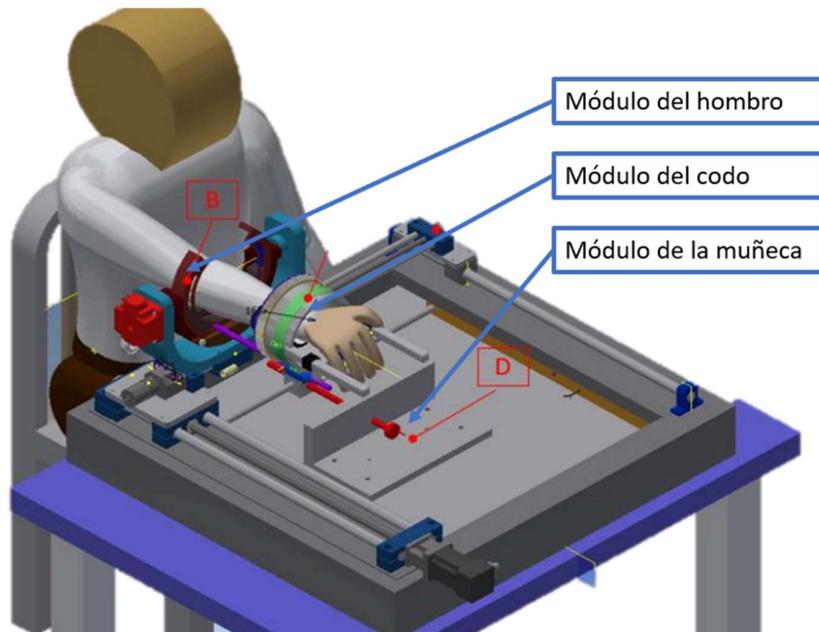


Figura 1: Paciente realizando ejercicios de rehabilitación con el mecanismo

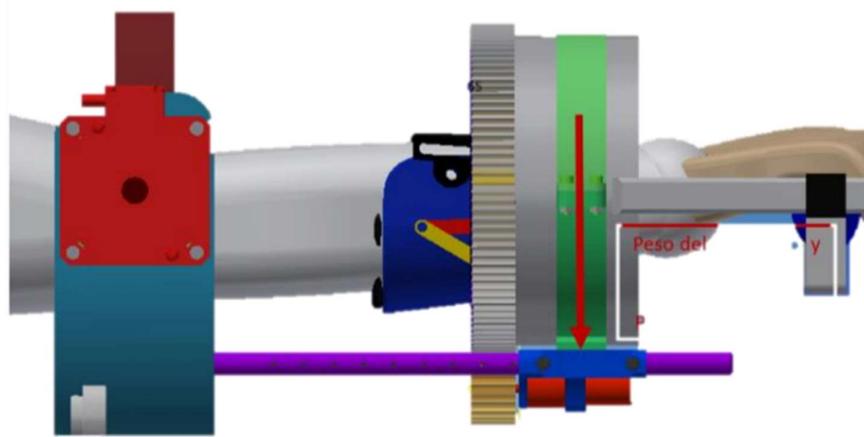


Figura 2: Disposición del brazo del usuario respecto al mecanismo

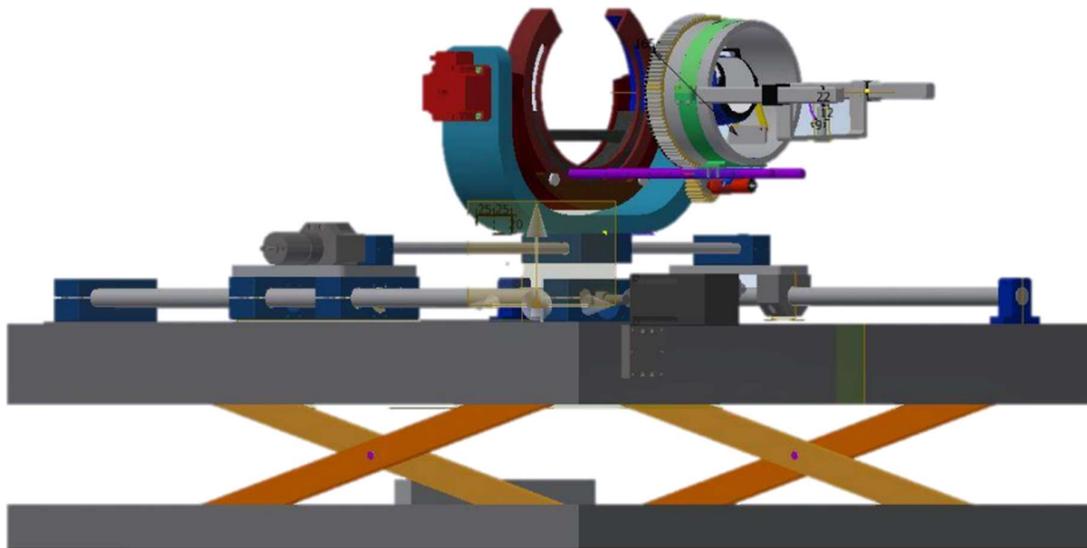


Figura 3: Mecanismo de rehabilitación

A lo hora de desarrollar los controladores, se debe disponer de un modelo matemático que represente la cinemática y dinámica del sistema en cuestión, para nuestro caso, el robot de rehabilitación tipo exoesqueleto posteriormente presentado. Con el modelo cinemático es posible relacionar los movimientos de los ángulos que componen el mecanismo con la posición y orientación del punto de contacto, punto donde la mano del usuario se agarra al mecanismo. Con el modelo dinámico somos capaces de conocer las fuerzas resultantes en cada posición que adopta el robot de rehabilitación.

Una vez los controladores se desarrollen en base a este modelo, para la adecuada ejecución de los ejercicios de rehabilitación, las ganancias de las estrategias de control deben ser cambiado acorde al paciente, o dicho de otra forma, a su anatomía.

A la hora de realizar la estrategia de control, partimos del modelo cinemático y dinámico de dicho prototipo robótico de rehabilitación desarrollado en [11]. Las ecuaciones representativas del modelo serán introducidas en un modelo Simulink, con el cual simularemos estos ejercicios y en el cual se ajustarán las ganancias de las estrategias de control para conseguir el rendimiento adecuado de la simulación de los ejercicios de rehabilitación del paciente.

### 3. OBJETIVOS Y ALCANCE

El objetivo principal que persigue este Trabajo de Fin de Master es diseñar e implementar un conjunto de controladores que mimeticen los ejercicios de rehabilitación de las extremidades superiores, los cuales el paciente realizará con el robot de rehabilitación detallado en el apartado anterior.

Dicho objetivo principal se divide en los siguientes sub-objetivos:

- Realizar un estudio previo de robots de rehabilitación existentes, así como de los distintos métodos y estrategias de control aplicables a dichos robots.
- Realizar un análisis del robot de rehabilitación en base al cual se diseñarán las estrategias de control.
- Diseñar controladores de alto nivel que posibilitan adaptar el comportamiento del robot al estado funcional de los pacientes y los valores seleccionados por el terapeuta.
- Diseñar controladores de bajo nivel basados en el modelo del robot que permitan seguir a las referencias de fuerza y posición generadas por los controladores de alto nivel.
- Implementar los controladores diseñados y analizar su robustez antes perturbaciones externas que pudiera generar un usuario.

El alcance o limitaciones presentes en este TFM son las siguientes:

- Se implementan los controladores en tiempo continuo, es decir, no se define un tiempo de muestreo basado en la capacidad de muestreo de los posibles componentes que formaran el mecanismo.
- Se asume que las mediciones de las variables no presentan error en la medición, en otras palabras, los sensores son ideales.
- Se trata de una simulación; ningún elemento físico es usado para la obtención y verificación de las estrategias de control. Es por tanto, una simulación virtual en toda su totalidad.
- No se tiene en cuenta la dinámica de los motores pero con la intención de asegurar la seguridad de los usuario se limita el par ejercido.
- Se definen unos límites mínimos y máximos en los GDL del mecanismo en función del grado de movilidad del ser humano en cada movimiento limitado.

## 4. BENEFICIOS

Desde un punto de vista social, la posibilidad de rehabilitar las extremidades superiores de personas que por diversas circunstancias han perdido en cierto grado su movilidad, permite a estos ser más independiente, necesitando menor ayuda tanto de sus familiares como de trabajadores sociales o cuidadores. Esto no solo genera independencia en el paciente pero también mejora su salud psicológica al aumentar su autoestima y felicidad lo cual facilita de esta forma su integración a la sociedad. Por consiguiente, aumentando la calidad de vida de forma general; no solo los afectados sino también a su círculo cercano.

La existencia de un robot rehabilitador también supone beneficios al fisioterapeuta. Con este aparato, el esfuerzo físico que el fisioterapeuta realiza por paciente se verá drásticamente reducido. Además, al ser mecanismos fácilmente automatizables, el número de pacientes atendidos por unidad de tiempo incrementaría, al no necesitarse ayuda profesional de forma continua, el fisioterapeuta puede atender a otros pacientes que lo requieran. Esto llevaría también a que las sesiones de recuperación puedan ser de mayor duración y por consiguiente reducir los tiempos de recuperación. Con la existencia de estos robots, no se necesitaría ayuda profesional presencial al poder programar los ejercicios bien de antemano o incluso de forma remota. Por tanto, supondría una reducción de la huella de carbono al permitir al paciente realizar los ejercicios desde casa y al fisioterapeuta realizar la monitorización o programación de la máquina de forma remota.

Basándose en argumentos anteriores, desde un punto de vista económico, se decrementaría el número de trabajadores sociales o cuidadores de personas dependientes, reduciría el gasto por transporte al no haber necesidad de ello y, al ser un producto automatizado, se reduciría el tiempo empleado por los profesionales de la salud repercutiendo así en una reducción de los costes sanitarios.

Este mecanismo tiene la posibilidad de memorizar fuerzas y movimientos ejercidos por el paciente, es decir, nos aporta datos cuantitativos que permite cuantificar el progreso del paciente y adaptar los próximos ejercicios en concordancia con los datos. Es por ello que supone también un avance tecnológico en el campo de la rehabilitación, al mejorar el proceso de rehabilitación, reduciendo de este modo los tiempos de recuperación.

## 5. ESTADO DEL ARTE

Este apartado contempla en primer lugar un estudio de robots de rehabilitación que han sido pioneros o que han presentado cierta relevancia en el campo de la rehabilitación de las extremidades superiores. Seguidamente, se analizan los movimientos de las articulaciones del ser humano para posteriormente, realizar un estudio de las estrategias de control que se implementan en este trabajo de fin de Master.

### 5.1. ESTUDIO PREVIO DE ROBOTS DE REHABILITACIÓN

Desde finales de los 90 ha habido un gran desarrollo de dispositivos robóticos para rehabilitación, especialmente para neurorrehabilitación post ictus. Los primeros robots usados en el ámbito de la rehabilitación de extremidades superiores, solo eran capaces de guiar el movimiento de la mano del paciente en plano. Este es el caso del MIT-MANUS o la plataforma “Mirror Image Movement Enabler” (MIME).

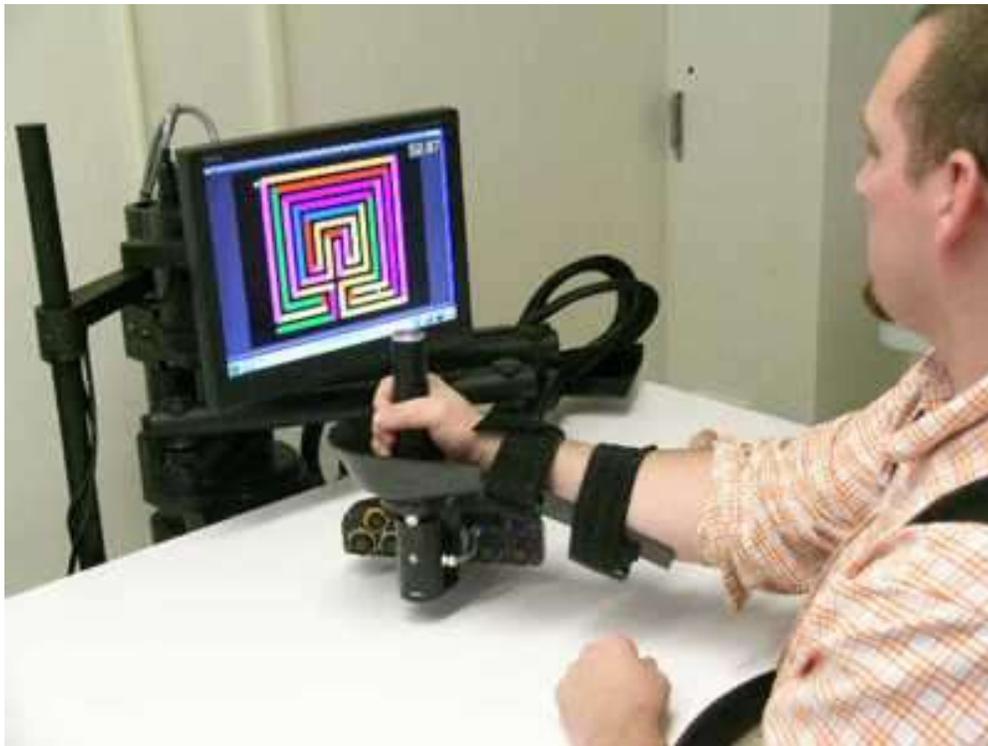


Figura 4: Robot MIT-MANUS desarrollado por "Massachusetts Institute of Technology" [12].

El MIT-MANUS (figura 4) fue desarrollado en "Massachusetts Institute of Technology" a principios de 1990 con el objetivo de determinar si con ejercicios de alcance repetitivos utilizando este dispositivo robótico se lograba mejorar la recuperación de la movilidad del brazo en supervivientes de accidentes cerebrovasculares hemiparéticos. Tras un extenso análisis clínico se confirmó que el dispositivo mejora la capacidad motora del brazo del paciente [12].

La plataforma MIME es otro de los primeros robots de rehabilitación, se centra en la capacidad de los dispositivos de rehabilitación de ayudar a los movimientos de las extremidades y facilitar la recuperación motora en sujetos con hemiparesia crónica debido a un accidente cerebrovascular. En un estudio inicial con la plataforma MIME, el cual incluía 28 participantes (2 grupos de 14), se demostró que todos habían mejorado la función como resultado de esta terapia [13]. La Plataforma MIME incorpora un PUMA 560 [14] el cual aplica una fuerza al miembro parético durante movimientos unilaterales y bilaterales. El entrenamiento típico consiste en 15 sesiones de 1 hora, cada una durante un periodo de 4 semanas. Análisis de los resultados demostraron que la terapia con la plataforma MIME era al menos tan efectiva como una terapia realizada por un fisioterapeuta durante la misma duración de tiempo [15].



*Figura 5: Plataforma MIME [13]*

Sin embargo, el uso de estos robots no mostro grandes beneficios significativos en términos cualitativos, por lo que surge la motivación por parte de los investigadores de abordar los movimientos del entrenamiento de rehabilitación en un espacio tridimensional, de tal modo que surge el desarrollo de los exosqueletos para la neurorrehabilitación. A mediados de los 2000 se desarrollaron una amplia gama de exosqueletos para extremidades superiores, sin embargo, no todos fueron testados clínicamente. En 2011 el ArmeoPower por Hocoma basado en el robot ARMinIII fue el primer exosqueleto de extremidades superiores para rehabilitación disponible comercialmente.



Figura 6: ArmeoPower desarrollado por Hocoma [16]

El ArmeoPower es utilizado como terapia de rehabilitación de las extremidades superiores. Se compone principalmente de un brazo de exoesqueleto motorizado el cual soporta el peso del brazo del paciente, ayudando a este a realizar los ejercicios específicos para su rehabilitación en un espacio tridimensional. El ArmeoPower está orientado a pacientes que han perdido, o tienen parcialmente restringida, la función de sus extremidades superiores debida a trastornos nerviosos centrales o neurogénicos periféricos, espinales, musculares o relacionados con los huesos. También permite ejercicios específicos para aumentar la fuerza de los músculos y el rango de movimiento de las articulaciones en busca de mejorar la función motora. Por consiguiente, el ArmeoPower ayuda a los médicos a evaluar dichas funciones [16]-[18].

#### 5.1.1. Clasificación de robots de rehabilitación

A la hora de diseñar una estrategia de control, es importante conocer las características del sistema que se pretende controlar. Para el caso que compete este TFM, se debe conocer la estructura mecánica, número y tipo de articulaciones accionadas y principio de actuación. Dichas características dictan el modelo cinemático y dinámico del robot de rehabilitación y por ende, los algoritmos de control.

#### *Estructura mecánica*

Desde el punto de vista de la estructura mecánica, los robots de rehabilitación pueden ser categorizados como robots basados en efectores finales, es decir, robots con elemento terminal y robots tipo exoesqueleto.

Los robots de rehabilitación de miembros superiores con elemento terminal interactúan con el paciente a través de una única unión en el punto de contacto con la mano del paciente. Lo cual significa que las articulaciones de este tipo de robot no se adhieren a la extremidad superior del paciente. La fuerza de tracción está conectada al extremo de la extremidad del paciente y al robot. El

movimiento de la extremidad superior del paciente es asistido por el robot para lograr un buen entrenamiento de rehabilitación. Las principales ventajas que presenta el robot de rehabilitación de extremidades superiores con efector final son su estructura simple y portátil y que el método de control y la planificación de trayectorias es relativamente sencilla. Sin embargo, debido a la simpleza del mecanismo, es difícil controlar con precisión las articulaciones para los entrenamientos de movimiento de rotación. Además, esta escasez de precisión puede acarrear problemas graves como lesiones articulares en los pacientes. Un ejemplo de robot con este tipo de estructura sería el ya mencionado robot MIT-MANUS o la plataforma MIME.



*Figura 7: Robot de rehabilitación basado en efectores finales*

Los exoesqueletos, a diferencia de los robots con elemento terminal, van unidos a toda la extremidad del paciente a rehabilitar. Un robot exoesqueleto encapsula la extremidad en la estructura biónica para controlar su movimiento. El exoesqueleto puede controlar completamente la postura de la parte superior o inferior y determinar cuántos pares de torsión se deben aplicar a cada articulación por separado, de tal modo que es posible entrenar un determinado músculo mediante el cálculo de los pares de torsión de las articulaciones implicadas. Sin embargo, esta estructura de capsula implica que los ejes articulares de la extremidad están predeterminados de tal modo que si los ejes no se alinean correctamente con los ejes anatómicos del miembro superior del paciente ocurrirá una singularidad mecánica. En esta categoría entraría el robot de rehabilitación anteriormente comentado: el ArmeoPower [19].

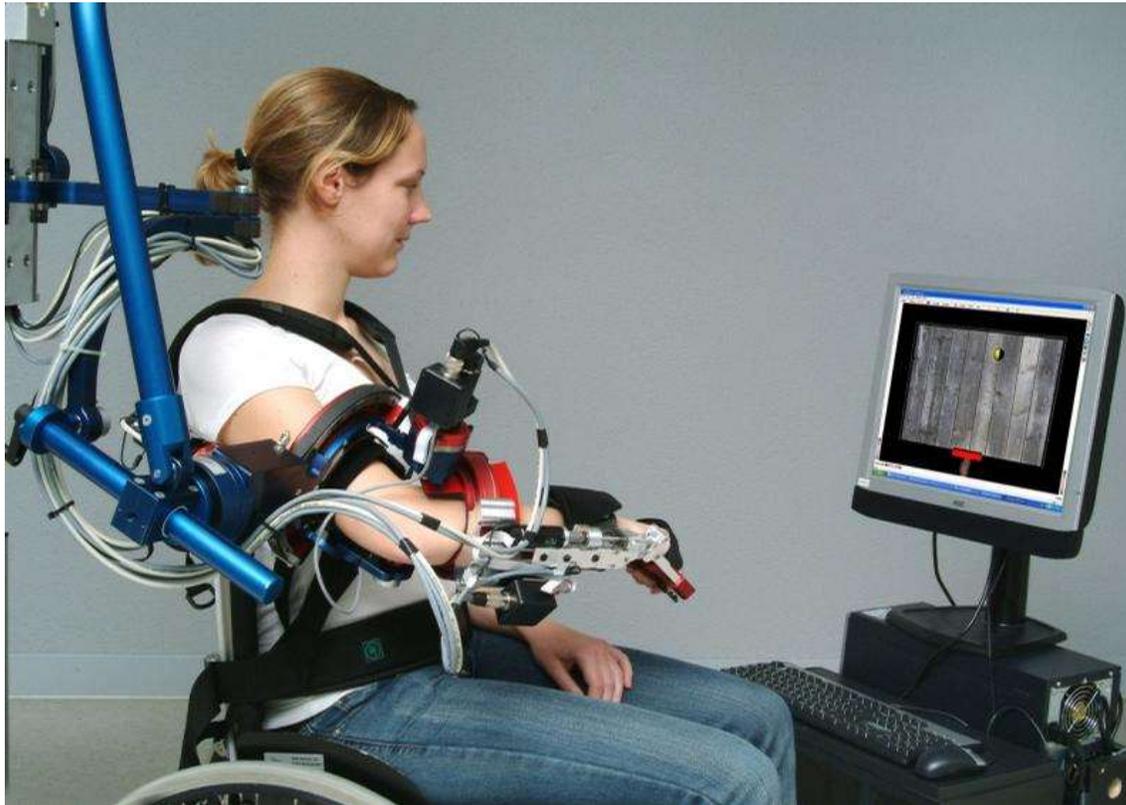


Figura 8: Robot de rehabilitación basado en exoesqueleto

### Principio de actuación

Los robots de rehabilitación se clasifican según el principio por el cual estos están actuados, en otras palabras, en base a que tecnología sus articulaciones generan el movimiento. Referente al principio de actuación los más comunes son los siguientes:

- **Electricidad:** Es sin duda el método de actuación más utilizado entre los robots de rehabilitación. Generalmente, presenta precisiones más elevadas, son opciones silenciosas y el hecho de no necesitar ningún fluido, evita las posibles fugas que pudieran surgir en su utilización.
- **Neumática:** Son sistemas fáciles de controlar, seguros y tienden a requerir poco mantenimiento. Tienden a ser relativamente ruidosas y requiere de compresor, lo cual hace el mecanismo más pesado.
- **Hidráulica:** Se trata del método menos utilizados entre los robots de rehabilitación. Si bien es el que genera mayor fuerza por volumen, se trata de una característica que hoy en día, cualquiera de las otras alternativas puede conseguir suficiente fuerza para la realización de tareas de rehabilitación. Al igual que la neumática, requiere de partes complementarias evitando que el mecanismo pueda ser liviano [20].

### *Número de articulaciones accionadas*

Desde el punto de vista del número de articulaciones accionadas, los robots de rehabilitación se pueden clasificar en varias clases:

- La primera clase se enfoca en el entrenamiento funcional basado en “Activities of Daily Living” (ADL), incluyendo el brazo y la mano, es decir, articulaciones proximales y distales. Ejemplo de los dispositivos robóticos que pueden proporcionar dicha formación son el ArmeoPower y el robot ARMinIV.
- La segunda clase se enfoca en el entrenamiento de las partes distales del brazo humano como la mano, la muñeca y el antebrazo. El abordaje distal da como resultado una activación de la corteza sensoriomotora.
- La tercero y última clase se centra en el entrenamiento de partes más próximas del brazo del ser humano que incluye codo y hombro [16].

En la siguiente tabla se muestran, en función de su clase, los distintos proyectos ya existentes de robots rehabilitadores. En la primera columna se encuentra el nombre del brazo de rehabilitación, en la segunda columna (A) se muestra el número de articulaciones actuadas, en la tercera columna (P) se define el número de articulaciones pasivas, es decir, aquellas articulaciones que son mecánicas. En la cuarta columna se hace referencia al tipo de accionamiento del mecanismo, el cual puede ser eléctrico (E), neumático (N) o hidráulico (H). Por último, en la quinta columna se declara la Interfaz Física Humano-Robot (PHRI), donde “2” hace referencia a que es un robot bilateral, “S” que incluye hombro, “U” si incluye brazo superior, “F” si incluye antebrazo y “H” si incluye mano.

<i>Proyecto</i>	<i>A</i>	<i>P</i>	<i>Tipo</i>	<i>PHRI</i>
ARAMIS	6	0	E	2-SFH
ARMinIV	7	0	E	UFH
ArmeoPower	6	0	E	UFH
ARMOR	8	4	E	2-UFH
BONES+SUE	6	0	N	UFH
BOTAS	6	0	E	2-UFH
ETS-MARSE	7	0	E	UFH
EXO-UL7	7	0	E	2-UFH
IntelliArm	7	2	E	UFH
NTUH-ARM	7	2	E	UF
RUPERT-IV	5	0	P	SUFH
SRE	7	0	P	FH
SUEFUL7	7	1	E	UFFH

*Tabla 1: Clasificación de robots de rehabilitación según articulaciones accionadas [21]-[33]*

### 5.1.2. Cinemática de miembros superiores

Previo al diseño de los controladores, es importante conocer los tipos de movimientos y las limitaciones físicas del miembro a rehabilitar. Desconsiderar dichos factores podría generar lesiones al paciente, ya que el robot de rehabilitación podría generar movimientos incapaces de realizar por el usuario debido a un inadecuado ajuste del controlador. Por todo ello, a continuación se describe la anatomía humana, haciendo especial hincapié en el miembro superior.

El cuerpo humano se compone de un conjunto de huesos unidos por articulaciones, los cuales forman el esqueleto. El esqueleto está cubierto por tejidos blandos como órganos y músculos que todos juntos forman la totalidad del cuerpo humano. Sobre el cuerpo humano, se pueden trazar tres planos corporales (figura 9) en los cuales el movimiento de cada articulación que definido, dichos planos son:

- Plano sagital o lateral: Divide el cuerpo en planos derecho e izquierdo.
- Transversal o plano horizontal: Divide el cuerpo en partes superior e inferior.
- Plano frontal o coronal: Divide el cuerpo en anterior y partes posteriores.

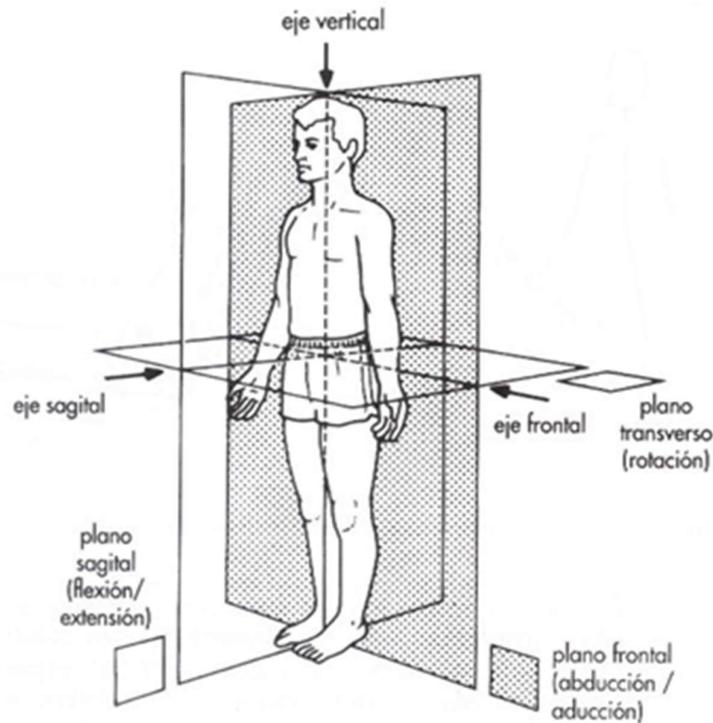


Figura 9: Planos corporales

Los movimientos en el plano sagital se les conocen como flexión y extensión. La flexión es un movimiento que reduce el ángulo entre huesos, y la extensión es un movimiento que aumenta el ángulo entre los huesos de la extremidad en una articulación.

Los movimientos en el plano coronal se llaman abducción y aducción. La abducción es un movimiento hacia afuera de la extremidad alejándose del plano medio del cuerpo y la aducción es un movimiento que acerca una extremidad al cuerpo en el plano sagital.

Otros movimientos son la pronación y supinación. La pronación es trata de un movimiento de rotación de las extremidades en sentido al plano sagital y la supinación de rotación en sentido contrario del plano sagital. Para el caso que nos compete, la supinación es la rotación del antebrazo, de modo que la posición de la palma sea anterior, es decir, la palma hacia arriba. La pronación es la rotación del antebrazo que mueve el brazo desde una posición de cara anterior a una posición de cara posterior, es decir, la palma hacia abajo.

Además de los anteriores existen también los movimientos de rotación y circunducción. La rotación se describe como el movimiento de una articulación alrededor del eje largo de la extremidad en un movimiento circular, pudiendo ser este movimiento interno o externo. La circunducción es un movimiento circular en el que la flexión, la abducción, extensión y aducción se combinan en una secuencia.

Conocidos los movimientos que puede realizar el cuerpo humano, seguidamente se especificará más en detalle la extremidad en la que este TFM está basado, el brazo. El brazo se compone de tres segmentos: el brazo superior, antebrazo y mano. Estos tres segmentos están vinculados por tres articulaciones: el hombro, el codo y la muñeca [16].

La articulación del hombro es una de las más complejas del cuerpo humano, el cual está compuesto por al menos 3 grados de libertad. Dichos grados de libertad son: flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna y externa. El rango de movimiento del hombro en flexión está entre 130 y 180 grados, y el rango de movimiento del hombro en extensión está entre 30 y 80 grados. El hombro humano puede alcanzar hasta 180 grados de abducción y 50 grados de aducción. La rotación medial (interna) del hombro es entre 60 y 90 grados. El hombro puede alcanzar hasta 90 grados de rotación lateral (externa) [34-35].

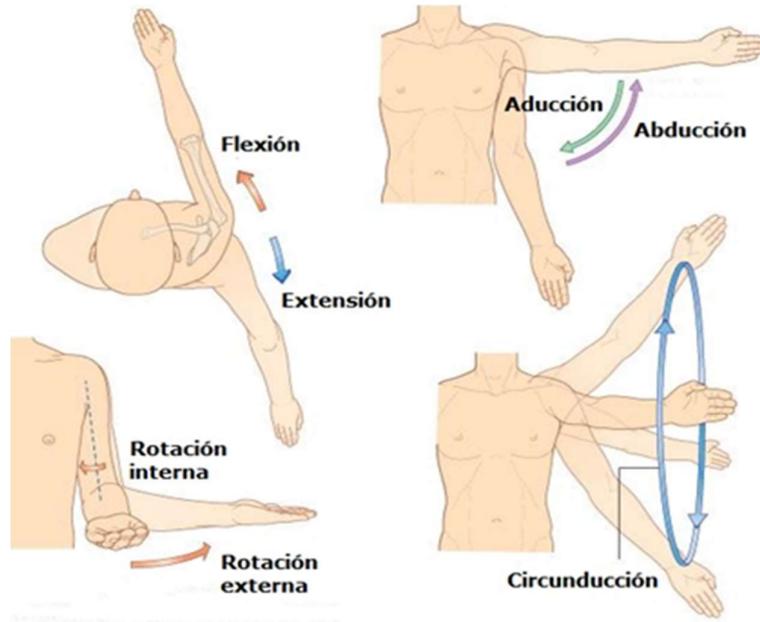


Figura 10: Grados de libertad de la articulación del hombro

La articulación del codo une la parte superior del brazo al antebrazo. Se considera como una articulación de bisagra entre el extremo distal del húmero y extremo proximal del cúbito y radio. Por lo general, se asume una articulación con dos grados de libertad. Los dos GDL de las articulaciones del codo son: flexión-extensión y pronación-supinación. La flexión máxima activa del codo está entre 140 y 146 grados. La extensión completa del codo es de entre 0 y 10 grados. Los movimientos de pronación y supinación del codo se definen desde una posición inicial con el codo flexionado a 90 grados. Tanto la pronación del codo como su supinación es de hasta 90 grados.

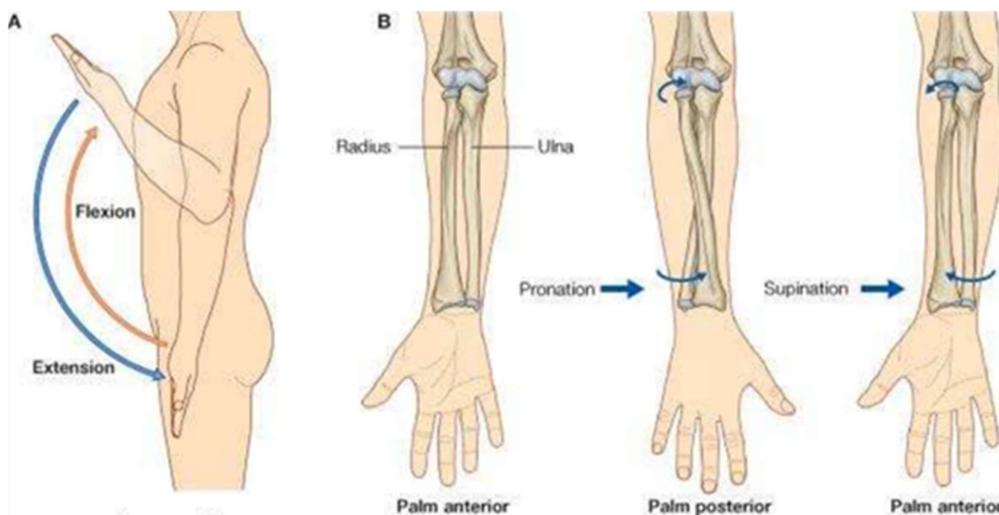


Figura 11: Grados de libertad de la articulación del codo

La articulación de la muñeca es una de las articulaciones más complejas en el cuerpo humano. Por lo general, se modela como una articulación con dos GDL: flexión-extensión y abducción-aducción. En la muñeca la flexión activa es de hasta 90 grados y la extensión de la muñeca de hasta 70 grados. La aducción de la muñeca es de hasta 40 grados y la abducción de la muñeca no supera los 15 grados.

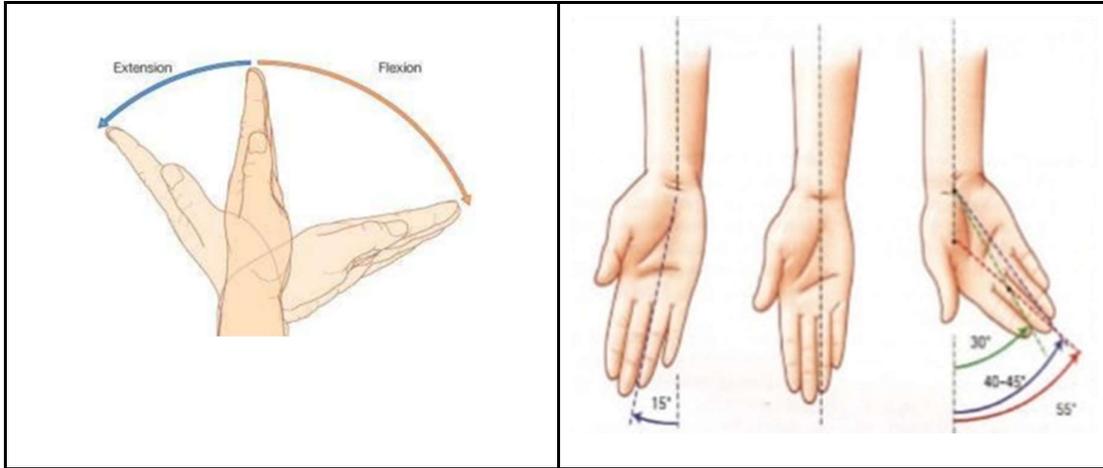


Figura 12: Grados de libertad de la articulación de la muñeca

En la siguiente tabla se resume el rango de movimiento de las distintas articulaciones:

Articulación	Movimiento	Rango de movimiento		
Hombro	Rotación	-90°	-	90°
	Flexión/Extensión	-180°	-	50°
	Abducción/Aducción	-180°	-	50°
Codo	Extensión/Flexión	-10°	-	145°

	Pronación/Supinación	-90°	-	90°
Muñeca	Flexión/Extensión	-90°	-	70°
	Abducción/Aducción	-15°	-	40°

Tabla 2: Rango de movimientos de las articulaciones del hombro, codo y muñeca

## 5.2. ESTUDIO PREVIO DE MÉTODOS/ESTRATEGIAS DE CONTROL

La eficacia de la rehabilitación y la terapia asistida del robot depende en gran medida de su capacidad para ayudar a los pacientes a moverse en los distintos modos de acuerdo con las diferentes etapas de recuperación de los pacientes. El modo de entrenamiento apropiado debe determinarse en función de la experiencia del fisioterapeuta y el nivel de discapacidad del paciente. A lo largo de la rehabilitación el paciente va recuperando gradualmente el rango de movimiento, así como la fuerza en la extremidad o articulación lesionada. Por lo tanto, el paciente necesitará recibir ejercicios más activos o pasivos en función de la fase de recuperación en la que se encuentre. De este modo, dependiendo del estado de recuperación y el ejercicio seleccionado por el fisioterapeuta se deberá generar una referencia de fuerza o de posición. A este tipo de control se le denomina control de alto nivel o nivel de tarea.

A su vez, la referencia generada por el control de tarea es controlada por lo que se denomina un control de bajo nivel o de nivel de dispositivo. De tal modo, el algoritmo de controlador queda dividido en dos niveles. En ambos esquemas, la estructura de control es de retroalimentación, de este modo se puede actuar ante incertidumbres y reducir los efectos de las perturbaciones.

## 5.3. CONTROL NIVEL DE TAREA O ALTO NIVEL

A continuación se presentan los controladores de alto nivel más implementados en los robots de rehabilitación existentes.

### 5.3.1. Control pasivo

También referido como “inactivo”, “control de posición” o “robot en modo de carga”. El robot genera toda la totalidad de la fuerza para realizar la trayectoria predefinida, el paciente simplemente se deja llevar por este. Las posibles fuerzas que el paciente pueda generar en el robot son contrarrestadas. En este controlador el fisioterapeuta tendrá la capacidad tanto de cambiar la posición final que alcanzará el mecanismo junto con el brazo del usuario así como la velocidad en la

que el ejercicio se ejecuta. Estos dos parámetros dependerán del estado de recuperación del paciente. Con este ejercicio se promueve la recuperación de la función motora de las extremidades y se reduce la atrofia muscular gracias a la intensidad y repetitividad del ejercicio. Sin embargo, se promueve poco la motivación del paciente. Como proyecto representativo de este control destacar el RUPERT IV.

Referente a la literatura de este controlador destacar [36] en donde se presente un controlador pasivo junto con uno activo para la rehabilitación del movimiento de las manos de los pacientes. Estos controladores son aplicados a un mecanismo de exoesqueleto que plantea recubrir la mano del usuario.

### 5.3.2. Control asistido

También conocido como “activo asistido” o “terapeuta a cargo”. En este modo, el paciente mueve la extremidad sin asistencia, y cuando el criterio alcanza cierto umbral, el robot se activa. Permite en un principio el movimiento del paciente sin ayuda del robot. Por tanto, se mejora la capacidad del paciente de tomar la iniciativa de movimiento. Este tipo de controlador está basado en el control de impedancia, controlador que permite la influencia de fuerzas externas en la ejecución de la trayectoria, a diferencia del control de posición, que es más rígido en este sentido. Para este caso, el fisioterapeuta elige la posición deseada al que converge el sistema y una ganancia que permite ajustar cuanta influencia tiene el robot en facilitar el ejercicio al paciente. Por ello, si el usuario se encuentra en una fase temprana de recuperación esta ganancia se ajusta para que la ayuda del robot tenga más influencia, en caso contrario, esta ganancia se ajustaría para minimizar esta ayuda. Como trabajo representativo de este modo de trabajo destacar BONES o Pneu-WREX.

En [37] se presenta un controlador asistido para un robot de rehabilitación de 7 GDL con sensores de fuerza y par incorporados y con la capacidad de cambiar a distintos modos de rehabilitación, entre estos, el control asistido.

### 5.3.3. Control activo

También denominado como modo “paciente en cargo”. En este controlador, el robot modifica su trayectoria o fuerza de asistencia cuando el paciente presenta voluntad de moverse. Permite al usuario influir en la ejecución del ejercicio. En este controlador se modifica la trayectoria en función de la intención de la trayectoria del paciente, de tal modo que la motivación del paciente incrementa. El movimiento lo realiza el usuario mientras que el robot solo compensa las fuerzas propias de la inercia y pesos del mecanismo. Es decir, es como si el usuario pudiese mover el brazo sin tener que ejercer fuerzas para mantenerlo rígido. La única fuerza que se introduce en el sistema es la propia ejercida por el paciente. Es por ello un controlador basado en un control de fuerza donde la fuerza de compensación de fuerzas dependerá de la posición, velocidad y aceleración del sistema en cada momento.

En [38] se aplica un controlador activo basado en campo de velocidades; el movimiento del robot de rehabilitación se limita por este campo de velocidades permitiendo al robot seguir la trayectoria deseada en el espacio definido de forma suave y estable.

### 5.3.4. Control resistido

También denominado como “activo resistido”, “basado en el desafío” o “activo restringido”. El robot proporciona una fuerza de resistencia cuando el paciente mueve el miembro, de tal modo que el ejercicio resulta más desafiante. Se trata del controlador análogo al controlador asistido, por ello, está basado en el controlador de impedancia. Este controlador se utiliza en las últimas etapas de recuperación del paciente donde ya puede realizar esfuerzos resistidos, por ello, es adecuado para pacientes con gran recuperación. La resistencia hace que el entrenamiento sea más desafiante y se puedan fortalecer los músculos.

En [39] se genera un controlador resistivo aplicado a un robot de rehabilitación portátil que genera una amplia gama de grados de resistencia al movimiento de pacientes con falta de fuerza en las extremidades superiores.

## 5.4. CONTROL NIVEL DE DISPOSITIVO O BAJO NIVEL

A continuación se presentan los controladores de nivel de dispositivo o bajo nivel los cuales sirven de base para la implementación de los controladores de alto nivel.

### 5.4.1. Control de posición: Control de par calculado

El control de par calculado o “CTC” es una estructura de control de trayectoria que emplea la dinámica de compensación en el lazo de retroalimentación para linealizar y desacoplar la dinámica no lineal del robot, es decir, este controlador tiene el atributo de obtener una ecuación en malla cerrada lineal en términos de las variables de estado. La ecuación en malla cerrada se obtiene sustituyendo el algoritmo del controlador CTC en la ecuación representativa del modelo dinámico del robot y bajo la suposición de que existe una cancelación exacta del modelo dinámico que interviene en el lazo de retroalimentación, entonces el control par calculado realiza el desacoplamiento dinámico en todas las articulaciones del robot, resultando en un sistema lineal [40].

La figura 13 muestra el esquema de bloques típico de un control CTC.

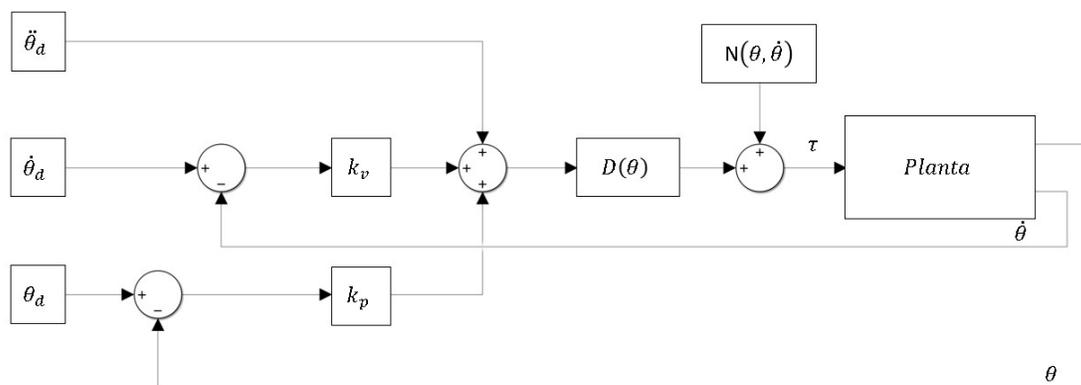


Figura 13: Diagrama de bloques típico de un controlador CTC

Donde:

$\theta$ : Posición angular actual del sistema.

$\dot{\theta}$ : Velocidad angular actual del sistema.

$\tau$ : Par de entrada al sistema.

$\theta_d$ : Posición angular deseada.

$\dot{\theta}_d$ : Velocidad angular deseada.

$\ddot{\theta}_d$ : Aceleración angular deseada.

$K_p$ : Ganancia proporcional del controlador.

$K_v$ : Ganancia derivativa del controlador.

$D(\theta)$ : Matriz de inercia del sistema.

$N(\theta, \dot{\theta})$ : Vector de fuerzas de Coriolis, centrífuga y carga gravitatoria del sistema.

Siendo el bloque denominado “planta” como una representación de la dinámica del sistema a controlar.

En este controlador, tenemos como entrada la posición, velocidad y aceleración angular de cada miembro del brazo de rehabilitación, las cuales se retroalimentan con la posición y velocidad actual del sistema.  $K_p$  y  $K_v$  representan las ganancias del controlador, estas son ajustadas para definir el comportamiento de los actuadores del robot. Por otro lado, se incluyen las matrices  $D(\theta)$  y  $N(\theta, \dot{\theta})$  para linealizar el sistema y facilitar así el control. La linealización consiste en introducir una serie de términos en la planta de tal forma que unas ecuaciones no lineales pasen a ser lineales, siendo de esta forma la aplicación de estrategias de control aplicables a sistemas lineales posible. Por último, observar que la entrada que le llega a la planta es  $\tau$ , es decir, el controlador traduce entradas en unidades angulares a  $Nm$ .

El controlador CTC ha sido ampliamente usado como base para la elaboración de ejercicios de rehabilitación. De esta forma, en [41] se utiliza el control CTC para controlar de forma precisa el movimiento de las articulaciones de un manipulador con el objetivo de evaluar el rendimiento de este como ejercicio de rehabilitación de las extremidades inferiores. En [42] se usa este controlador para otro mecanismo de rehabilitación de las extremidades inferiores conocido como Lokomat, en donde se realiza una comparación entre diferentes estrategias de control. En [43] se modifica el control CTC para mejorar el rendimiento de la ley de control para reducir el error en el seguimiento de trayectoria de una órtesis robótica accionada por músculos artificiales neumáticos (PAMs).

#### 5.4.2. Control de fuerza

En algunas aplicaciones se desea controlar la fuerza de contacto de forma precisa, lo cual hace necesario el empleo de esquemas de control que permite definir la fuerza de interacción deseada como referencia. Un sistema de control directo de fuerza requiere la adopción de una acción estabilizante de control PD (proporcional-derivativo) del error de fuerza. Debido a que las mediciones de fuerza suelen contener altos niveles de ruido, la acción derivativa pudiera no ser implementada en la práctica, por lo que se requiere de un adecuado amortiguamiento de los términos de velocidad. En consecuencia, un sistema de control de fuerza no se basa sólo en mediciones de fuerza sino también en mediciones de velocidad, y eventualmente de posición. Es importante señalar que una estrategia de control de fuerza tiene sentido solamente en aquellas direcciones del espacio de tarea a lo largo de las cuales existen fuerzas de interacción entre el robot y su entorno. Se pueden derivar diversos esquemas de control de interacción a partir del concepto de control por dinámica inversa, simplemente incluyendo la medición de las fuerzas o pares generados por la interacción entre el robot y su entorno [40].

La figura 14 muestra un diagrama de bloques típico de un control de fuerza con lazo interno de posición.

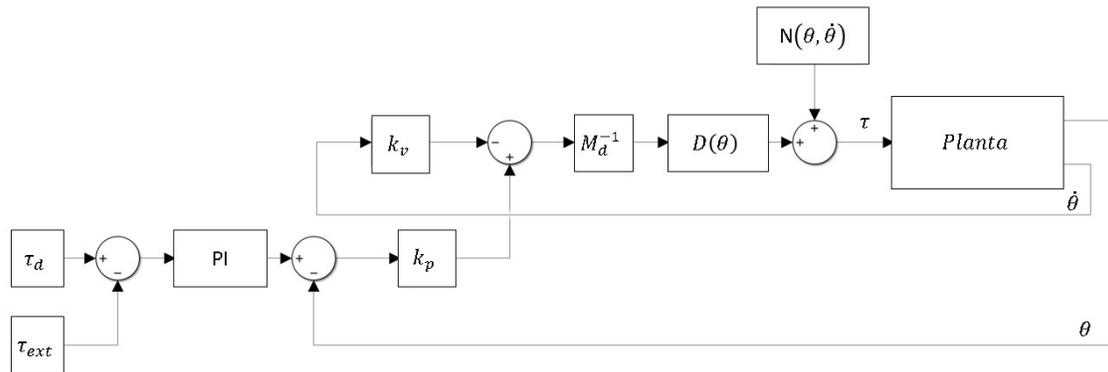


Figura 14: Diagrama de bloques típico de un controlador de fuerza

Donde:

$\tau_d$ : Par deseada.

$\tau_{ext}$ : Par actual.

$PI$ : Ganancia proporcional e integral del controlador.

$M_d^{-1}$ : Posición angular deseada.

Para el caso del control de fuerza, la entrada se trata de un término de fuerza, en este caso par. El bloque  $PI$  representa la multiplicación de la diferencia entre el par deseado ( $\tau_d$ ) y el par actual

$(\tau_{ext})$  por una ganancia proporcional y la integral de esta diferencia por una ganancia integral. La salida de este bloque se corresponde con la posición angular deseada para alcanzar este par deseado. A esta posición se le resta la posición actual y se multiplica por una ganancia proporcional  $K_p$ . A su vez, se hace lo mismo con la diferencia de velocidades, esta multiplicada por una ganancia derivativa  $K_v$ . La ganancia  $M_d^{-1}$  se corresponde con la inversa de la matriz de inercias del sistema final después de que la planta, no lineal, sea linealizada. El subíndice “ext” en el par hace referencia a que este par es exterior al robot de rehabilitación, el cual es generado por el usuario.

El control de fuerza se usa ampliamente como herramienta de rehabilitación. En [44] se implementa un control de fuerza capaz de adaptar automáticamente sus ganancias a las condiciones físicas del paciente en base a una red neuronal, dicho controlador se aplica para pacientes durante su terapia de rehabilitación. En [45] se implementa un control de fuerza sobre un mecanismo actuado por cables para rehabilitación de las extremidades inferiores.

#### 5.4.3. Control de impedancia

Típicamente, el principal objetivo del control de impedancia consiste en que el efector final del robot responda a fuerzas aplicadas externamente, de acuerdo con alguna dinámica bien definida del sistema. De esta forma tenemos que el control de impedancia no es el típico controlador de posición que busca alcanzar la posición deseada, además de eso, es capaz de reaccionar a las fuerzas que sufre externamente. Se conoce como impedancia a la relación dinámica entre la posición y la fuerza, y por consiguiente la posición que alcanza el sistema esté estrechamente ligada a las fuerzas que este percibe.

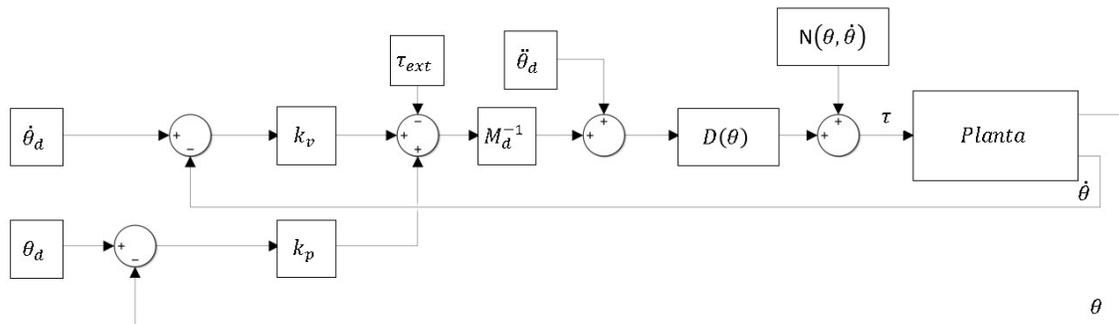


Figura 15: Diagrama de bloques típico de un controlador de impedancia

En el diagrama de bloques del control de impedancia presentado en la figura 15, tenemos como entrada la posición  $\theta_d$ , velocidad  $\dot{\theta}_d$  y aceleración  $\ddot{\theta}_d$  que se desea alcanzar por el sistema. Las diferencias de posición y velocidad vienen multiplicadas por las ganancias del controlador  $K_p$  y  $K_v$ . En el controlador de impedancia se incluye el término  $\tau_{ext}$  el cual representa cualquier par externo que se aplique al mecanismo de rehabilitación. De esta forma, este controlador es capaz de reaccionar a fuerzas externas y adaptar su movimiento de forma acorde. A su vez presenta la ganancia  $M_d^{-1}$ , correspondiente con la inversa de la matriz de inercias del sistema final después de que la planta sea linealizada. Por último las matrices  $D(\theta)$  y  $N(\theta, \dot{\theta})$  para linealizar la planta y facilitar el control.

El control de impedancia es comúnmente utilizado en el campo de la rehabilitación. De este modo, en [46] se utiliza un control de impedancia para un robot de rehabilitación de las extremidades inferiores, donde se plantea las propiedades más relevantes a considerar para conseguir el mejor rendimiento de este. En [47] se implementa un control de impedancia variable para la realización de ejercicios de rehabilitación del tobillo usando un manipulador paralelo. En [48] se presenta un novedoso control de impedancia basado en voltaje para la rehabilitación de miembros inferiores. Los parámetros de este controlador son regulados de forma adaptativa mediante un algoritmo para ajustar la fuerza humana a la hora de realizar los ejercicios de rehabilitación.

## 5.5. CONCLUSIONES ESTADO DEL ARTE

En el presente estado del arte se trata el estudio de los robots más relevantes en el campo de la rehabilitación, tanto los pioneros como los actuales, focalizándose en aquellos cuya aplicación se centra en la recuperación de la movilidad de las extremidades superiores. Se realiza una clasificación de dichos mecanismos de rehabilitación, exponiendo una serie de características fundamentales a la hora de implementar los algoritmos de control. Posteriormente, se analiza la anatomía del ser humano en busca de las limitaciones físicas que debemos considerar a la hora de diseñar los controladores. Finalmente se hace un estudio de los dos tipos de controladores que comprende este TFM; controladores de bajo nivel y alto nivel.

Se concluye en base al estado del arte de que los robots de rehabilitación son actualmente necesarios, los cuales ofrecen una serie de ventajas que facilitan la recuperación de los pacientes con movilidad reducida. También, se observa que los controladores a implementar en este TFM han sido ya probados en mecanismo de rehabilitación logrando resultados positivos. Por todo esto, la ejecución de este trabajo supone una necesidad para la continuación del desarrollo del robot de rehabilitación descrito en el apartado 2, estando la viabilidad técnica de la aplicación de este tipo de controladores justificada.

## 6. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN PROPUESTA

A continuación se presenta la implementación llevada a cabo durante el Trabajo Fin de Master. Primeramente se realiza un análisis del mecanismo que pretender entender la movilidad, grados de libertad y comportamiento del sistema. A continuación se desarrollan los controladores de bajo nivel, basado en algoritmos típicos de control de brazos robóticos. Se presentan tres controladores; control CTC, control de fuerza y control de impedancia. Seguidamente, se incluyen la dinámica conjunta del mecanismo junto con el brazo del usuario y finalmente, se desarrollan los controladores de alto nivel basados en los controladores de bajo nivel, los cuales comprenden los ejercicios de rehabilitación que el paciente realizará en su proceso de recuperación.

### 6.1. ANÁLISIS DEL MECANISMO

#### 6.1.1. Movimientos

El mecanismo contempla 3 GDL (figura 19);  $\theta_1$  corresponde al movimiento de rotación realizada por los músculos del hombro,  $\theta_2$  al movimiento de flexión-extensión realizada por el codo y  $\theta_3$  al movimiento de pronación-supinación realizada por el codo. De esta forma, las variables articulares del mecanismo robótico coinciden con dichos ángulos:

$$q = [\theta_1 \theta_2 \theta_3]$$

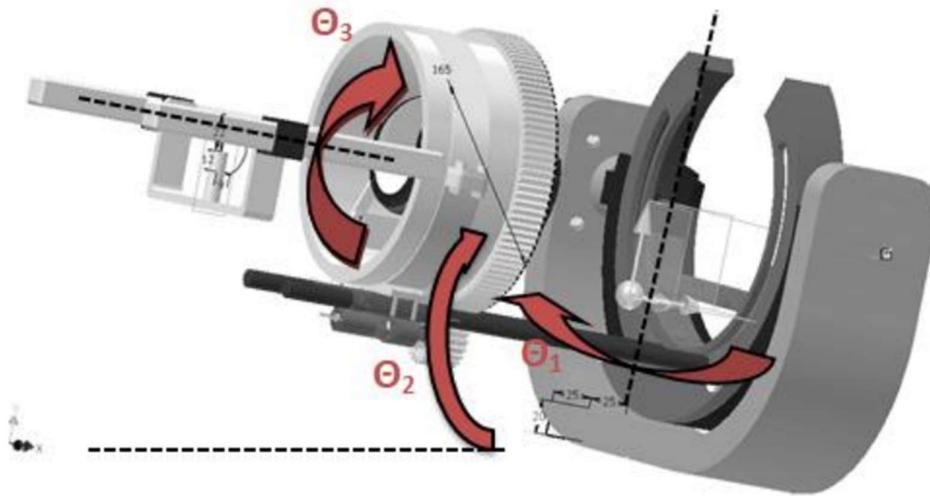


Figura 16: Grados de libertad del mecanismo

El Trabajo Fin de Master contempla el miembro perteneciente a la longitud  $l_3$  representado en la figura 17, siendo el de esta figura el sistema de coordenadas en el que se basa el TFM para la asignación de las direcciones y los sentidos positivos y negativos. En esta figura observamos también las longitudes  $l_1$  y  $l_2$ , las cuales definen la altura de la mesa donde el mecanismo se localiza y la

distancia de la parte superior de la mesa al punto de contacto donde el usuario agarra el mecanismo respectivamente. Dichas longitudes se mantienen fijas, no obstante, estas distancias podrán ser variables para adaptarse a la anatomía del paciente. Como indicado anteriormente el TFM no contempla el desarrollo de la dinámica del sistema, sino que la dinámica utilizada está basada en las ecuaciones planteadas en [11].

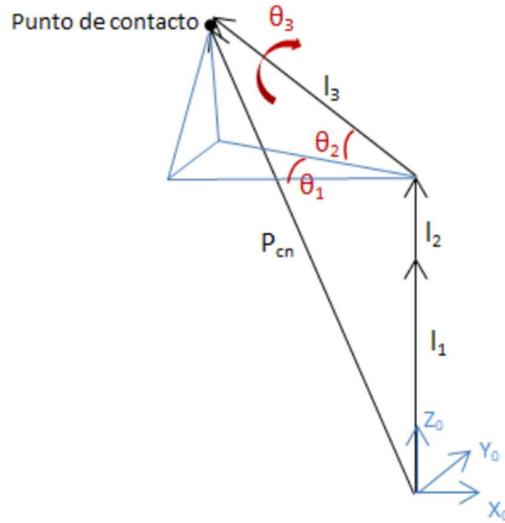


Figura 17: Ecuación de cierre

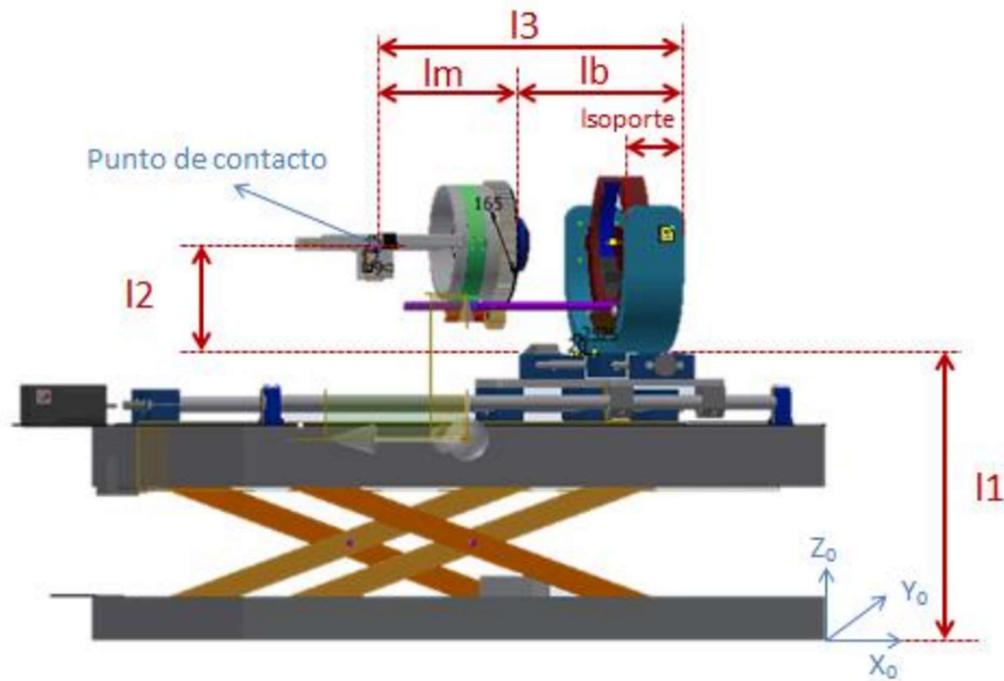


Figura 18: Longitudes del mecanismo

Para aproximar la simulación a un escenario lo más real posible se limita el rango de movimientos que el mecanismo puede realizar en base a la funcionalidad de este. De este modo, las siguientes ecuaciones definen en radianes dichos límites:

$$-\frac{\pi}{2} \leq \theta_1 \leq \frac{\pi}{2}$$

$$0 \leq \theta_2 \leq \frac{\pi}{2}$$

$$-\frac{\pi}{2} \leq \theta_3 \leq \frac{\pi}{2}$$

Referente al movimiento del hombro o  $\theta_1$ , se limita en  $\pi/2$  en ambos sentidos siendo el sentido positivo la derecha respecto de la posición del usuario. Con relación al movimiento del codo o  $\theta_2$ , se limita de 0 a  $\pi/2$  correspondiendo el valor 0 al miembro del mecanismo posicionado en el plano horizontal paralelo al suelo y  $\pi/2$  al miembro localizado perpendicularmente a este plano. Para el caso del movimiento de pronación-supinación del codo o  $\theta_3$ , los límites son  $-\pi/2$  y  $\pi/2$  correspondiendo el ángulo 0 al paciente con la palma de la mano encarando el plano perpendicular al suelo y coincidiendo el sentido positivo con el movimiento de supinación. Si bien, algunas de estas posiciones puedan no ser alcanzada por todos los usuarios, por la variedad de estos en su flexibilidad muscular, se busca ampliar el abanico de movimientos lo máximo para garantizar el alcance de control de mecanismo. Posteriormente, la estrategia de control puede ser restringida a ciertos rangos de movimiento vía software o limitaciones mecánicas en el mecanismo.

Nótese que teniendo en cuenta estos 3 GDL, el punto del contacto o efector final del mecanismo se encuentra restringido a un cuarto de esfera. Se considera por lo tanto un espacio de trabajo de movilidad reducido, siendo más complicado y menos intuitivo para el fisioterapeuta dar coordenadas cartesianas en vez de angulares para la indicación de las trayectorias deseadas en la ejecución de los movimientos. En referencia a este hecho, en los controladores se prioriza dar como entrada valores angulares o pares frente valores cartesianos o fuerzas. No obstante se integra la posibilidad en los controladores simulados de introducirlo en ambos formatos.

### 6.1.2. Modelo

Antes de la implementación de las estrategias de control, se diseña un modelo Simulink que fidelice la dinámica del mecanismo, también conocido como planta del controlador. Para el diseño de la mismo se aplica la ecuación de la dinámica representativa de un brazo robótico con un solo miembro con movilidad esférica en el contacto fijo ( $\theta_1$  y  $\theta_2$ ) y la capacidad de rotar sobre su propio eje ( $\theta_3$ ). De este modo, la ecuación que representa el par ejercido en las articulaciones en base a la posición, velocidad y aceleración de las mismas viene dada por:

$$\tau(t) = D[q(t)]\ddot{q}(t) + N[q(t), \dot{q}(t)] \quad [1]$$

Siendo:

$$N[q(t), \dot{q}(t)] = C[q(t), \dot{q}(t)]\dot{q}(t) + G[q(t)] \quad [2]$$

Donde:

$\tau(t)$ : Par ejercido en las variables articulares.

$D[q(t)]$ : Matriz de inercia del mecanismo.

$C[q(t), \dot{q}(t)]$ : Vector de fuerzas de Coriolis y centrífuga del mecanismo.

$G[q(t)]$ : Vector de las fuerzas de carga gravitatoria del mecanismo.

Nótese, que la ecuación viene derivada de la segunda ley de Newton para rotaciones, donde el sumatorio de momentos ejercidos en un sistema es igual a la inercia de este multiplicada por la aceleración angular. Nótese también, que esta ecuación representa un sistema ecuaciones, una por cada GDL, no lineales cuya condición de no linealidad impide aplicar estrategias de control tradicionales de una forma directa. Es por este motivo, que una linealización de las ecuaciones es necesaria para facilitar el control de las variables deseadas.

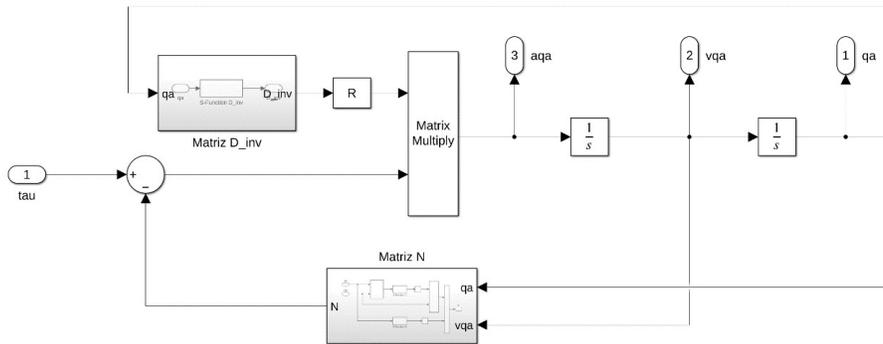


Figura 19: Planta del mecanismo en Simulink

En base a este sistema de ecuaciones se implementa la planta de nuestro modelo Simulink (figura 19), donde presenta una sola entrada y tres salidas, pudiendo ser categorizado como un sistema SIMO (“single input multiple outputs”), donde  $\tau$  (tau) es la entrada y la aceleración (aqa), velocidad (vqa) y posición (qa) de las variables articuladas las salidas. El bloque de la figura 19 se trata de una representación de la ecuación 1, el bloque “Matriz\_D\_inv” corresponde con la inversa de  $D[q(t)]$  y “Matriz\_N” con  $N[q(t), \dot{q}(t)]$ . Cada uno de estos bloques recibe las entradas pertinentes; en el caso de e  $D[q(t)]$  la posición angular y para la matriz  $N[q(t), \dot{q}(t)]$  posición como velocidad angular. Se usa el integrador  $1/s$  correspondiente a la nomenclatura de la transformada de Laplace para obtener a partir de la aceleración (aqa) la velocidad (vqa) y posición (qa) angular.

La disposición de las variables en este bloque de la planta del mecanismo se debe a que, para nuestro propósito, la aceleración, velocidad y posición de los ángulos serán necesarias como variables de retroalimentación de los controladores, siendo a través de  $\tau$  la vía para introducir los comandos generados por el controlador, el cual representa a los pares ejercidos por lo motores del

mecanismo, que en su forma más pura vienen representado por el voltaje que gobierna los motores o actuadores del mecanismo.

La figura 20 muestra el interior del bloque “matriz\_N”, donde se incluye las matrices  $C[q(t), \dot{q}(t)]$  y  $G[q(t)]$ . Dicho bloque es una representación de la ecuación 2.

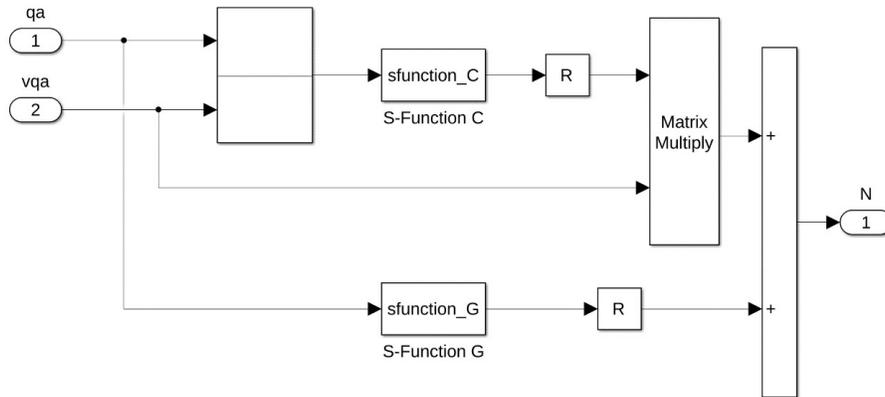


Figura 20: Matriz N

Al ser los movimientos realizados por el mecanismo relativamente lentos, o mejor dicho, de velocidades y aceleraciones bajas, las matrices  $D[q(t)]$  y  $C[q(t), \dot{q}(t)]$  tendrá una baja importancia en la influencia de la dinámica general del sistema, siendo  $G[q(t)]$  la que mayor influencia ejerza en el éxito del controlador. Sin embargo, para la adecuada verificación y validación de los controladores, estos serán sometidos a movimientos más bruscos y agresivos en donde dichas matrices adquieren una importancia mayor, al menos en el tramo transitorio, previo al asentamiento de la señal al valor deseado. No obstante, los controladores finales, los cuales serán el reflejo de los ejercicios que el usuario llevará a cabo, presentaran dinámicas más lentas.

## 6.2. CONTROLADORES DE BAJO NIVEL

Para abarcar con las estrategias de control los ejercicios de rehabilitación deseados, se plantea el desarrollo de tres controladores de bajo nivel, los cuales serán la base para la implementación de los controladores de alto nivel. A continuación se define cada uno de ellos.

### 6.2.1. Control de par calculado

El Control de par calculado (CTC) se trata de una estrategia de control que busca que el mecanismo se establezca en una posición deseada. Es por tanto, un control de posición donde la entrada es la posición deseada, el cual va retroalimentado por la posición generada por la planta en cada iteración.

La dinámica de nuestro sistema a controlar presenta términos no lineales. Es por ello que es necesario realizar una linealización de la planta previa a la aplicación de técnicas de control, con el fin

último de que el sistema global converge a un sistema de ecuaciones lineales del cual se conozca su condición de estabilidad para el rango deseado. En la figura 21 se muestra parte de esta linealización a la que habría que incluir las ganancias incluidas en la figura 22 para completarla.

La idea de diferenciar dos bloques de linealización se basa en la existencia de unos términos comunes para los tres controladores, de esta forma se estandarice la implementación de los controladores siendo la parte cambiante la correspondiente a la entrada “u” del bloque de la figura 21. A partir de ahora, este bloque común para los tres controladores será definido como bloque de linealización.

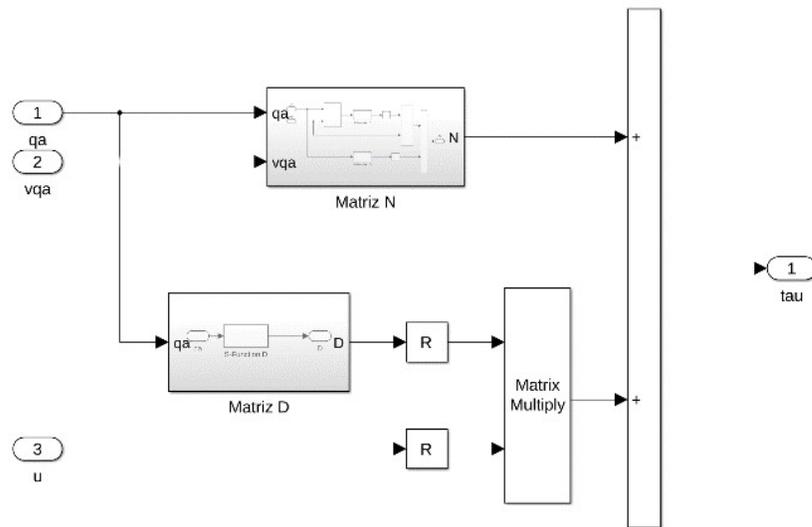


Figura 21: Linealización control CTC

Dicha linealización viene dada por la siguiente ecuación:

$$\tau_{CTC}(t) = D[q(t)][\ddot{q}_d(t) + K_v\dot{\tilde{q}}(t) + K_p\tilde{q}(t)] + C[q(t), \dot{q}(t)]\dot{q}(t) + G[q(t)] \quad [3]$$

Donde:

$\ddot{q}_d(t)$ : Aceleración angular deseada.

$K_v$ : Ganancia derivativa.

$K_p$ : Ganancia proporcional.

$\dot{\tilde{q}}(t)$ : Error de velocidad angular.

$\tilde{q}(t)$ : Error de posición angular.

Igualando la ecuación de linealización con la ecuación de planta obtenemos el siguiente sistema lineal:

$$\tau_{CTC}(t) = \tau(t) \quad [4]$$

$$\ddot{\tilde{q}}(t) + K_v \dot{\tilde{q}}(t) + K_p \tilde{q}(t) = 0 \quad [5]$$

Se obtiene de esta forma un sistema diferencial lineal el cual presenta estabilidad siempre en cuando las matrices  $K_p$  y  $K_v$  son simétricas y definidas positivas.

Para obtener el comportamiento deseado se eligen las ganancias a partir del desarrollo de Laplace. En nuestro caso queremos que el mecanismo alcance una posición determinada en donde la aceleración y velocidad en dicha posición sea 0. Por ello podemos decir que para el periodo estacionario del sistema:

$$\ddot{q}_d = 0$$

$$\dot{q}_d = 0$$

Con esta suposición, tenemos que nuestra ecuación se simplifica a:

$$\ddot{q} + K_v \dot{q} + K_p \tilde{q} = 0 \quad [6]$$

Transformando por Laplace:

$$s^2 q(s) + K_v s q(s) + K_p q(s) = K_p q_d(s) \quad [7]$$

$$\frac{q(s)}{q_d(s)} = \frac{K_p}{s^2 + K_v s + K_p} \quad [8]$$

En base a esta forma podemos definir las ganancias. Para el comportamiento de bajo nivel se decide unos valores de:

$$\zeta = 0.95$$

$$t_p = 0.8$$

Siendo:

$\zeta$ : La relación de amortiguamiento.

$t_p$ : Tiempo que tarda en alcanzar el primer pico.

El valor de  $\zeta = 0.95$  se debe a la búsqueda cercano al amortiguamiento critica pero alejado ligeramente del sobre amortiguamiento favoreciendo a la rapidez del sistema a adecuarse a cambios

en la entrada deseada. El valor de  $t_p = 0.8$  se selecciona buscando poner a prueba el controlador bajo una respuesta del controlador rápida y agresiva.

Siendo la función de transferencia de Laplace de segundo orden podemos definir las siguientes ecuaciones:

$$w_o = \sqrt{K_p} \quad [9]$$

$$\zeta = \frac{K_v}{2w_o} \quad [10]$$

$$t_p = \frac{\pi}{w_o \sqrt{1 - \zeta^2}} \quad [11]$$

Donde  $w_o$  es la frecuencia natural del sistema, siendo esta la frecuencia a la cual una señal perturbadora del sistema hace que este empezase a vibrar generando amplitudes cada vez mayores. Es por tanto en nuestro caso un comportamiento a evitar. No obstante al desconocer el valor de estas frecuencias, se opta por definir las ganancias en base la relación de amortiguamiento y al tiempo de pico. Sin embargo, un futuro estudio de las frecuencias naturales y de las formas modales sería beneficioso para poder evitar dichos comportamientos indeseados.

Resolviendo para las ecuaciones anteriores, los valores de las ganancias para conseguir el comportamiento deseado son:

$$K_p = 158.1667$$

$$K_v = 23.8952$$

De esta forma tenemos que la ecuación 3 viene representada por el diagrama de bloques de la figura 21. A su vez, la figura 22 representa el controlador CTC completo, donde de izquierda a derecha se encuentran las entradas al sistema: posición (qad), velocidad (vqad) y aceleración (aqad) deseadas seguidas de la multiplicación de las ganancias “Kp” y “Kv” por las diferencias entre los valores deseados y los actuales de la posición y velocidad respectivamente. Dichas multiplicaciones generan la entrada al sistema de linealización (u), cuya salida (tau) es la entrada a la dinámica del mecanismo de rehabilitación (brazo mecanismo planta). De la planta se obtiene como salidas la posición, velocidad y aceleración actuales, las cuales retroalimentan al sistema.

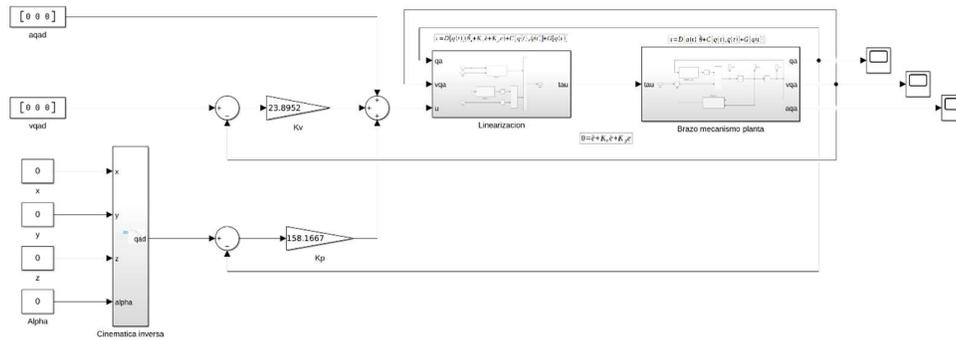


Figura 22: Control CTC

Como se puede ver en la figura 22, el controlador permite la entrada de la posición en coordenadas  $x$ ,  $y$ ,  $z$  a través de la inclusión de la cinemática inversa. Sin embargo la entrada de estas coordenadas viene restringida por las siguientes ecuaciones:

$$l_3 = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad [12]$$

$$\theta_1 = \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \quad [13]$$

$$\theta_2 = \begin{cases} \arctan\left(\frac{y}{x}\right) & \text{si } x > 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) + \pi & \text{si } x < 0 ; y \geq 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \pi & \text{si } x < 0 ; y < 0 \\ + \frac{\pi}{2} & \text{si } x = 0 ; y > 0 \\ - \frac{\pi}{2} & \text{si } x = 0 ; y < 0 \\ \text{Indefinido} & \text{si } x = 0 ; y = 0 \end{cases} \quad [14]$$

Ecuaciones que representa el espacio ocupado por la superficie de una esfera. Para nuestro caso, el cuarto de una esfera, habría que tener en cuenta los límites anteriormente definidos, que traducidos a coordenadas cartesianas:

$$\begin{aligned}
 -l_3 &\leq x \leq 0 \\
 -l_3 &\leq y \leq l_3 \\
 0 &\leq z \leq l_3
 \end{aligned}$$

Siendo estas limitaciones definidas en base al sistema de coordenadas mostrado en la figura 17. Nótese que  $\theta_3$  no tiene ninguna limitación ya que su variación no afecta al espacio de trabajo del mecanismo.

A continuación se presentan las gráficas a partir de la linealización y de las ganancias seleccionadas. En ellas se muestra el seguimiento de los ángulos del mecanismo respecto a la referencia impuesta o ángulo deseado como supone la entrada al controlador CTC implementado. Se elaboran tres gráficas; una por cada GDL. Se introduce para todos los casos una posición de referencia de valor  $\pi/6$  y se observa el comportamiento transitorio y estacionario de la señal.

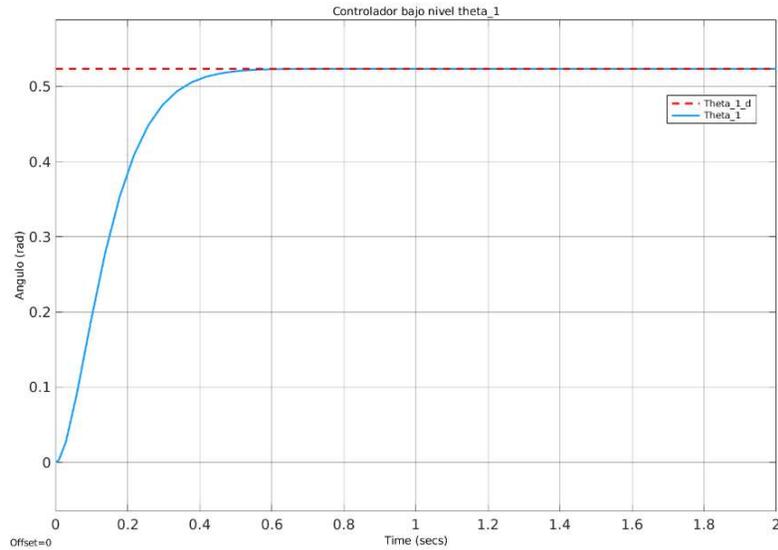


Figura 23: Control CTC ángulo  $\theta_1$

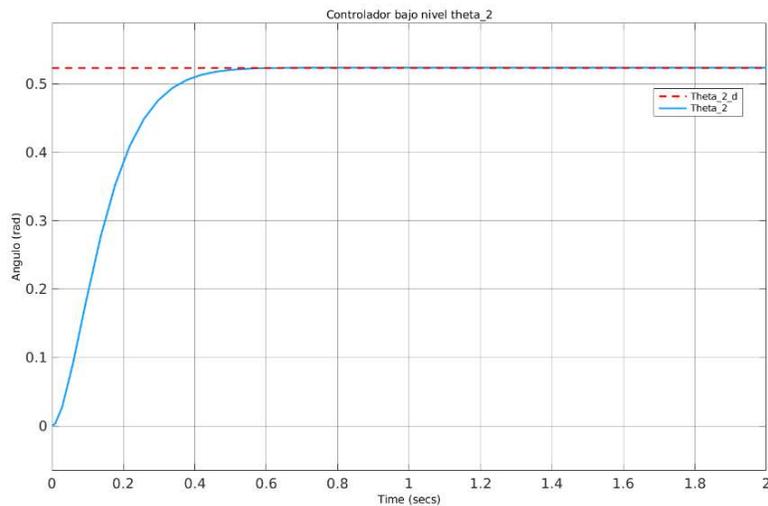


Figura 24: Control CTC ángulo  $\theta_2$

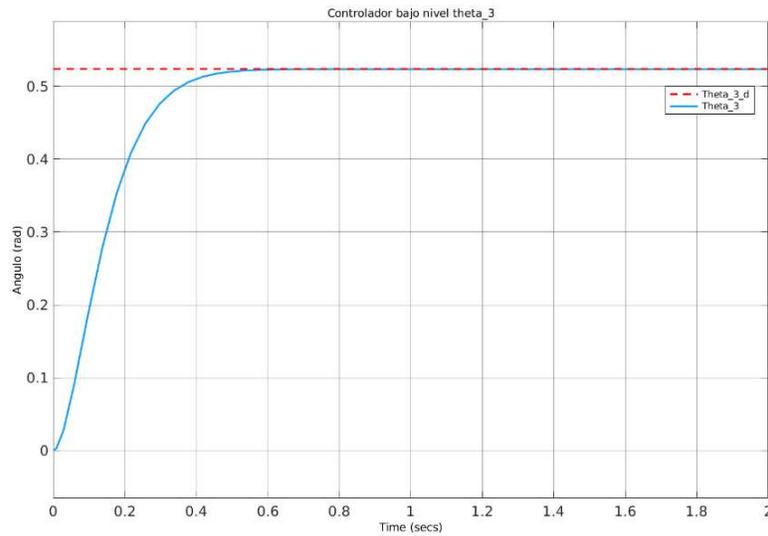


Figura 25: Control CTC ángulo  $\theta_3$

La línea punteada representa a la referencia a seguir y la línea continua a la posición del ángulo en cada instante, notación que se seguirá para el resto de gráficas presentes en el TFM. Nótese que, al elegir los mismos valores de ganancias para las tres variables articulares la respuesta es la misma, ya que al introducir la linealización, el sistema que percibe cada variable articular es el mismo.

Se comprueba de la misma forma la aplicación de la cinemática inversa para definir la posición en función de las coordenadas cartesianas. Se toma como valores de referencia los siguientes:

$$x = -\frac{l_3}{2}$$

$$y = \frac{l_3}{\sqrt{2}}$$

$$z = \frac{l_3}{2}$$

La figura 26 muestra la posición de los ángulos que el sistema alcanza en base a las referencias cartesianas descritas anteriormente.

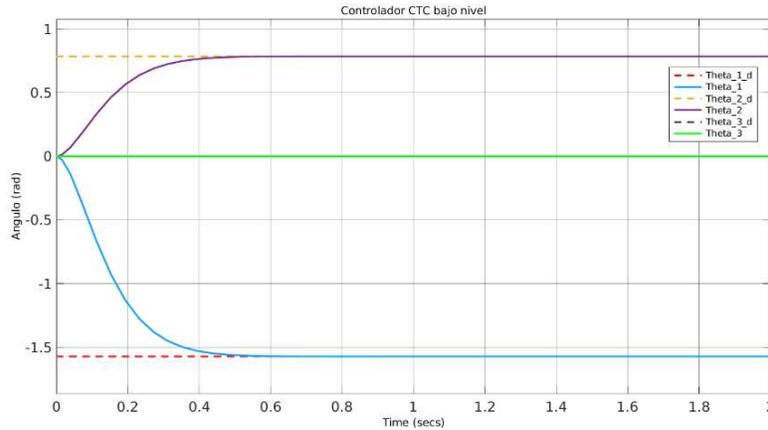


Figura 26: Control CTC coordenadas cartesianas

Los valores definidos en "x" y "z" suponen un posicionamiento de  $\theta_2 = \pi/4$  mientras que el valor de "y" de  $\theta_1 = -\pi/2$ . Nótese que el valor de  $\theta_3$  es de 0, esto se debe a que su valor no está definido por las coordenadas cartesianas.

La figura 27 representa las fuerzas en "x", "y" y "z" durante el control CTC de las coordenadas cartesianas. Tenemos que la fuerza en "x" empieza siendo 0, ya que el miembro del mecanismo empieza en el plano "x - y", la fuerza "y" cerca de  $-150N$  ya que se le comanda alcanzar una posición en "y" negativa y la fuerza "z" cerca de  $150N$  ya que el brazo está subiendo. En la posición estacionaria tenemos que el mecanismo se encuentra en el plano y - z y por consiguiente la fuerza en x acaba siendo nula mientras que la fuerza y y z se mantiene al mismo valor ya que deben soportar el peso del mecanismo y este se encuentra a  $\theta_2 = \pi/4$ .

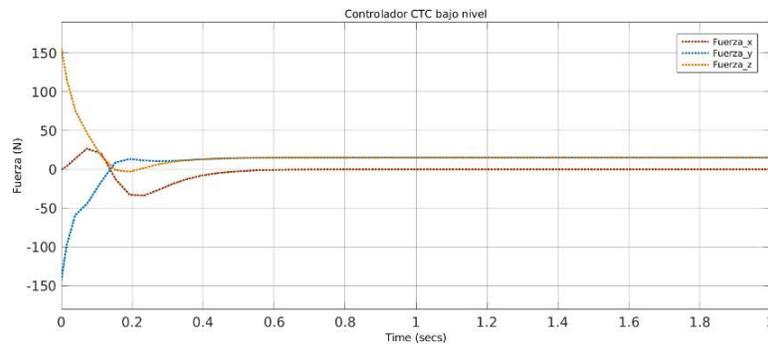


Figura 27: Control CTC fuerzas x, y, z

A partir de este punto, la entrada de la posición de referencia por coordenadas cartesianas se omitirá ya que como anteriormente se explica, funcionalmente presenta mayor interés dar la entrada en formatos angulares.

### 6.2.2. Control de fuerza

El control de fuerza nos permite introducir un comando de fuerza en la dirección deseada. Para ello, se le comanda una fuerza de referencia a la que se le retroalimenta la fuerza actual del sistema. La

diferencia entre estos dos valores, permite al controlador conocer el grado de error de fuerza y actuar en concordancia. Destacar que cuando se controla la fuerza en una de las direcciones, no es posible controlar la posición a la vez.

De la misma forma que en el controlador CTC, este controlador introduce a través del par de la planta, una serie de ecuaciones para linealizar el sistema. Como explicado anteriormente, el bloque de linealización es común para ambos controladores (figura 21), la variante sería la entrada “u” a este bloque, ilustrada en las figuras 28 y 29.

El controlador de fuerza se implementa como un doble controlador; externamente se controla el par en base al error entre la referencia y el par actual, siendo la salida de este controlador la posición deseada de cada ángulo para reducir el error del par. Internamente, se encuentra un controlador de posición el cual tiene como entrada esta posición deseada mencionada anteriormente, que al compararla a la posición actual de los ángulos consigue llevar el error a cero, finalmente alcanzada el par deseado.

De esto modo, en la figura 28 se observa la entrada del par deseada (tau\_d) que se diferencia al par actual (ext). Esta diferencia se multiplica por las ganancias del primer controlador (PI(s)) siendo la salida (qd) un equivalente a la posición deseada para obtener el par deseado.

La figura 29 muestra el interior del bloque denominado “Posición control” y representa el segundo controlador previamente mencionado donde la entrada es la posición deseada (qd), la posición actual (qa) y la velocidad (vqa). A través de la multiplicación de las ganancias “Kv”, “Kp” “Md<sub>-1</sub>” se obtiene la salida (u) que representa la entrada al bloque de linealización. El diagrama de bloques presente en la figura 28 junto con el de la figura 29 representa al termino que multiplica  $D[q(t)]$  en la ecuación 15.

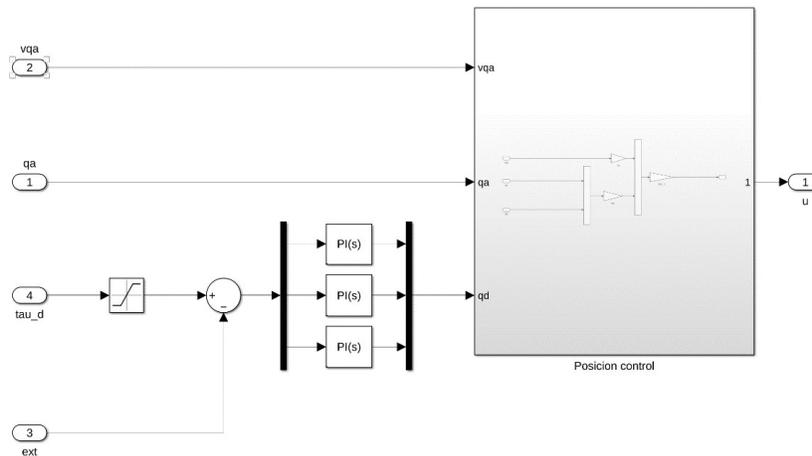


Figura 28: Linealización control de fuerza

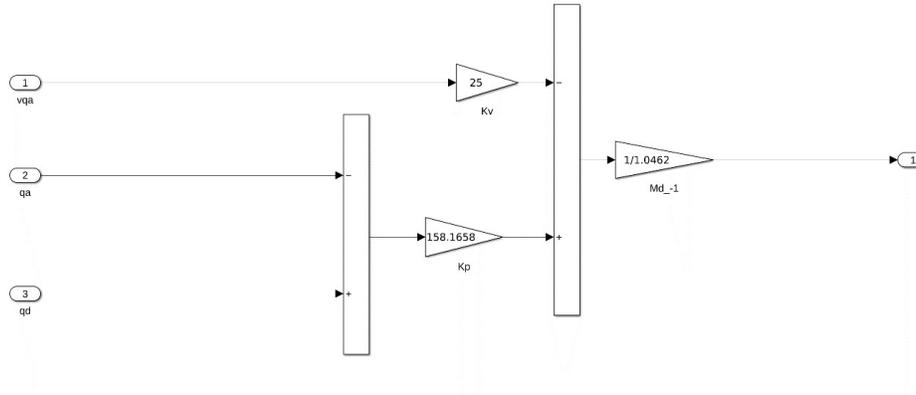


Figura 29: Linealización control de fuerza ganancias de posición

La ecuación para la linealización del control de fuerza, expresada en las figuras anteriores es la siguiente:

$$\tau_{Fuerza}(t) = D[q(t)] \left[ M_d^{-1} [K_p(q_\tau(t) - q(t)) - K_v \dot{q}(t)] \right] + C[q(t), \dot{q}(t)] \dot{q}(t) + G[q(t)] \quad [15]$$

Siendo:

$$q_\tau(t) = K_{pf}(\tau_d(t) - \tau_e(t)) + K_{if} \int_0^t (\tau_d(t) - \tau_e(t)) d\tau \quad [16]$$

$q_\tau(t)$  es el equivalente a la posición deseada que se introduce al controlador interno, o control de posición anteriormente mencionado. Igualando la ecuación de linealización con la ecuación de planta obtenemos el siguiente sistema lineal:

$$\tau_{Fuerza}(t) = \tau(t) \quad [17]$$

$$M_d \ddot{q}(t) + K_v \dot{q}(t) + K_p q(t) = K_p \left( K_{p\tau} \tilde{\tau}(t) + K_{i\tau} \dot{\tilde{\tau}}(t) \right) \quad [18]$$

Se obtiene de esta forma un sistema diferencial lineal el cual presenta estabilidad siempre en cuando las matrices  $M_d$ ,  $K_p$ ,  $K_v$ ,  $K_{p\tau}$  y  $K_{i\tau}$  son simétricas y definidas positivas. Para la obtención de esta ecuación se asume que el mecanismo entra en contacto con una superficie sufriendo así una reacción, la cual ejerce una resistencia a su movimiento en la dirección controlada. El análogo al brazo robótico convencional es el de entrar en contacto con una superficie de trabajo en la que para

realizar una determinada labor, tiene que ejercer una fuerza específica. En nuestro caso hemos modelado esa superficie como un sistema con muelle de constante elástica  $20 \text{ N/m}$ . Se probaron controladores de fuerza de control sin tener en cuenta esta hipótesis, sin embargo, mostraron una mayor inestabilidad y finalmente se consideró que para el caso que aplica a este TFM tenía menor sentido su implementación, al ser perfectamente viable modelar la fuerza ejercida por el usuario como un resorte.

Para obtener el comportamiento deseado se eligen las ganancias a partir del desarrollo de Laplace:

$$M_d s^2 q(s) + K_v s q(s) + K_p q(s) = K_p q_\tau(s) \quad [19]$$

$$\frac{q(s)}{q_\tau(s)} = \frac{K_p}{M_d s^2 + K_v s + K_p} \quad [20]$$

En base a este desarrollo podemos definir las ganancias del controlador de fuerza. Para el comportamiento de bajo nivel, siguiendo las mismas directrices que en el controlador anterior, se decide unos valores de:

$$\zeta = 0.95$$

$$t_p = 0.8$$

Conocido que:

$$w_o = \sqrt{\frac{K_p}{M_d}} \quad [21]$$

$$\zeta = \frac{K_v}{2w_o M_d} \quad [22]$$

$$t_p = \frac{\pi}{w_o \sqrt{1 - \zeta^2}} \quad [23]$$

Esto da lugar a un sistema de dos ecuaciones con tres incógnitas. Fijando  $K_v = 25$  y resolviendo para las ecuaciones anteriores, los valores de las ganancias para conseguir el comportamiento deseado son:

$$K_p = 158.1658$$

$$K_v = 25$$

$$M_d = 1.0462$$

En la figura 30, se ilustra el diagrama de bloques del control de fuerza completo. De izquierda a derecha tenemos la entrada del par deseado ( $\tau_{d}$ ), en la que se introduce un valor de 15 Nm para cada GDL. Seguidamente tenemos el bloque “Fuerza control” representado por la figura 28. La salida de este bloque ( $u$ ) es la entrada del siguiente denominado “Linearización” cuyo interior se ilustra en la figura 21 y finalmente el último bloque, que representa el modelo dinámico del robot de rehabilitación, se muestra en la figura 19. Obsérvese también la ganancia de valor 20 presente en la retroalimentación, esta relacionada con el valor que el usuario ejercerá en el mecanismo de rehabilitación la cual se explica más en detalle en el apartado 6.4.3.

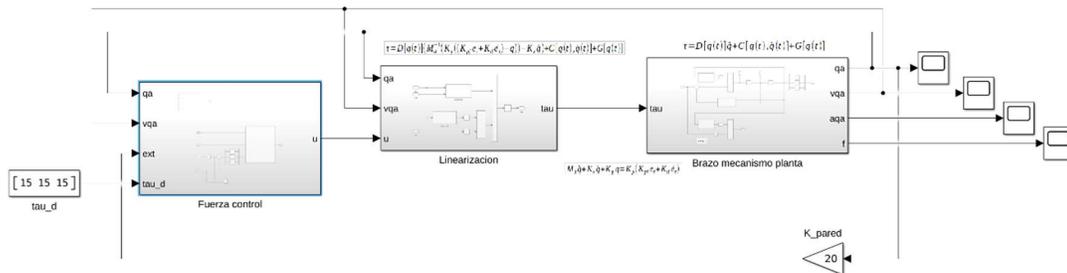


Figura 30: Control de fuerza

Para verificar y validar el controlador de fuerza, se elaboran las siguientes gráficas, las cuales muestran el seguimiento del par en cada ángulo del mecanismo al par de referencia. Para las tres coordenadas articulares se aplica como entrada una constante de valor 15 Nm. Recordar que la línea punteada representa la referencia a seguir y la línea continua el par actual.

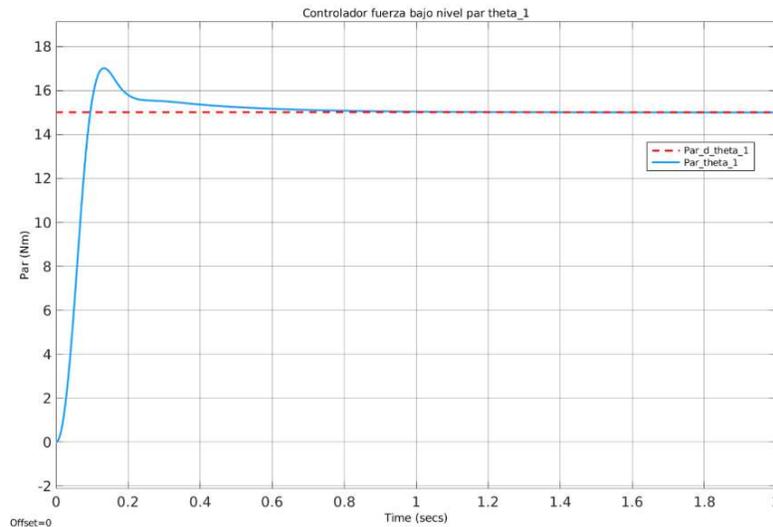


Figura 31: Control fuerza ángulo  $\theta_1$

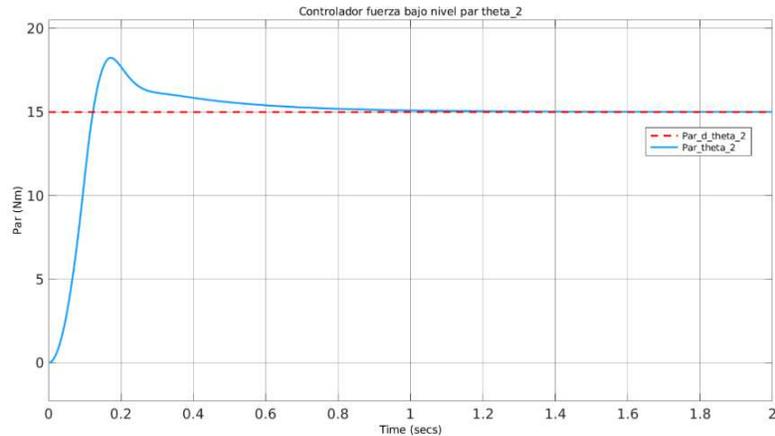


Figura 32: Control fuerza ángulo  $\theta_2$

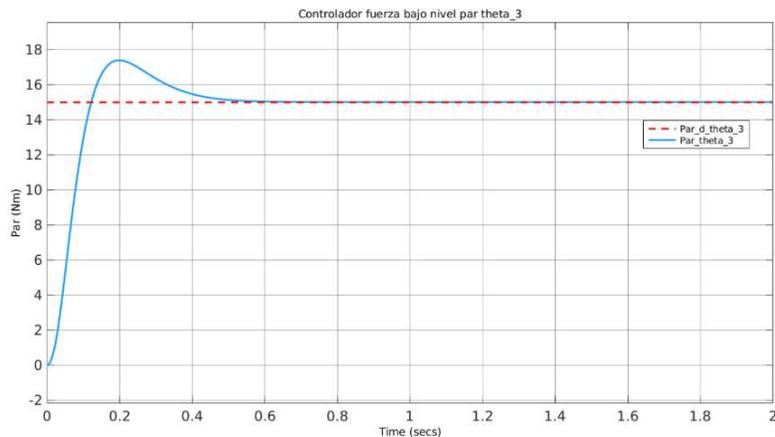


Figura 33: Control fuerza ángulo  $\theta_3$

La presencia de “overshooting” en la señal se debe a la inexistencia del término derivativo en el controlador. Si bien la adición de este término derivativo es perfectamente aplicable en una simulación, para el caso práctico puede que no pudiese ser implementado. Esto se debe a que las mediciones de fuerza por lo general suelen contener altos niveles de ruidos, siendo este término muy sensible a la presencia de dicho ruido. El anexo A muestra una forma alternativa en la el controlador de fuerza también fue evaluado.

### 6.2.3. Control de impedancia

La gran diferencia entre el control de impedancia frente al control de posición CTC se basa en la influencia de la fuerza externa ejercida sobre el mecanismo sobre este primero. La consecuencia de esto se traduce en que si el sistema sufre una fuerza externa, la trayectoria seguida por el usuario puede verse desviada de su cauce deseado. En contraste con el controlador de posición CTC cuya estrategia de control es rígida frente a la influencia de fuerzas externas, manteniendo, siempre en cuando esta fuerza no sea superior a la máxima ejercida por los motores del mecanismo, la misma velocidad y aceleración con el objeto de completar la trayectoria deseada.

Obsérvese que el bloque de linealización (figura 37) ahora incluye el par externo, ya que para la validación de este controlador se requiere la introducción de perturbaciones en el sistema en forma de pares de fuerza.

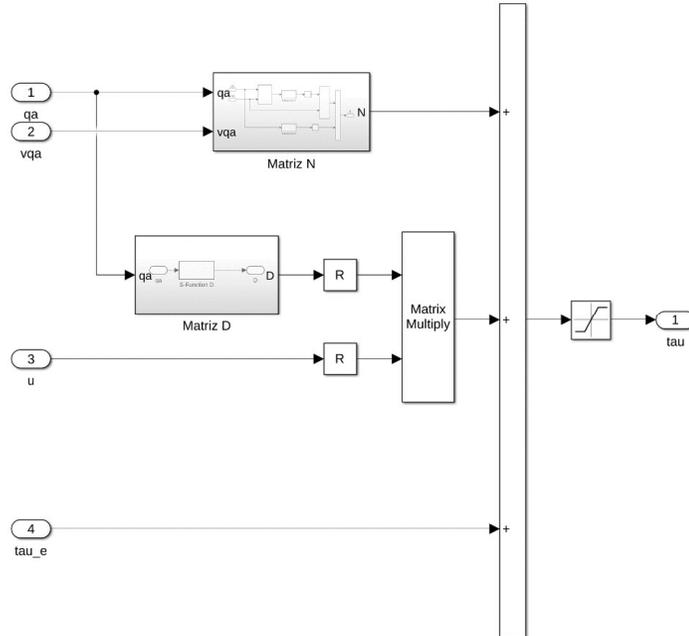


Figura 34: Control de impedancia bloque de linealización

En la figura 35 se ilustra la parte de linealización que contiene las ganancias. Se incluye también la entrada de los pares externos para que el controlador actúe en consecuencia a la presencia y amplitud de estos. Este controlador también tiene la posibilidad de incluir las perturbaciones externas en formato fuerza, incluyendo la transpuesta de la jacobiana:

$$\tau = J^t f \quad [24]$$

Donde  $\tau$  representa el par,  $J^t$  la jacobiana traspuesta y  $f$  la fuerza. Siendo la matriz jacobiana  $J$  una matriz formada por derivadas parciales de primer orden desarrollada en [11], que para nuestro caso nos permite transformar las fuerzas en el efector final del robot de rehabilitación en pares en las variables articulares.

En la figura 35 también se observa como la diferencia entra la posición deseada ( $q_{a\_d}$ ) y la posición actual ( $q_a$ ) se multiplica por la ganancia “ $K_p$ ”. A su vez, la diferencia entre la velocidad deseada ( $v_{q_{a\_d}}$ ) y la velocidad actual ( $v_{q_a}$ ) se multiplica por “ $K_v$ ”. A la suma del resultado de estas multiplicaciones se le incluye el termino “ $\tau_{e\_}$ ”, permitiendo a este controlador reaccionar a fuerzas externas al robot de rehabilitación. Seguidamente se multiplica por la ganancia “ $M_{d-1}$ ” para



Se obtiene de esta forma un sistema diferencial lineal el cual presenta estabilidad siempre en cuando las matrices  $M_d$ ,  $K_p$  y  $K_v$  son simétricas y definidas positivas.

Para obtener el comportamiento deseado se eligen las ganancias a partir del desarrollo de Laplace:

$$M_d s^2 \tilde{q}(s) + K_v s \tilde{q}(s) + K_p \tilde{q}(s) = \tau_{ext}(s) \quad [29]$$

$$\frac{\tilde{q}(s)}{\tau_{ext}(s)} = \frac{1}{M_d s^2 + K_v s + K_p} \quad [30]$$

Siendo la relación entre el error de posición y la fuerza externa ejercida conocida como admitancia, o de otra forma, la inversa de la impedancia.

En base a este desarrollo podemos definir las ganancias del controlador de impedancia. Para el comportamiento de bajo nivel se decide los mismos valores anteriormente utilizados en los controladores previos:

$$\zeta = 0.95$$

$$t_p = 0.8$$

Sabiendo que:

$$w_o = \sqrt{\frac{K_p}{M_d}} \quad [31]$$

$$\zeta = \frac{K_v}{2w_o M_d} \quad [32]$$

$$t_p = \frac{\pi}{w_o \sqrt{1 - \zeta^2}} \quad [33]$$

Esto da lugar a un sistema de dos ecuaciones con tres incógnitas. Resolviendo para las ecuaciones anteriores, y fijando una de ellas ( $K_v = 25$ ) los valores de las ganancias para conseguir el comportamiento deseado son:

$$K_p = 158.1658$$

$$K_v = 25$$

$$M_d = 1.0462$$

En la figura 36 se ilustra el control de impedancia completo. Empezando por la izquierda tenemos las entradas deseadas de aceleración ( $a_{qa\_d}$ ), velocidad ( $v_{qa\_d}$ ) y posición ( $q_{a\_d}$ ). El bloque de “Impedancia control” viene representado por la figura 35, mientras que el bloque de “Linearización” por la figura 34. Finalmente el bloque “Brazo mecanismo planta”, el cual es una representación de la planta del robot de rehabilitación, se ilustra en la figura 19 Obsérvese la presencia de una señal cuadrada abajo a la derecha del diagrama de bloques, estas representan las perturbaciones, en forma de pares, que percibe el sistema.

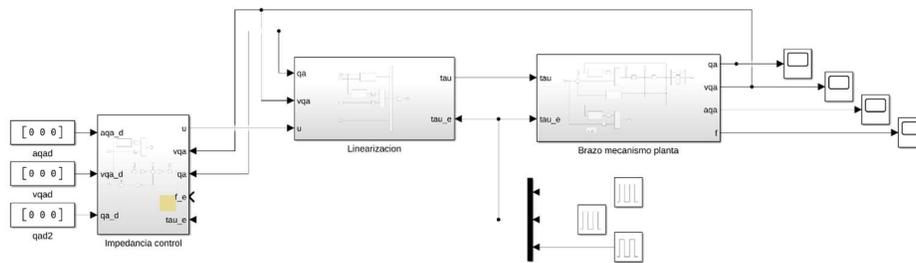


Figura 36: Control de impedancia

Para la validación y verificación del controlador de impedancia, se ilustran las siguientes gráficas. Estas muestran el seguimiento de la posición de coordenada articular a la posición de referencia o deseada. Para los tres ángulos se introduce como entrada una constante de valor  $\pi/6$  radianes. Para simular el par externo introducido como perturbación en el sistema ( $\tau_{ext}$ ), se emplea una señal cuadrada de amplitud  $2\text{ Nm}$ , periodo 2 segundos y con anchura de pulso del 50%, la cual viene representada en las gráficas como una línea a puntos. Cada una de las gráficas presenta su respectivo par externo en la dirección contraria del movimiento.

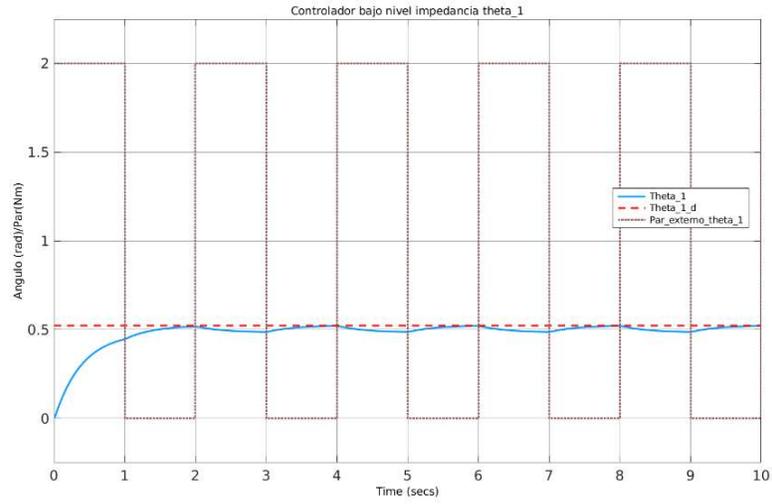


Figura 37: Control impedancia ángulo  $\theta_1$

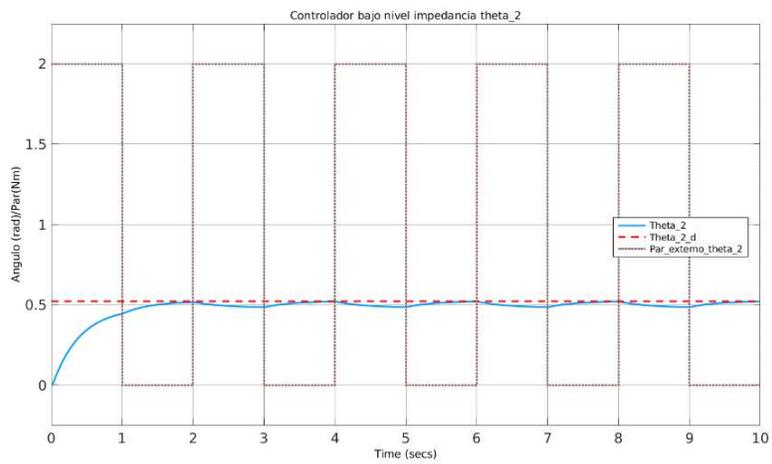


Figura 38: Control de impedancia ángulo  $\theta_2$

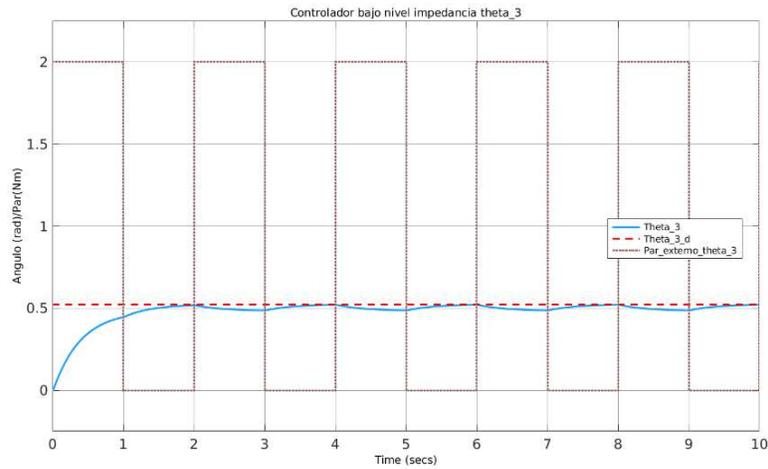


Figura 39: Control de impedancia ángulo  $\theta_3$

Se observa en las gráficas la influencia del par externo en el seguimiento de la posición actual del mecanismo a la posición de referencia; en los momentos en los que se aplica el par, el error de posición aumenta al decrecer el valor de la posición del ángulo respectivo en cada caso. Cuando el par externo deja de ser aplicado, la estrategia de control guía de nuevo la posición a su valor deseado.

### 6.3. DINÁMICA CONJUNTA

Una vez verificado y validados los controladores de bajo nivel sobre la dinámica del mecanismo, se incluyen a esta la dinámica del brazo usuario. Se incluyen los nuevos términos del brazo del usuario de forma directa en el sumatorio de pares de la ecuación de la dinámica del mecanismo. Esta dinámica conjunta entre mecanismo y brazo viene representada por la siguiente ecuación:

$$\tau(t) = [D[q(t)] + D_b[q(t)]]\ddot{q}(t) + N[q(t), \dot{q}(t)] + N_b[q(t), \dot{q}(t)] + \tau_{ext}(t) \quad [34]$$

Donde:

$$N_b[q(t), \dot{q}(t)] = C_b[q(t), \dot{q}(t)]\dot{q}(t) + G_b[q(t)] \quad [35]$$

Siendo:

$D_b[q(t)]$ : Matriz de inercia del brazo del usuario.

$C_b[q(t), \dot{q}(t)]$ : Vector de fuerzas de Coriolis y centrífuga del brazo usuario.

$G_b[q(t)]$ : Vector de las fuerzas de carga gravitatoria del brazo usuario.

La inclusión de estas nuevas matrices provenientes de la dinámica del brazo del usuario obliga a cambiar el bloque de planta anteriormente utilizado por los controladores de bajo nivel y por consecuencia, sus bloques de linealización. De esta forma los controladores de bajo nivel siguen siendo efectivos bajo esta nueva dinámica.

La figura 40 muestra el bloque de Simulink en el cual, todos los controladores de bajo nivel junto con la dinámica conjunta del mecanismo y el brazo del usuario están incluidas. Basándonos en esta figura agrupamos los bloques en las siguientes categorías:

- Bloques de entrada: En ellos se encuentra la entrada deseada o referencia ya sea posición o trayectoria en los casos del controlador CTC y controlador de impedancia o par en el caso de control de fuerza. Vienen representados en la figura 40 con un color azul.
- Bloques de leyes de control: Contiene el algoritmo que permite el control e indirectamente la linealización de la planta que permite la utilización de estrategias de control tradicionales. De arriba abajo están presentes el controlador de posición CTC en color cian, el controlador de fuerza en magenta y el controlador de impedancia en amarillo.
- Bloque de switch: Estos bloques te permiten cambiar la ley de control utilizada para controlar y linealizar de forma ágil. Para ello se incluye una constante “switch” donde “1” acciona el control de posición CTC, “2” el control de fuerza y “3” el control de impedancia. Existe un segundo switch que de la misma forma permite cambiar el par externo del sistema en función de la ley de control seleccionada.
- Bloque de linealización: El bloque de linealización contiene los términos linealizantes comunes a las tres leyes de control, siendo la única diferencia la entrada “u”, proveniente de los bloques de leyes de control.
- Bloque planta: El bloque planta simula la dinámica del mecanismo y el brazo del usuario conjuntamente. Tiene como entradas el par del sistema, a través del cual se introducen los términos linealizantes a la planta y el par externo, introducido como perturbación al sistema. A su vez, presenta como salidas la posición, velocidad y aceleración de cada ángulo junto con las fuerzas ejercidas en el punto de agarre del mecanismo.

Mencionar también la presencia del bloque de perturbación denominado como “señales externas” justo abajo a la derecha del diagrama de bloques ilustrado en la figura 40. Este bloque permite generar señales de la forma que se desee. Las ganancias que se muestran en este caso con un valor de 20, representan la amplitud de estas señales y el bloque denominado “Matlab function1” es una función que permite definir en que momento de la simulación se introducen estas señales. La idea de este bloque es la de probar diferentes perturbaciones en el sistema para visualizar la respuesta de este ante ellas.

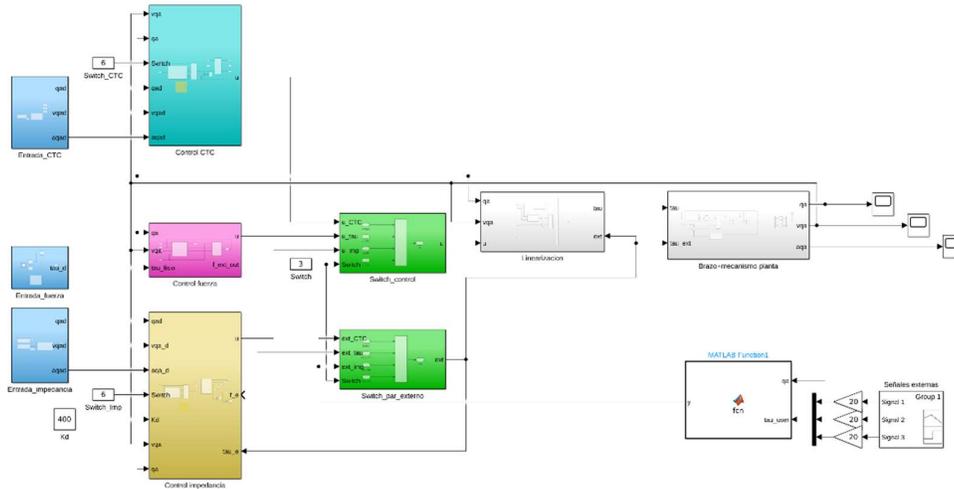


Figura 40: Controladores de bajo nivel

Para la validación y verificación de los controladores de bajo nivel ante esta nueva dinámica, primeramente se asume el brazo del paciente en “peso muerto”, es decir, sin que el usuario este aplicando ninguna fuerza. Una vez verificado cada controlador en base a este escenario, se introducen fuerzas externas al sistema, las cuales simulan las fuerzas ejercidas por el usuario. Este proceso de verificación y validación es análogo al realizado en los apartados por los controladores de bajo nivel con la dinámica del mecanismo.

A continuación, se ilustran el comportamiento de los controladores de bajo nivel ante esta nueva dinámica que incluye al mecanismo junto con el brazo del usuario.

### 6.3.1. Control de par calculado

Para el controlador CTC se introducen como referencia:

$$\theta_1 = \pi/6; \theta_2 = \pi/5; \theta_3 = \pi/4$$

La figura 41 ilustra el comportamiento del sistema antes dichas entradas.

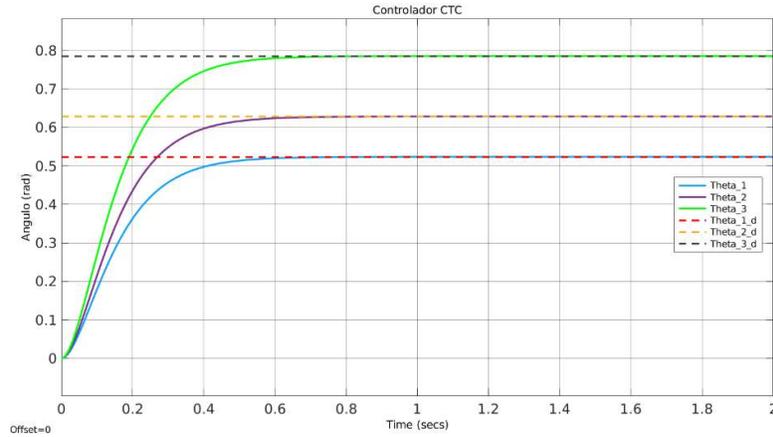


Figura 41: Controlador CTC con dinámica conjunta mecanismo más brazo del usuario

Se comprueba que pese al cambio de dinámica, los ángulos del sistema alcanzan las referencias de forma rápida.

### 6.3.2. Control de fuerza

Para el control de fuerza se toma como los valores deseados a seguir:

$$\tau_{\theta_1} = 15 \text{ Nm}; \tau_{\theta_2} = 20 \text{ Nm}; \tau_{\theta_3} = 25 \text{ Nm}$$

La figura 42 ilustra el comportamiento del control de fuerza.

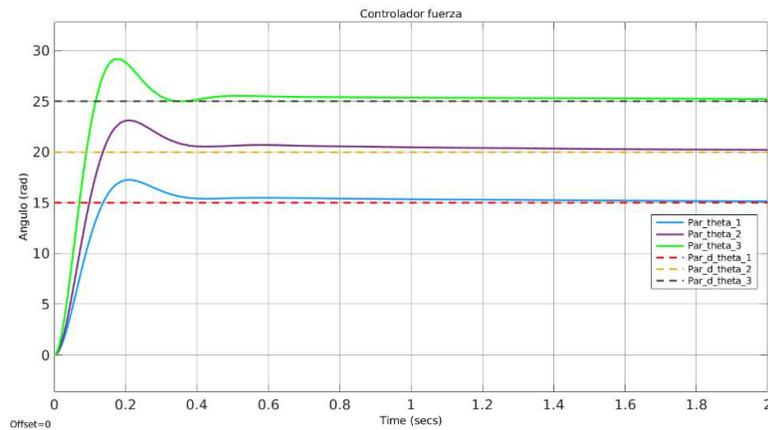


Figura 42: Controlador de fuerza con dinámica conjunta mecanismo más brazo del usuario

Se observa que surge un rebase del par respecto del par de referencia por la falta del término derivativo, pero seguidamente se alcanza el valor deseado.

### 6.3.3. Control de impedancia

Las referencias a seguir, al igual que para el controlador CTC es:

$$\theta_1 = \pi/6; \theta_2 = \pi/5; \theta_3 = \pi/4$$

A la vez, se introduce una fuerza externa en forma de señal cuadrada de amplitud 2, 1.9 y 1.8 Nm periodo 5 segundo, ancho de la señal del 50% y desfase de la señal de 0, 0.2 y 0.4 segundos respectivamente.

La figura 43 muestra el comportamiento que presenta el sistema ante dicho escenario.

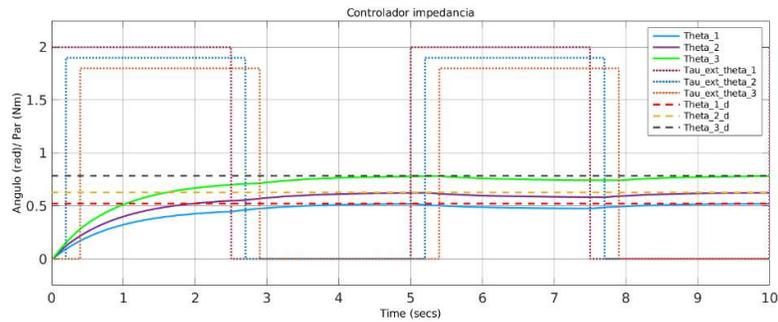


Figura 43: Controlador de impedancia con dinámica conjunta mecanismo más brazo del usuario

Vemos que efectivamente las señales alcanzan el valor deseado y que estas reaccionan a los pares externos aumentando el error de posición o, en otras palabras, alejándose del valor de referencia.

#### 6.4. CONTROLADORES ALTO NIVEL

Los controladores de alto nivel son aquellos que se usan directamente para la ejecución de los ejercicios de rehabilitación. Están basados en los controladores de bajo nivel previamente descritos en los apartados anteriores.

De la misma manera que para los controladores de bajo nivel, se diseña un bloque de Simulink, representado por la figura 44, donde todos los controladores de alto nivel junto con la dinámica conjunta del mecanismo y el brazo usuario están incluidos. Presenta la misma categorización que el modelo de los controladores de bajo nivel pero se adaptan todos los bloques a los controladores de alto nivel, exceptuando el bloque de linealización y la planta, que permanecen invariantes.

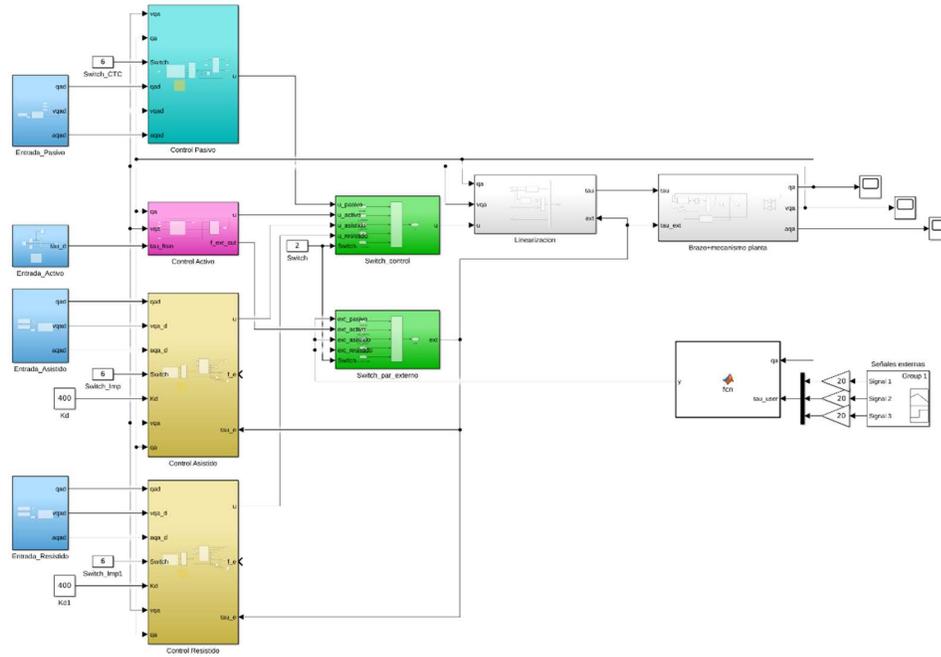


Figura 44: Controladores de alto nivel

#### 6.4.1. Control pasivo

En el controlador pasivo, el movimiento es realizado por el robot siendo la fuerza ejercida por el paciente una mera perturbación. La estrategia de control del control pasivo es lo suficientemente robusto para mantener la trayectoria deseada invariante a las perturbaciones producidas por el usuario. Este controlador está basado en el control de posición CTC.

Aceleraciones, velocidades y posiciones de las diferentes variables articulares son la entrada de este controlador, las cuales generan la trayectoria polinomial cubica o de tercer orden deseada. Los parámetros que define esta trayectoria son los siguientes:

- Puntos alcanzados por la trayectoria, tanto el punto inicial y final como los intermedios.
- Tiempo en el que el sistema alcanza estos los puntos deseados.
- Valor de la velocidad en cada punto. En nuestro caso en cada punto alcanzado, se define la velocidad a 0.

Haciendo analogía respecto al caso final de funcionamiento, con el controlador pasivo el fisioterapeuta puede definir la trayectoria que el mecanismo seguirá y en cuanto tiempo será ejecutada. Por consiguiente, para aquellos pacientes con un grado de movilidad más reducida el tiempo de ejecución se incrementa.

Para la validación y verificación del controlador pasivo se consideran los siguientes puntos de la trayectoria:

$$\text{Punto}_1 = \begin{cases} \theta_1 = 0 \\ \theta_2 = 0 \\ \theta_3 = 0 \end{cases}; \text{Punto}_2 = \begin{cases} \theta_1 = \frac{\pi}{6} \\ \theta_2 = 0 \\ \theta_3 = 0 \end{cases}; \text{Punto}_3 = \begin{cases} \theta_1 = \frac{\pi}{6} \\ \theta_2 = \frac{\pi}{3} \\ \theta_3 = 0 \end{cases}; \text{Punto}_4 = \begin{cases} \theta_1 = \frac{\pi}{6} \\ \theta_2 = \frac{\pi}{3} \\ \theta_3 = \frac{\pi}{4} \end{cases}$$

El tiempo de ejecución entre punto y punto es de 4 segundos, es decir, los puntos definidos anteriormente son alcanzados en los segundos 4,8 y 12. Por consiguiente, la trayectoria o ejercicio, se completa en 12 segundos. La figura 45 muestra la posición alcanzada por el mecanismo frente a la deseada.

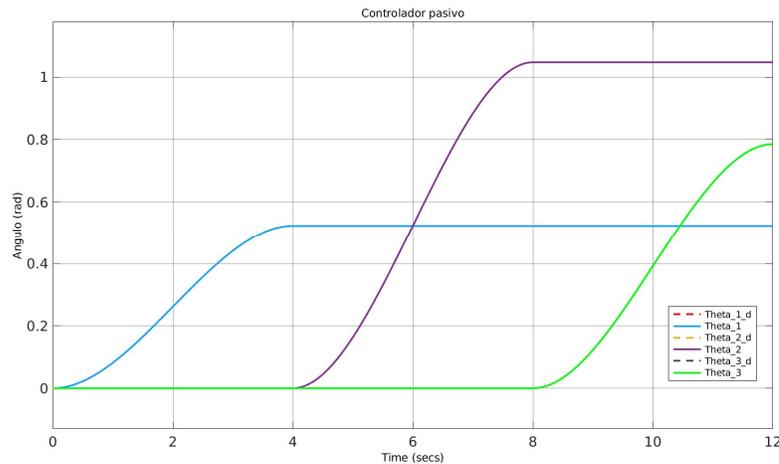


Figura 45: Control pasivo trayectoria deseada

Nótese que a tan bajas velocidades y aceleraciones el controlador es capaz de seguir la referencia deseada alcanzando errores en posición prácticamente inexistentes.

Para comprobar la robustez del controlador pasivo, se aplican pares externos de amplitud 5 Nm, de 3 segundos de duración en los tramos donde los ángulos varían, es decir, todavía no han convergido al valor de posición final. De este modo, el primer par se aplica en la dirección  $\theta_1$  seguido de la aplicación en  $\theta_2$  y posteriormente en  $\theta_3$ . Estos pares externos simulan la fuerza aplicada por el usuario en el sistema.

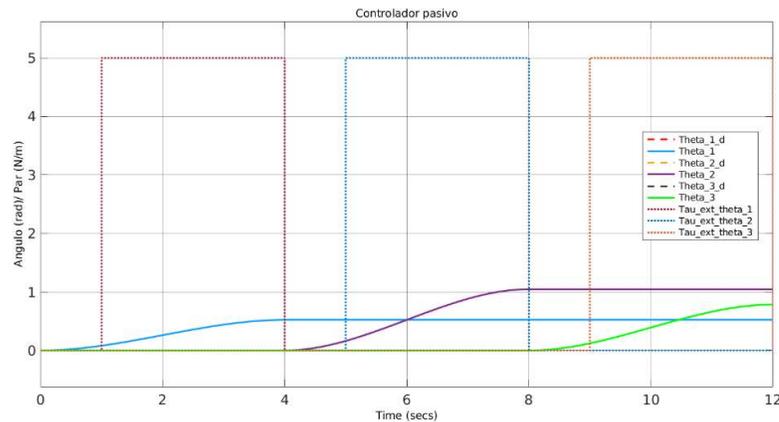


Figura 46: Control pasivo trayectoria deseada con par externo

El la figura 46 se aprecia la robustez de la estrategia de control, siendo invariante los ángulos ante la perturbación introducida por el paciente. Esto en parte se debe a:

- La hipótesis por la cual los sensores, tanto de medición de fuerzas como de aceleración, velocidad y posición son ideales, y por tanto, la fuerza externa es medida y compensada sin que la trayectoria perciba ninguna alteración.
- La simulación en tiempo continuo que, a diferencia del tiempo discreto, no tiene en cuanto los retrasos por tiempo de muestreo.

#### 6.4.2. Control asistido

En el controlador asistido, el usuario es el que realiza el movimiento y el mecanismo le ayuda a permanecer en la trayectoria deseada aplicando una fuerza en dirección a esta. En este caso la estrategia control tiene que ser relativamente flexible para permitir que el sistema puede desviarse de la trayectoria deseada por la imprecisión del paciente. En el controlador se define la ganancia  $K_p$ , que permite definir el grado de ayuda en base a cuanto de lejos el usuario se ha desviado de la trayectoria. A mayor su valor, mayor es la ayuda y por tanto, el mecanismo ejercerá una fuerza más elevada impidiendo al usuario alejarse aún más de la trayectoria deseada. Este controlador está basado en el control de impedancia.

Las siguientes gráficas muestran la simulación del controlador asistido. Al igual que en el controlador anterior, se definen los mismos puntos de la trayectoria, y de la misma forma, se aplican pares externos de amplitud  $5 \text{ Nm}$ , de 3 segundos de duración en los tramos donde los ángulos varían. Estos pares externos simulan la fuerza aplicada por el usuario en el sistema que hace que la trayectoria actual se desvíe de la deseada. En la figura 47, se aplica una ganancia  $K_p$  de valor 40.

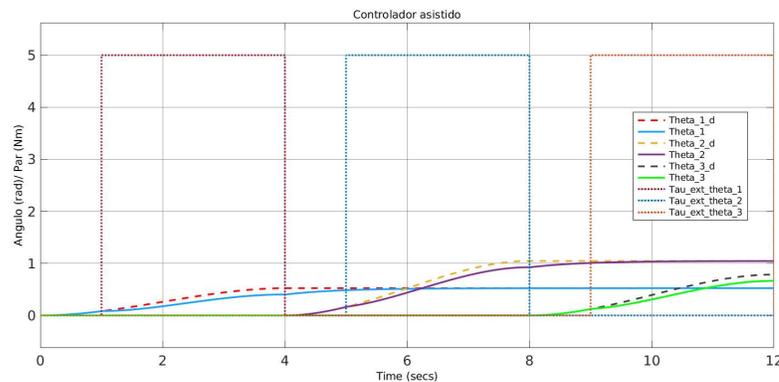


Figura 47: Control asistido trayectoria deseada  $K_p = 40$

En la gráfica se aprecia que en los tramos donde el usuario se desvía de la trayectoria deseada el sistema ejerce una fuerza tal que le impide desviarse aún más de la referencia. En el momento que el usuario ha dejado de ejercer esa fuerza, el sistema deja de infringir una fuerza progresivamente hasta que el usuario vuelve al cauce deseado. Esta oposición del sistema a la desviación de la trayectoria deseada se aprecia en la figura 48 donde se ilustra el par ejercido por el sistema.

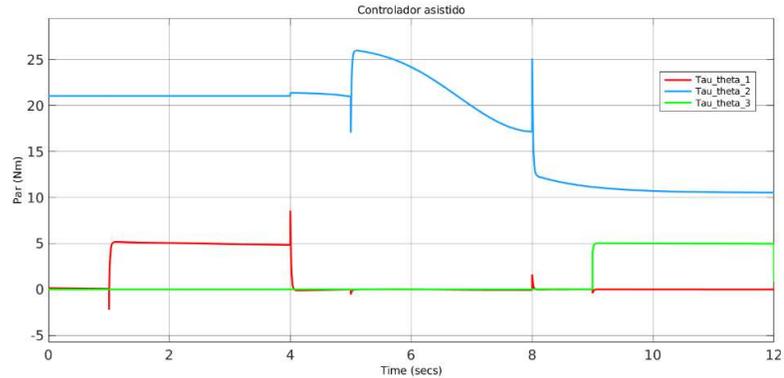


Figura 48: Control asistido par ejercido por el sistema  $K_p=40$

Se observa cómo en los tramos donde se produce una desviación de la trayectoria el propio sistema ejerce pares para evitar incrementar esa desviación. Nótese que el par en  $\theta_2$  empieza con un valor  $21,06 Nm$ , lo cual se debe a la compensación por gravedad del sistema. Esta compensación se va reduciendo a medida que  $\theta_2$  aumenta, es por ello que el tramo donde el usuario aplica una fuerza en la dirección  $\theta_2$  no presenta la forma “rectilínea” de  $\theta_1$  o  $\theta_3$ .

Por afán de comparación, se realiza la misma simulación anterior pero para un caso donde la ganancia  $K_p$  presenta un valor de 400, 10 veces más al anteriormente mostrado.

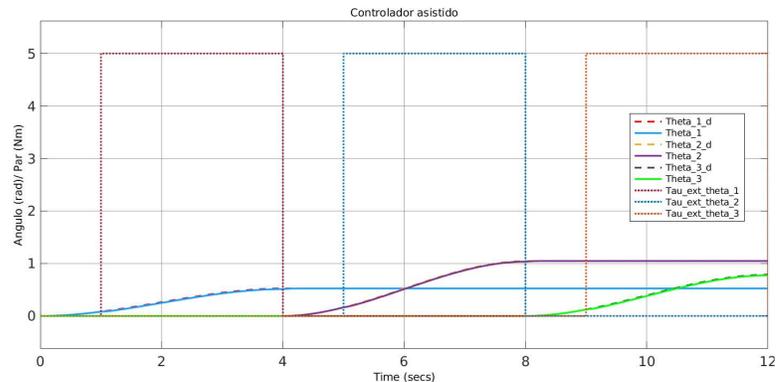


Figura 49: Control asistido trayectoria deseada  $K_p=400$

Se aprecia que pese a que el usuario abandona la trayectoria deseada con la misma fuerza, la oposición del mecanismo es mayor, lo que hace al paciente alejarse en menor medida en comparación con el anterior caso. En la figura 49 se muestra los pares ejercidos por el sistema.

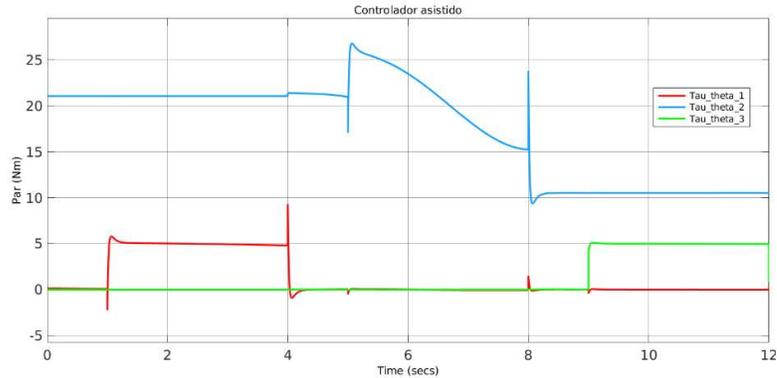


Figura 50: Control asistido par ejercido por el sistema  $K_p=400$

En comparación con la simulación para  $K_p = 40$ , se aprecia un comportamiento más agresivo de la ley de control, reflejado este en los picos, de mayor amplitud, generados cuando el usuario se desvía de la trayectoria. Esto otorga al mecanismo la capacidad de actuar primero a la desviación del usuario, permitiendo al usuario permanecer más cerca de la trayectoria deseada.

#### 6.4.3. Control activo

En el controlador activo el usuario sigue siendo el que realiza el movimiento y el mecanismo solo le ayuda en contrarrestar los pesos propios de la gravedad y fuerzas producidas por inercias, en otras palabras, otorga al usuario la facilidad de solo ejercer la fuerza necesaria para mover el sistema pero no para compensar por el peso o inercias de este. Si el usuario se aleja de la trayectoria deseada el mecanismo no ejercerá ninguna fuerza para encauzarle a esta. Para el controlador activo se toma como base el control de fuerza.

La entrada de referencia de este controlador viene representada por una entrada rampa y la generada por el usuario y por consiguiente la que hace el robot moverse viene dada por:

$$\tau_{usuario}(t) = K_{usuario}q(t) \quad [36]$$

Se toma como valor  $K_{usuario} = 20$  debido a que el mayor valor del ángulo de las tres coordenadas angulares es  $\pi/2$ . En base a [46]-[48] la máxima fuerza que un humano puede ejercer con el brazo extendido es de aproximadamente  $70 Nm$ . Para una persona en rehabilitación se considerar mucho menor, aunque no se ha encontrado ninguna referencia al respecto y el valor está estrechamente relacionado con el grado de recuperación del paciente, se asume el par máximo ejercido por el usuario en torno a  $30 Nm$ . Siendo  $K_{usuario} = 20$  quiere decir que la máxima fuerza que puede ejercer el usuario en esta simulación es de  $31,4 Nm$ . Nótese que este tipo de pares son pares máxima; el usuario para mover su brazo solo tiene que ejercer un poco más de lo que necesita para contrarrestar el propio peso de su brazo. Por consiguiente, no se esperan valores más grandes de  $30 Nm$  ejercidos por el paciente, al menos en las primeras fases de rehabilitación.

La figura 51 muestra el ejercicio realizado por el controlador activo. Comparando para el caso final, la entrada equivale a la orden que el fisio le daría al paciente de incrementar progresivamente la fuerza.

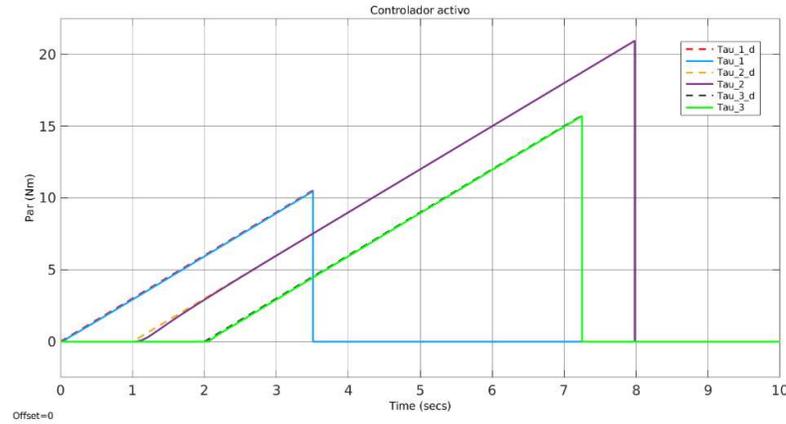


Figura 51: Control activo par del usuario

Observando los pares producidos por el sistema (figura 52) se puede concluir que la única fuerza que el sistema “sufrir” es la ejercida por el usuario, y el resto de fuerzas son compensadas por el mecanismo. En los pares en  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  y  $\theta_3$  se observa que en los cambios repentinos de fuerza (al principio y al final de la entrada rampa) se producen unos picos que contrarrestan las inercias. En el caso del par en  $\theta_2$ , comienza compensando la gravedad aplicando 21,06 Nm cuando  $\theta_2$  es 0 y en el momento en que la entrada rampa se introduce, el robot refleja solo el par ejercido por el usuario. Se observa que el par en  $\theta_2$  no es una línea recta, lo cual se explica debido al aumento del ángulo  $\theta_2$ , ya que el peso que se compensa por la gravedad se ve reducido, dando lugar a una línea curvada en lugar de forma más rectilínea. Cuando el ejercicio está completado y la entrada de referencia es igual a 0, los pares ejercidos por el sistema tienden a 0 para el caso de  $\theta_1$  y  $\theta_3$ , y al peso del sistema para el ángulo  $\theta_2$ , el cual corresponde con un valor de 0 cuando  $\theta_2 = \pi/2$ .

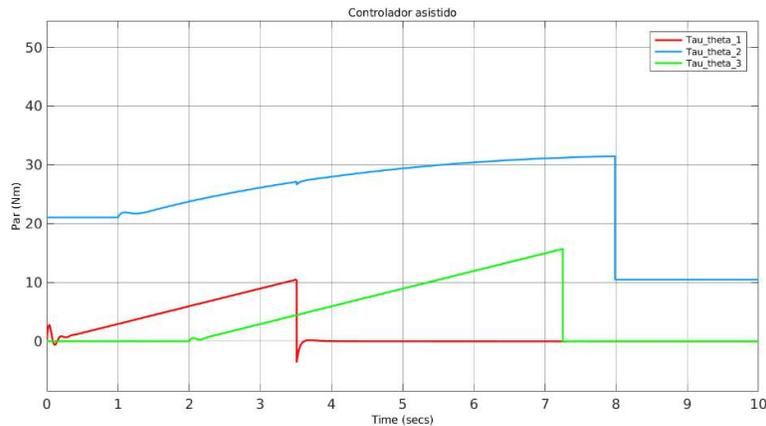


Figura 52: Control asistido pares del sistema

Para permitir que el ejercicio se finalice cuando se llega a un determinado ángulo, se introduce una función (Anexo B) para llevar a 0 la referencia cuando el ángulo objetivo se alcanza. Los ángulos objetivos del ejercicio mostrado anteriormente son:

$$\theta_1 = \pi/6; \theta_2 = \pi/3; \theta_3 = \pi/4$$

#### 6.4.4. Control resistido

En el control resistido, el usuario realiza el movimiento por sí solo pero el mecanismo en vez de ayudar, hace todo lo contrario; genera fuerzas en sentido contrario del movimiento para producir una resistencia en el paciente. El control resistido, al igual que el control asistido, se basa en el control de impedancia. La principal diferencia es el origen de las fuerzas; mientras que en el controlador asistido las fuerzas provienen del usuario o de la inexactitud de este para seguir la trayectoria deseada, en el controlador resistido la fuerzas provienen del mecanismo. En otras palabras, en el controlador asistido la fuerza se introduce en el controlador a través del medidor de fuerza que pueda estar colocado en el extremo o agarre del mecanismo, mientras que en el controlador resistido la fuerza entra al controlador proveniente del encoder o sensor similar de los motores de las articulaciones del mecanismo.

La figura 53 muestra la simulación del controlador asistido. Se aplica una fuerza de  $5\text{ Nm}$  por parte del mecanismo de duración de 3 segundos en cada dirección. Esta fuerza hace que el usuario se desvíe de la trayectoria pero inmediatamente ejerza una fuerza reactiva para alcanzar de nuevo la trayectoria independientemente de la existencia de la fuerza resistiva del mecanismo.

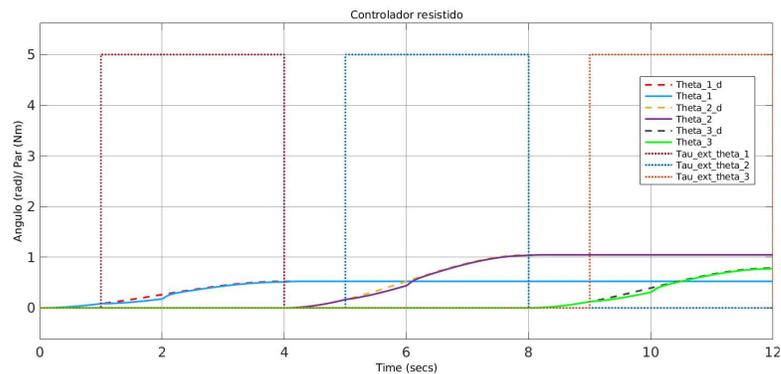


Figura 53: Control resistido trayectoria deseada

Observando los pares del sistema en la figura 54, se observan unos picos que corresponden con los momentos en los que el usuario ejerce la fuerza para contrarrestar la incluida por el mecanismo y volver así a la trayectoria deseada.

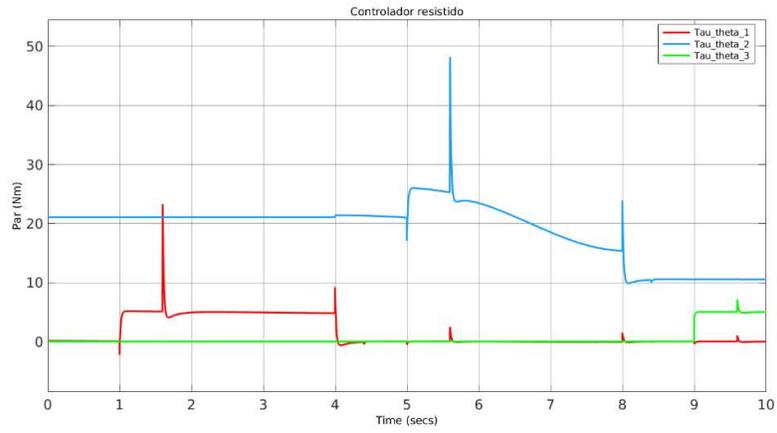


Figura 54: Controlador resistido par ejercido por el sistema

## 7. RESULTADOS

Para estandarizar los resultados obtenidos, todas las estrategias de control de alto nivel previamente descritas son probadas bajo el mismo escenario simulado. El escenario en concreto se basa en los ejercicios que el usuario finalmente realizara con el mecanismo en cuestión. Estos ejercicios se detallan a continuación:

- Rotación del hombro: Consiste en controlar el ángulo  $\theta_1$  tomando como entrada una señal triangular de máximo  $\pi/2$ , mínimo  $-\pi/2$ , de periodo 10s durante un intervalo de ejercicio de 15s. Se introducen en el sistema el correspondiente par externo de cada controlador, el cual se modela con una señal cuadrada de amplitud  $5 Nm$ , periodo 5s y ancho de pulso del 50%.
- Flexión-extensión del codo: Supone aplicar la misma hipótesis explicada en el ejercicio de rotación del hombro pero correspondiente al movimiento de flexión-extensión del codo o  $\theta_2$ . Para este caso el máximo sería de  $\pi/2$  y el mínimo de 0.
- Pronación-supinación del codo: Supone aplicar la misma hipótesis explicada en el ejercicio de rotación del hombro pero correspondiente al movimiento de pronación-supinación del codo o  $\theta_3$ . Para este caso el máximo sería de  $\pi/2$  y el mínimo de  $-\pi/2$ .
- Combinación de los ejercicios anteriores: Consiste en controlar los tres movimientos o ángulos a la vez tomando como entrada una trayectoria cuyos puntos del tramo son los siguientes:

$$\text{Punto}_1 = \begin{cases} \theta_1 = 0 \\ \theta_2 = 0 \\ \theta_3 = 0 \end{cases} ; \text{Punto}_2 = \begin{cases} \theta_1 = \frac{\pi}{6} \\ \theta_2 = \frac{\pi}{2} \\ \theta_3 = \frac{\pi}{4} \end{cases} ; \text{Punto}_3 = \begin{cases} \theta_1 = -\frac{\pi}{3} \\ \theta_2 = \frac{\pi}{4} \\ \theta_3 = -\frac{\pi}{6} \end{cases} ; \text{Punto}_4 = \begin{cases} \theta_1 = 0 \\ \theta_2 = 0 \\ \theta_3 = 0 \end{cases}$$

Cada punto es alcanzado en un tiempo de 3 segundos y la duración total de la simulación es de 10 segundos. A su vez se ejerce un par externo modelado como una señal de cuadrada de periodo 5 segundos y ancho de pulso del 50%. Para facilitar la visualización de la gráfica, las amplitudes de estas señales son de 5, 4.5 y  $4 Nm$  para  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  y  $\theta_3$  respectivamente y las señales están desfasadas 1 segundo entre ellas.

## 7.1. ROTACIÓN DEL HOMBRO

### 7.1.1. Controlador pasivo

Se observa en la figura 55 que la posición  $\theta_1$  sigue la referencia deseada. También se aprecia de que esta no se ve disturbada por los esfuerzos introducidos por el paciente.

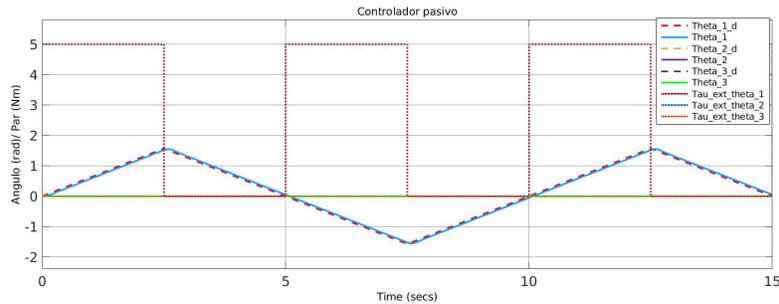


Figura 55: Controlador pasivo rotación del hombro

### 7.1.2. Controlador asistido

Se observa en la figura 56 que cuando el usuario ejerce una fuerza en contra de la referencia deseada, el mecanismo limita el desplazamiento del sistema para que el paciente no se aleje de la referencia a seguir.

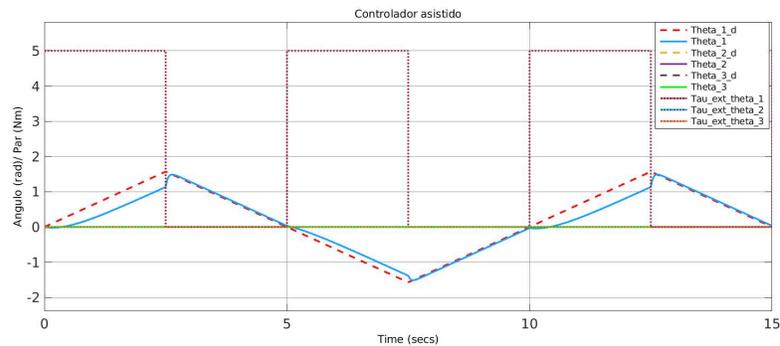


Figura 56: Controlador asistido rotación del hombro

### 7.1.3. Controlador activo

En la figura 57, se observa que la fuerza ejercida por el usuario sigue la referencia indicada por el fisioterapeuta y que la dirección de esta fuerza cambia en base a la posición que el sistema alcanza; cuando el sistema está en  $\pi/2$ , la fuerza ejercida por el usuario presenta un sentido negativo, cuando el sistema alcanza  $-\pi/2$ , la fuerza adquiere un sentido positivo.

El usuario de este modo ejerce una fuerza que incrementa linealmente hasta alcanzar su máximo en 31,4 Nm; en torno la fuerza asumida como la máxima que una persona puede realizar en el periodo de rehabilitación.

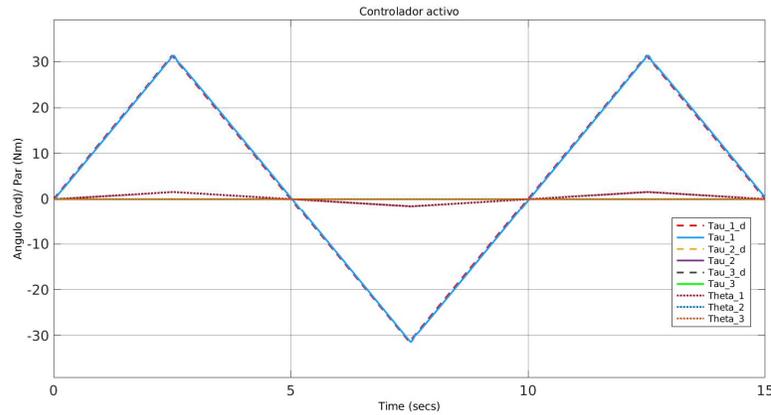


Figura 57: Controlador activo rotación del hombro

En la figura 58 se observa el ángulo  $\theta_1$  durante este ejercicio en el intervalo entre 0 y 5 segundos. Se observa que efectivamente alcanza  $\pi/2$  como valor máximo.

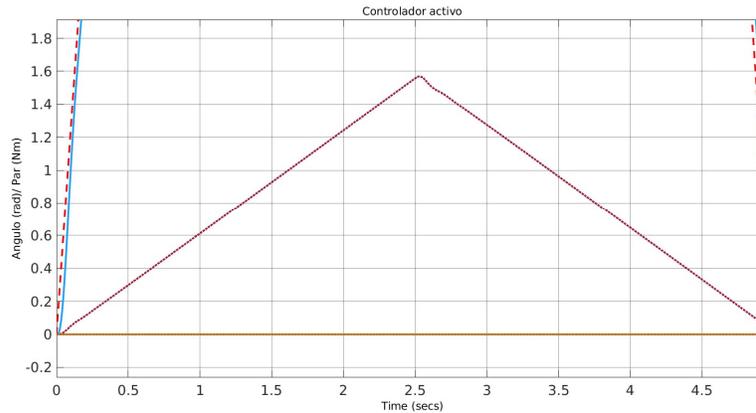


Figura 58: Controlador activo rotación del hombro ángulo  $\theta_1$  intervalo 0-5s

#### 7.1.4. Controlador resistido

En la figura 59, se observa que en los momentos donde el mecanismo introduce una fuerza al sistema, el usuario pierde momentáneamente el cauce de la trayectoria deseada, para rápidamente ejercer una fuerza compensatoria, reduciendo así el error de posición.

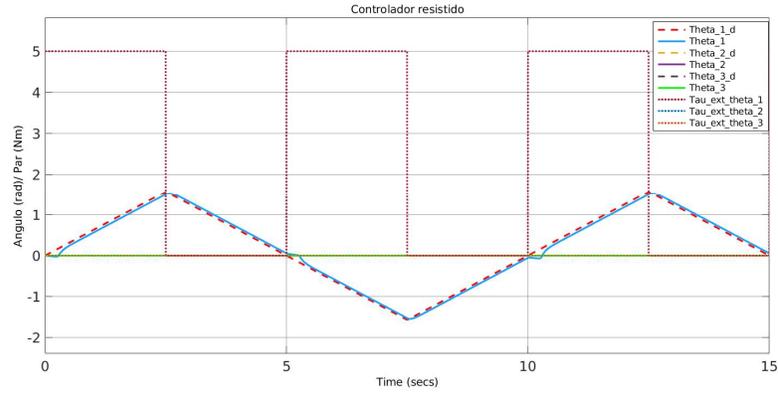


Figura 59: Controlador resistido rotación del hombro

## 7.2. FLEXIÓN-EXTENSIÓN DEL CODO

### 7.2.1. Controlador pasivo

La figura 60 muestra el seguimiento de la posición  $\theta_2$  a la posición de referencia deseada. A su vez, se observa que los esfuerzos introducidos por el paciente no disturban la señal triangular.

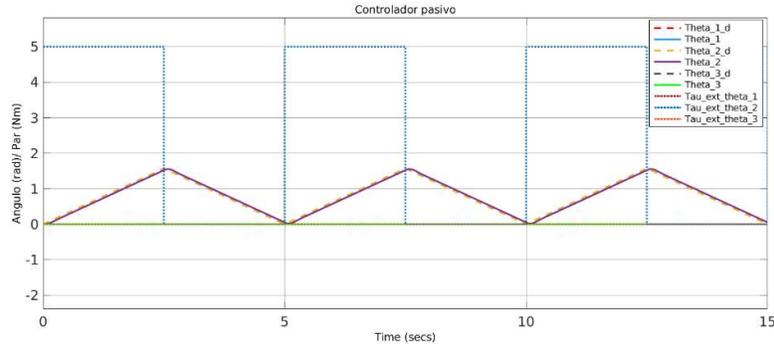


Figura 60: Controlador pasivo flexión-extensión del codo

### 7.2.2. Controlador asistido

La figura 61 ilustra que el usuario no es capaz de abandonar unos ciertos límites espaciales debido a la limitación que el mecanismo impone a base de fuerza.

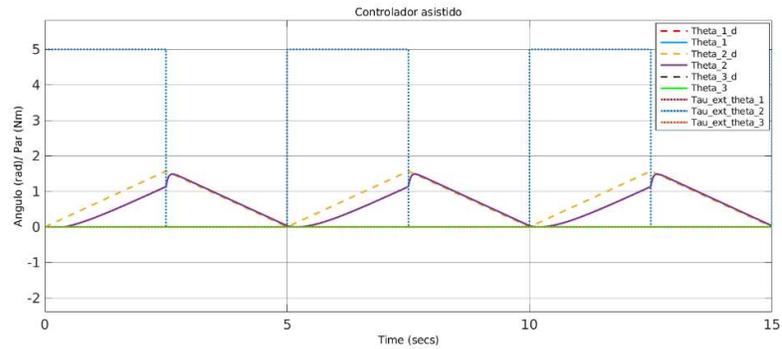


Figura 61: Controlador asistido flexión-extensión del codo

### 7.2.3. Controlador activo

Se observa en la figura 62 que la fuerza sigue la referencia indicada y que el sentido de la fuerza viene definido por los límites posicionales; cuando el sistema alcanza  $\pi/2$ , la fuerza cambia su sentido para posteriormente alcanzar la posición 0 y volver a cambiar de nuevo su sentido.

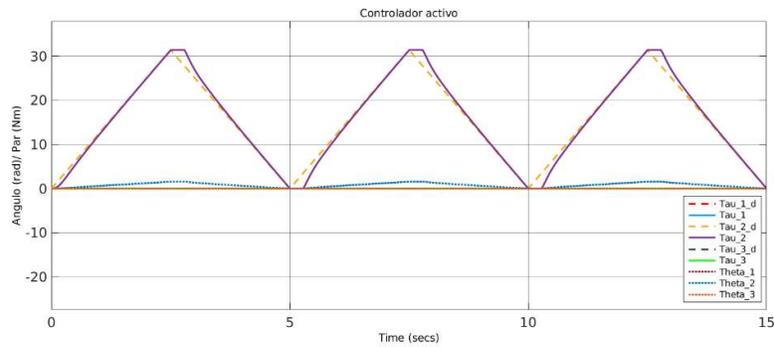


Figura 62: Controlador activo flexión-extensión del codo

Con el fin de facilitar la visualización de la posición en función de la fuerza, la figura 63 muestra el ángulo  $\theta_2$  en el intervalo de 0-5 segundos de la figura posterior.

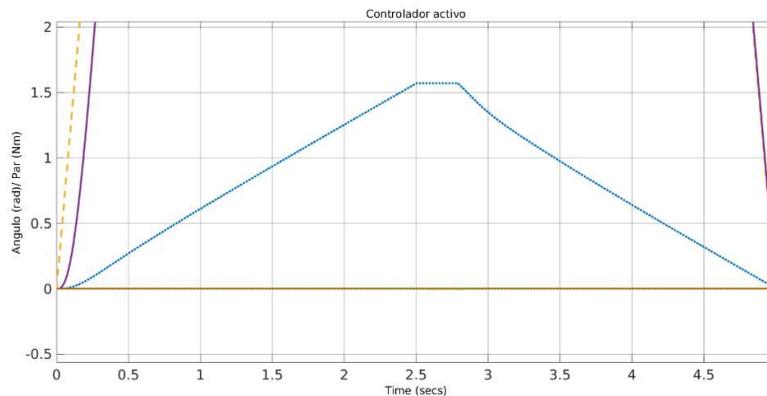


Figura 63: Controlador activo flexión-extensión del codo ángulo  $\theta_2$  intervalo 0-5s

### 7.2.4. Controlador resistido

En la siguiente figura, se muestra el controlador resistido en donde el mecanismo introduce una fuerza al sistema y el usuario recupera la trayectoria deseada rápidamente, ejerciendo una fuerza compensatoria.

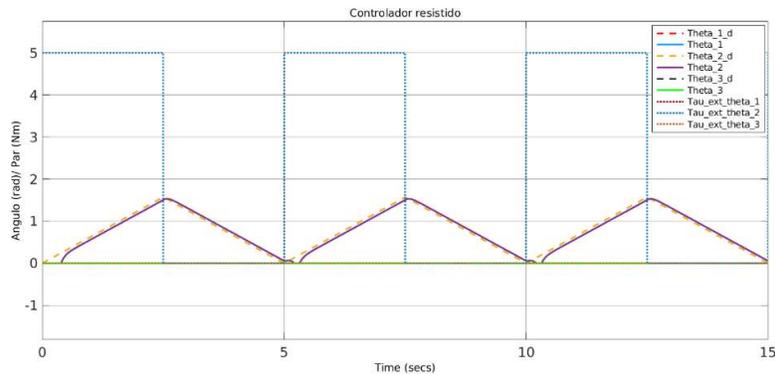


Figura 64: Controlador resistido flexión-extensión del codo

## 7.3. PRONACIÓN-SUPINACIÓN DEL CODO

### 7.3.1. Controlador pasivo

De acuerdo con la figura 65 la posición deseada se alcanza por el controlador pasivo y la señal no se ve afectada independientemente de la existencia de una fuerza externa.

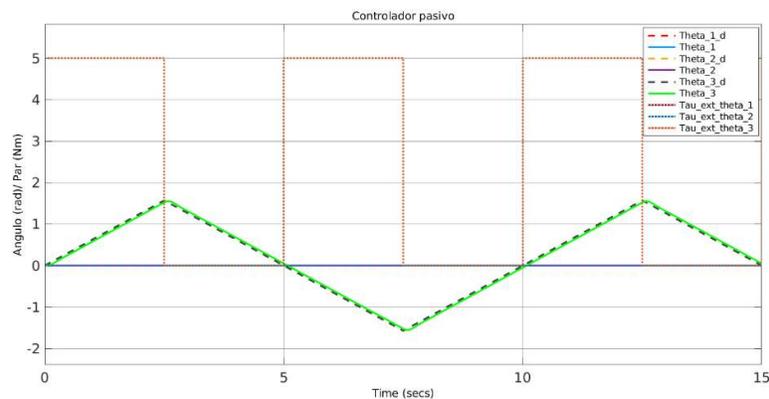


Figura 65: Controlador pasivo pronación-supinación del codo

### 7.3.2. Controlador asistido

Se observa en la figura 66 que cuando el usuario se aleja de la referencia deseada, el mecanismo limita su desplazamiento para que el paciente se mantenga lo más cerca posible de la referencia a seguir.

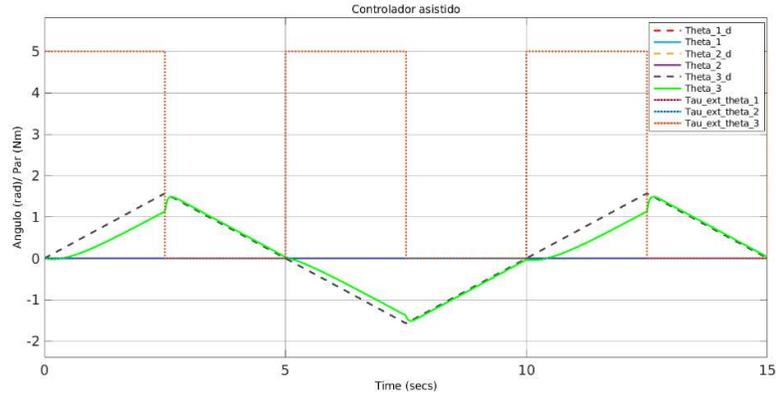


Figura 66: Controlador asistido pronación-supinación del codo

### 7.3.3. Controlador activo

Se observa en la figura 67 que la fuerza de referencia es seguida por el controlador y que la fuerza varía su sentido acorde a las posiciones limitantes alcanzadas  $\pi/2$  y  $-\pi/2$ .

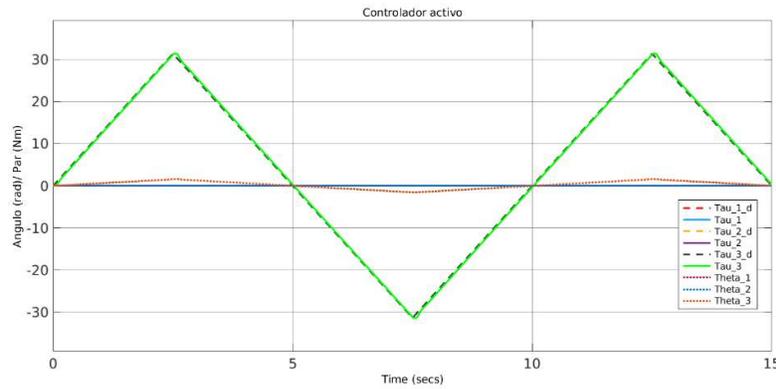


Figura 67: Controlador activo pronación-supinación del codo

Figura muestra el ángulo  $\theta_3$  durante el intervalo de 0-5 segundos.

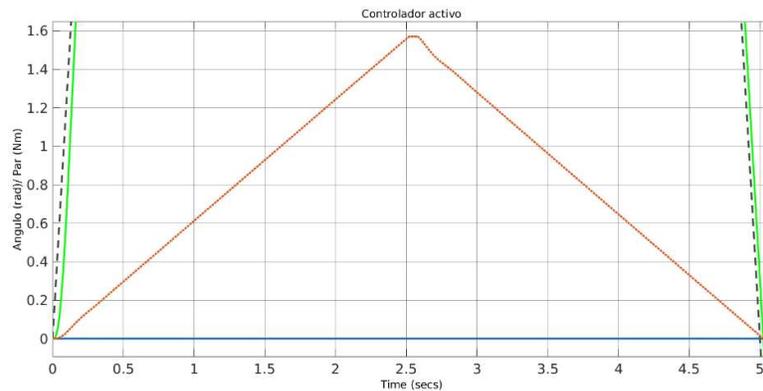


Figura 68: Controlador activo pronación-supinación del codo ángulo  $\theta_3$  intervalo 0-5s

### 7.3.4. Controlador resistido

La figura 69 muestra que la trayectoria deseada es desviada momentáneamente al inicio de la aplicación de las fuerzas por el mecanismo y que el usuario ejerce una fuerza compensatoria para alcanza la referencia de nuevo.

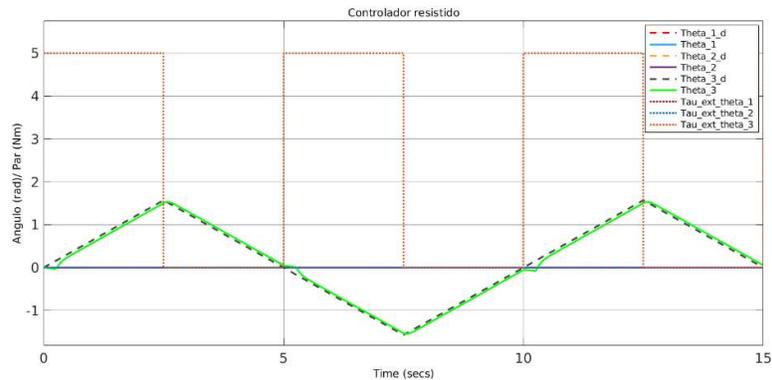


Figura 69: Controlador resistido pronación-supinación del codo

## 7.4. COMBINACIÓN DE LOS EJERCICIOS ANTERIORES

### 7.4.1. Controlador pasivo

El controlador pasivo muestra la robustez necesaria para no dejar que el sistema sufra ningún desplazamiento que pueda producirse por la fuerza del usuario.

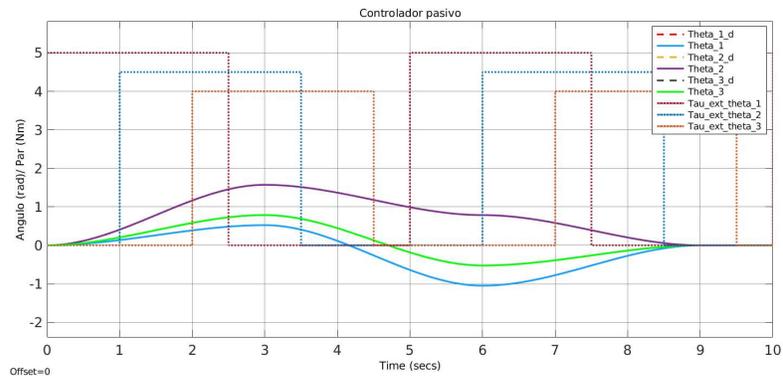


Figura 70: Controlador pasivo combinación de movimientos

### 7.4.2. Controlador asistido

En los tramos donde el usuario introduce una fuerza al sistema, el controlador asistido presenta cierta flexibilidad hasta alcanzar un error de posición a partir del cual no deja al usuario alejarse más de la trayectoria deseada.

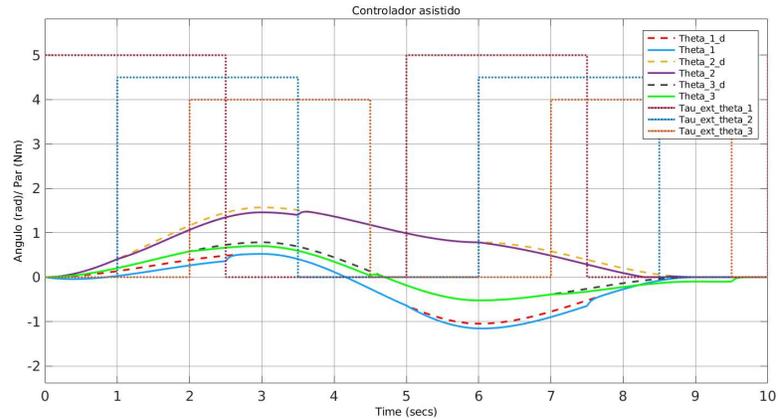


Figura 71: Controlador asistido combinación de movimientos

### 7.4.3. Controlador activo

En el controlador activo se aprecia como el usuario realiza la fuerza en las tres direcciones y que la fuerza global del sistema es la ejercida por el usuario más las compensadas por la gravedad e inercias.

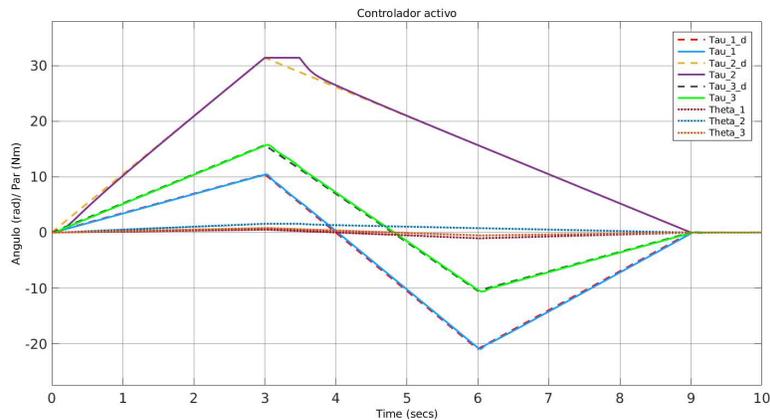


Figura 72: Controlador activo combinación de movimientos

En la figura 73 se aprecia los ángulos de la trayectoria que el sistema va alcanzando, los cuales se corresponden con la trayectoria deseada.

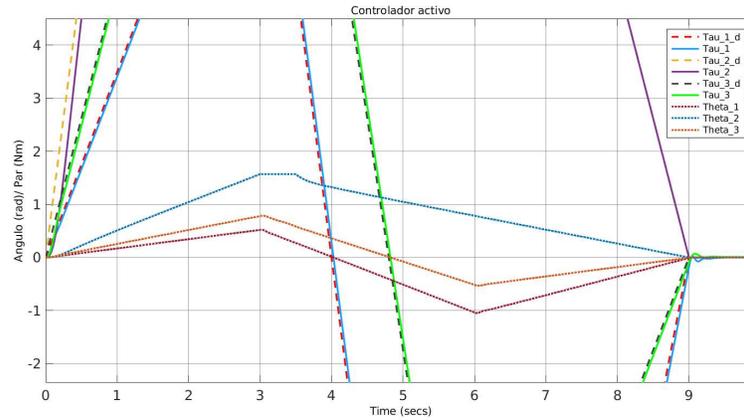


Figura 73: Controlador activo combinación de movimientos ángulos intervalo 0-10s

En la figura 74 se observa el par generado por el sistema donde se aprecia que a la finalización de la simulación, el par en  $\theta_1$  y  $\theta_3$  es de  $0 \text{ Nm}$  mientras que para  $\theta_2$  es de  $21,06 \text{ Nm}$ , el cual mantiene el sistema en equilibrio de fuerzas.

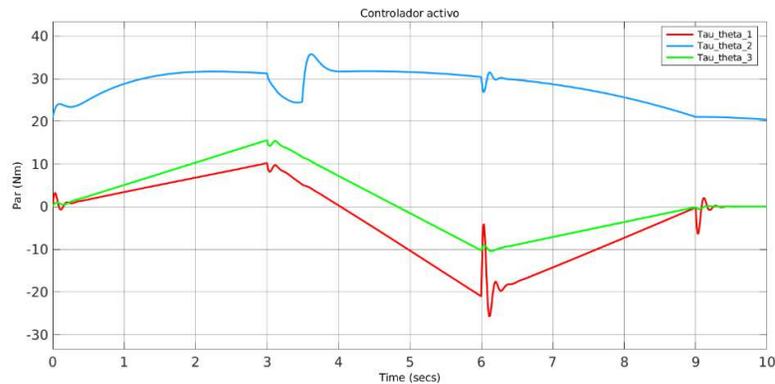


Figura 74: Controlador activo combinación de movimientos pares

#### 7.4.4. Controlador resistido

El controlador resistido muestra como en los momentos donde el mecanismo ejerce una fuerza resistiva el usuario compensa rápidamente para evitar ser alejado de la trayectoria deseada.

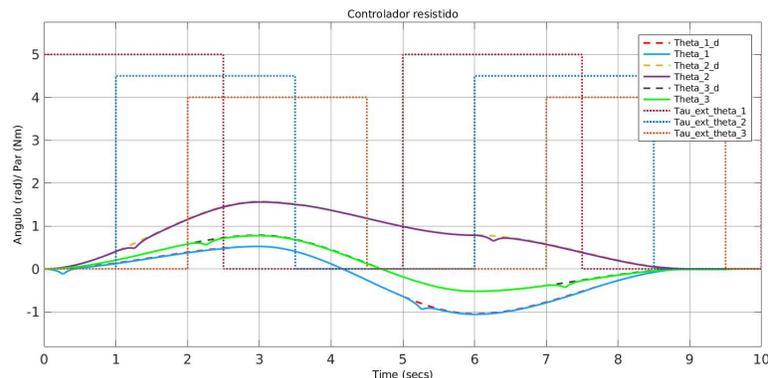


Figura 75: Controlador resistido combinación de movimientos

Los resultados previamente mostrados verifican la posibilidad de aplicar las estrategias de control de alto nivel como ejercicios de rehabilitación ya que se ha demostrado su estabilidad y eficacia bajo los rangos de tiempo de ejecución, fuerzas y precisión posicional que estos requieren.

## 8. METODOLOGÍA

Para la simulación de las estrategias de control junto con la dinámica del sistema, se utiliza un conocido software: Matlab y Simulink. En el ambiente de Matlab es donde todos los archivos se organizan y donde las funciones presentes en el modelo Simulink se elaboran. La herramienta Simulink, presente en el ambiente de Matlab, nos sirve como generador del ambiente de simulación. Esta herramienta se basa en la generación de diagramas de bloques para elaborar modelos matemáticos representativos de, en este caso, las dinámicas de un robot de rehabilitación junto con los algoritmos de control que permiten el control de las variables que se desean controlar.

El curso del Trabajo Fin de Master se puede organizar en las siguientes tareas:

- Tarea 1 – Análisis del estado del arte
- Tarea 2 - Análisis del robot
- Tarea 3 - Controladores de bajo nivel
- Tarea 4 - Dinámica conjunta
- Tarea 5 - Controladores de alto nivel
- Tarea 6 - Validación de controladores
- Tarea 7 – Redacción de la memoria

### 8.1. TAREA 1 – ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE

Primeramente, se lleva a cabo un estudio del estado del arte de los robots más relevantes en el campo de la rehabilitación, haciendo especial hincapié en aquellos cuya aplicación se centra en la recuperación de la movilidad de las extremidades superiores. A su vez, se realiza una clasificación de dichos mecanismos de rehabilitación, presentando las características fundamentales necesarias para la implementación de los controladores. Posteriormente, la anatomía del ser humano es analizada con el objeto de buscar las limitaciones físicas que deben tenerse en cuenta a la hora de diseñar los controladores. Finalmente se hace un estudio de los controladores más típicos aplicados a los robots de rehabilitación; controladores de bajo nivel y alto nivel.

### 8.2. TAREA 2- ANÁLISIS DEL ROBOT

Primeramente, se realiza un análisis del robot a controlar donde se definen los GDL del mecanismo los cuales forma parte de las coordenadas articulares del sistema. Previo a la generación de la simulación, se fijan unos límites máximos y mínimos para estos GDL en base a los límites físicos del movimiento del brazo del ser humano. Se especifica también la limitación del espacio de trabajo del efector final del mecanismo: un cuarto de esfera. Conocido todos estos detalles, se procede al desarrollo del modelo de la planta representativa de la dinámica del robot de rehabilitación con la herramienta Simulink. Para la elaboración de este modelo partimos de las dinámicas elaboradas en [11].

### 8.3. TAREA 3 – CONTROLADORES DE BAJO NIVEL

Una vez desarrollada la planta se procede a realizar los controladores de bajo nivel; controlador de par calculado, controlador de fuerza y controlador de impedancia. Cada uno de ellos tiene su algoritmo propio que permite linealizar la planta del mecanismo, la cual contiene términos no lineales que dificulta su control. Esta linealización lleva a una ecuación representativa del sistema más simplificada de las dinámicas de la planta. En base a los parámetros de esta ecuación y a través de la transformada de Laplace, se eligen aquellas ganancias del controlador que llevan al sistema a tener un comportamiento deseado.

#### 8.3.1. Tarea 3.1 – Control de posición CTC

Dentro de esta tarea, se desarrolla primeramente el controlador de par calculado. A través de una entrada de posición en controlador la convierte en comandos de par que llegan a la planta y permite alcanzar las posiciones deseadas.

#### 8.3.2. Tarea 3.2 – Control de fuerza

Se implementa el control de fuerza cuya entrada en formato par consigue alcanzar el par deseado a través de un “doble controlador”; un controlador aplicado a la diferencia en el par cuya salida es la posición necesaria para alcanzar ese par deseado y un controlador aplicado a la diferencia de la posición y velocidad de los ángulos del mecanismo.

#### 8.3.3. Tarea 3.3 – Control de impedancia

En el control de impedancia, se toma como entrada la posición deseada y se incluye como perturbación un par externo al mecanismo. Finalmente, el controlador logra alcanzar la posición deseada a la vez que tiene la capacidad de adaptarse a las fuerzas externas.

### 8.4. TAREA 4 – DÍNAMICA CONJUNTA

Una vez obtenido el rendimiento adecuado de cada controlador de bajo nivel, se modifica la planta del sistema, añadiendo a la dinámica del mecanismo la dinámica del brazo del usuario. Por consiguiente se ajustan las ganancias de cada controlador para mantener el comportamiento deseado bajo esta nueva ecuación. En esta etapa, se complementa el modelo Simulink con nuevos bloques que permiten activar el controlador que se desea usar de forma ágil y la introducción de diferentes pares externos dependiendo del controlador activado.

### 8.5. TAREA 5 – CONTROLADORES DE ALTO NIVEL

Obtenido el comportamiento deseado de los controladores de bajo nivel sobre la dinámica conjunta del mecanismo junto con el brazo del usuario, se implementa los controladores de alto nivel basados en estos controladores. Se aplica en esta fase la posibilidad de generar una trayectoria deseada y cambiar ganancias en base al grado de rehabilitación del usuario.

#### 8.5.1. Tarea 5.1 – Control pasivo

Se implementa un controlador capaz de guiar al usuario a través de una trayectoria definida. La fuerza que pueda generar el usuario es contrarrestada por el robot de rehabilitación para que así la trayectoria seguida sea invariante.

#### 8.5.2. Tarea 5.2 – Control asistido

Con el control asistido el usuario es capaz de realizar la trayectoria deseada por sí mismo y el robot simplemente le ayuda a no salirse de un margen de posición dentro de esta trayectoria.

#### 8.5.3. Tarea 5.3 – Control activo

Referente al control activo el movimiento lo realiza el usuario mientras que el robot solo compensa las fuerzas propias de la inercia y pesos del mecanismo. Es decir, es como si el usuario pudiese mover el brazo sin tener que ejercer fuerzas para mantenerlo rígido.

#### 8.5.4. Tarea 5.4 – Control resistido

En el controlador resistido el paciente realiza el movimiento por sí misma, sin embargo, el robot trata de impedir la ejecución de este movimiento generando fuerzas en sentido contrario a la del movimiento ejecutado por el usuario.

### 8.6. TAREA 6 – VALIDACIÓN DE CONTROLADORES

Por último se valida el funcionamiento de los controladores de alto nivel aplicando movimientos coherentes en el proceso de rehabilitación. Estos movimientos corresponden con el movimiento de rotación del hombro, de flexión-extensión del codo, supinación-pronación del codo y una combinación de los tres anteriormente mencionados.

### 8.7. TAREA 7 – REDACCIÓN DE LA MEMORIA

Por último, se redacta la memoria del TFM en base al trabajo desarrollado y los resultados obtenidos en las tareas mencionadas con anterioridad.

La figura 76 muestra el diagrama de Gantt de los tiempos de ejecución de cada una de estas tareas. . En el diagrama también se incluyen subfases para facilitar la monitorización de tiempos de aquellas etapas que contiene apartados claramente identificables, como es el caso del desarrollo tanto de los controladores de bajo nivel como de los de alto nivel. En el eje de ordenadas se nombran las tareas que componen este TFM, mientras que en el eje de abscisas se representa el tiempo que cada tarea ha llevado en formato fecha.

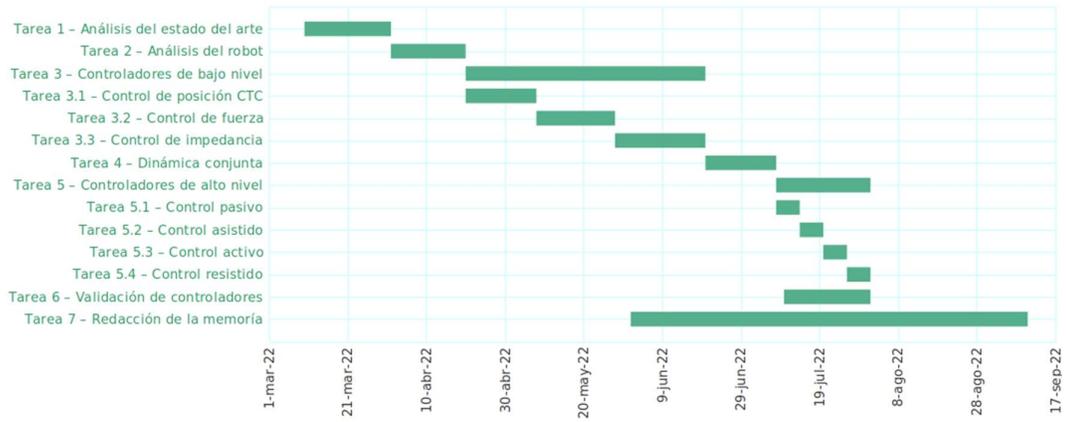


Figura 76: Diagrama Gantt

## 9. PRESUPUESTO

Los gastos del proyecto se dividen en 5 partidas: horas internas, amortizaciones, gastos, costes indirectos e imprevistos.

### HORAS INTERNAS

Concepto	Unidades	Nº Unidades	Coste unitario	Coste
Ingeniería	horas	600	20 €	12.000 €
Director de proyecto	horas	40	50 €	2.000 €
<b>TOTAL</b>				<b>14.000 €</b>

Tabla 3: Horas Internas

### AMORTIZACIONES

Concepto	Precio inicial	Vida útil	Uso en el proyecto	Amortización
Ordenador personal	2.500,00 €	4 años	6 meses	312,50 €
Licencia MATLAB Student 2021 (MATLAB and Simulink Student Suite)	272,00 €	1 año	6 meses	136,00 €
Licencia anual Microsoft Office 365 Hogar y Empresas	155,40 €	1 año	6 meses	77,70 €
<b>TOTAL</b>				<b>526,20 €</b>

Tabla 4: Amortizaciones

### COSTE TOTAL

Horas Internas	14.000,00 €
Amortizaciones	526,20 €
Gastos	30,00 €
<b>SUBTOTAL 1</b>	<b>12.556,20 €</b>
Costes Indirectos (3%)	376,69 €
<b>SUBTOTAL 2</b>	<b>12.932,89 €</b>
Imprevistos (10%)	1.293,29 €
<b>TOTAL</b>	<b>16.226,17 €</b>

Tabla 5: Coste total

## 10. CONCLUSIONES

El Trabajo Fin de Master pone a prueba el uso de controladores de bajo nivel o nivel de dispositivo para la elaboración de controladores de alto nivel o nivel de tarea aplicados a la dinámica de un mecanismo exoesqueleto rehabilitador de las extremidades superiores.

Los controladores de bajo nivel consiguen un muy buen rendimiento incluso en situaciones más rápidas o agresivas de las que para las que serán usado finalmente. A su vez, demuestran su capacidad linealizante, eliminando los términos no lineales de la planta y facilitando de esta forma el control de las variables articuladas tanto en posición como en fuerza. Se comprueba que la adición de las dinámicas del brazo del paciente a las del mecanismo rehabilitador no genera inestabilidades y que, con un ajuste en las ganancias de los controladores, el sistema global sigue siendo estable y rinde a velocidades adecuadas para su funcionalidad.

Se valida el uso de los controladores de bajo nivel para dar lugar a los controladores de alto nivel y así definir los modos de trabajo en los ejercicios de rehabilitación de los pacientes. Estos controladores se ponen a prueba bajo condiciones cercanas al uso final del mecanismo, con tiempo más amplios y dinámicas menos agresivas.

Por último, se definen una serie de ejercicios que mimetizan a los posibles ejercicios que el fisioterapeuta realizará con su paciente mediante el uso de este robot rehabilitador. Estos ejercicios contemplan los movimientos de rotación del hombro, flexión-extensión del codo, pronación-supinación del codo y una combinación de los anteriores mediante la generación de una trayectoria deseada de orden 3. En base a los resultados obtenidos en la simulación de estos ejercicios, se verifica que el error entre las referencias y las posiciones o pares del sistema es mínimo y suficiente para la realización de la terapia de rehabilitación.

Recordar que, estos controladores son probados en un entorno ideal de simulación; simulación en tiempo continuo y mediciones sin error y es en dicho entorno de simulación donde se comprueba que los controladores elaborados son lo suficientemente eficaces para la realización de los ejercicios propios para un paciente que necesite la realización de un programa de rehabilitación de sus extremidades superiores.

Por todo esto, podemos concluir que la aplicación del controlador de par calculado, el controlador de fuerza y el controlador de impedancia son adecuados para la elaboración de los controladores de alto nivel; pasivo, asistido, activo y resistivo y que, su efectividad es suficiente para el entorno ideal bajo el que estos han sido probados y verificados.

## 11. CONSIDERACIONES FUTURAS

Uno de los pasos a seguir previo a probar los algoritmos de control en un prototipo formado por elementos o componentes físicos es el de verificar y validar los controladores en una simulación con tiempo discreto, implementando así una simulación más cercana a la real.

A parte de realizar la simulación en tiempo discreto en vez de continuo, otro aspecto también a considerar sería la adición de error en la medición de los sensores. En la simulación que se ha llevado a cabo, los sensores son tratados como medidores ideales donde la obtención de la medición es inmediata y su precisión no presenta error. Otro paso para acercar esta simulación a la realidad es la de considerar estos errores.

Otro aspecto que no se ha considerado en este Trabajo Fin de Master es la inclusión de la dinámica de los motores. Si bien, los pares se han limitado para no alcanzar valores absurdamente elevados, la transferencia de voltaje a par ejercido por los motores no se ha modelado, optando así por una simplificación de esta simulación. La adición de esta dinámica supondría la elección de los motores del mecanismo para así mimetizar su comportamiento en el modelo.

Se podría llevar un paso más adelante el trabajo realizando una simulación en donde partes del modelo, en este caso del modelo Simulink, son sustituidas directamente por los componentes reales (sensores, motores...) que formaran parte del mecanismo final.

Por último, la aplicación de las estrategias de control en el mecanismo físico final. Solo en este paso se podrá garantizar que las dinámicas evaluadas en la simulación son suficientemente cercanas a las del mecanismo real y por consiguiente, si las estrategias de control son adecuadas para el control del mismo.

## 12. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Sandra C. Webber, MSc, Michelle M. Porter, PhD, Verena H. Menec, PhD, Mobility in Older Adults: A Comprehensive Framework, *The Gerontologist*, Volume 50, Issue 4, August 2010, Pages 443–450, <https://doi.org/10.1093/geront/gnq013>
- [2] <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1747-4949.2012.00969.x> United Nations. Convention on the Rights of Persons with Disabilities. Geneva, United Nations, 2006. Available at <http://www2.ohchr.org/english/law/disabilities-convention.htm>
- [3] United Nations. Convention on the Rights of Persons with Disabilities. Geneva, United Nations, 2006. Available at <http://www2.ohchr.org/english/law/disabilities-convention.htm>
- [4] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5020059/>
- [5] Victor R. Gonzalez, “Robots industriales”, 2003, Enlace: Robots industriales: definición y clasificación (mec.es)
- [6] Gassert, R., Dietz, V. Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: a neurophysiological perspective. *J NeuroEngineering Rehabil* 15, 46 (2018). <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0383-x>
- [7] Khalili D, Zomlefer M. An intelligent robotic system for rehabilitation of joints and estimation of body segment parameters. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1988;35(2):138–46
- [8] Klamroth-Marganska V, Blanco J, Campen K, Curt A, Dietz V, Ettl T, et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *Lancet Neurol.* 2014;13(2):159–66
- [9] Lo AC, Guarino PD, Richards LG, Haselkorn JK, Wittenberg GF, Federman DG, et al. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *N Engl J Med.* 2010;362:1772–83.
- [10] Balasubramanian S, Klein J, Burdet E. Robot-assisted rehabilitation of hand function. *Curr Opin Neurol.* 2010;23(6):661–70.
- [11] Leyre Casado, “Dispositivo Robótico para la Rehabilitación de las Extremidades Superiores” 2020.
- [12] Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: [https://www.researchgate.net/figure/MIT-MANUS-Interactive-Motion-Technologies-Cambridge-MA\\_fig1\\_7800973](https://www.researchgate.net/figure/MIT-MANUS-Interactive-Motion-Technologies-Cambridge-MA_fig1_7800973) [accessed 21 Aug, 2022]
- [13] Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: [https://www.researchgate.net/figure/MIME-RiceWrist-rehabilitation-system-setup\\_fig13\\_221786225](https://www.researchgate.net/figure/MIME-RiceWrist-rehabilitation-system-setup_fig13_221786225) [accessed 21 Aug, 2022]
- [14] robotic surgery | medical technology | Britannica
- [15] Lum, Peter & Burgar, C.G. & Loos, M. & Shor, P.C. & Majmundar, M. & Yap, R.. (2005). The MIME robotic system for upper-limb neuro-rehabilitation: results from a clinical trial in subacute stroke. 511 - 514. 10.1109/ICORR.2005.1501153.

- [16] Mahdiah Babaiasl, Seyyed Hamed Mahdioun, Poorya Jaryani & Mojtaba Yazdani (2016) A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 11:4, 263-280, DOI: 10.3109/17483107.2014.1002539
- [17] T. Proietti, V. Crocher, A. Roby-Brami and N. Jarrassé, "Upper-Limb Robotic Exoskeletons for Neurorehabilitation: A Review on Control Strategies," in *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 9, pp. 4-14, 2016, doi: 10.1109/RBME.2016.2552201
- [18] Hocoma, "Página oficial Armeo Power", 2022, Enlace: Armeo®Power - Hocoma
- [19] Sheng B, Zhang Y, Meng W, Deng C, Xie S. Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects. *Med Eng Phys.* 2016 Jul;38(7):587-606. doi: 10.1016/j.medengphy.2016.04.004. Epub 2016 Apr 24. PMID: 27117423.
- [20] Van Ninhuijs, B. Van der Heide, L.A. Jansen, J.W. Gysen, B.L.J. Van der Pijl, D.J. Lomonova, E.A. "Overview of Actuated Arm Support Systems and Their Applications". doi:10.3390/act2040086
- [21] Pignolo, G. Dolce, G. Basta, L. Lucca, S. Serra, and W. Sannita, "Upper limb rehabilitation after stroke: Aramis a robo-mechatronic innovative approach and prototype," in *BioRob*, pp. 1410–1414, IEEE, 2012.
- [22] M. Guidali, A. Duschau-Wicke, S. Broggi, V. Klamroth-Marganska, T. Nef, and R. Riener, "A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment," *MED BIOL ENG COMPUT*, vol. 49, pp. 1213–1223, July 2011.
- [23] R. Riener, M. Guidali, U. Keller, A. Duschau-Wicke, V. Klamroth, and T. Nef, "Transferring arm in to the clinics and industry," *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, vol. 17, pp. 54–59, May 2011.
- [24] A. Mayr, M. Kofler, and L. Saltuari, "Armor: Elektromechanischer Roboter für das Bewegungstraining der oberen Extremität nach Schlaganfall. prospektive randomisierte kontrollierte Pilotstudie," *Handchir Mikrochir Plast Chir*, vol. 40, pp. 66–73, Feb. 2008.
- [25] J. Klein, S. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. Wolbrecht, R. Smith, J. Bobrow, and D. Reinkensmeyer, "Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (bones)," in *BioRob*, pp. 535–541, IEEE, 2008
- [26] T. Sakurada, T. Kawase, K. Takano, T. Komatsu, and K. Kansaku, "Abmi-based occupational therapy assist suit: asynchronous control byssvep," *Front Neurosci*, vol. 7, 2013.
- [27] M. Rahman, T. Ouimet, M. Saad, J. Kenne, and P. Archambault, "Development and control of a wearable robot for rehabilitation of elbow and shoulder joint movements," in *IECON*, pp. 1506–1511, IEEE, 2010.
- [28] M. Simkins, H. Kim, G. Abrams, N. Byl, and J. Rosen, "Robotic uni-lateral and bilateral upper-limb movement training for stroke survivors afflicted by chronic hemiparesis," in *ICORR*, pp. 1–6, IEEE, 2013.
- [29] Y. Ren, S. Kang, H. Park, Y. Wu, and L. Zhang, "Developing a multi-joint upper limb exoskeleton robot for diagnosis, therapy, and outcome evaluation in neurorehabilitation," *TNSRE*, vol. 21, pp. 490–499, May 2013.

- [30] G. De Lee, W. Wang, K. Lee, S. Lin, L. Fu, J. Lai, W. Chen, and J. Luh, "Arm exoskeleton rehabilitation robot with assistive system for patient after stroke," in ICCAS, pp. 1943–1948, IEEE, 2012.
- [31] S. Balasubramanian, R. Wei, M. Perez, B. Shepard, E. Koenenman, J. Koenenman, and J. He, "Rupert: An exoskeleton robot for assist-ing rehabilitation of arm functions," in Virtual Rehabilitation, 2008, pp. 163–167, IEEE, 2008.
- [32] D. Caldwell, N. Tsagarakis, S. Kousidou, N. Costa, and I. Sarakoglou, "Soft exoskeleton for upper and lower body rehabilitation - design, control and testing," INT J HUM ROBOT, vol. 4, no. 03, pp. 549–573, 2007.
- [33] R. Gopura, K. Kiguchi, and Y. Li, "Sueful-7: A 7dof upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented emg-based control," in IROS, pp. 1126–1131, IEEE, 2009.
- [34] Slideshare.net, "Biomecánica del hombro", Enlace: Biomecanica del hombro (slideshare.net)
- [35] A. M. Barinagarrementeria, "CONTROL AVANZADO PARA ROBÓTICA ASISTENCIAL Y SANITARIA," 2017
- [36] Zhang, Fuhai & Legeng, Lin & Yang, Lei & Fu, Yili. (2019). Design of an Active and Passive Control System of Hand Exoskeleton for Rehabilitation. Applied Sciences. 9. 2291. 10.3390/app9112291.
- [37] Chen, Sung-Hua & Lien, Wei-Ming & Wang, Weiwen & Lee, Guan-De & Hsu, Li-Chun & Lee, Kai-Wen & Lin, Sheng-Yen & Lin, Chia-Hsun & Fu, Li-Chen & Lai, Jin-Shin & Luh, Jerjunn & Chen, Wen-Shiang. (2016). Assistive Control System for Upper Limb Rehabilitation Robot. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 24. 1-1.
- [38] Fang, X.-K & Han, B. & Zhu, X.-F & Wang, J.-H. (2018). Active Control Strategy for Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Velocity Field. Dongbei Daxue Xuebao/Journal of Northeastern University. 39. 153-157 and 171. 10.12068/j.issn.1005-3026.2018.02.001. 10.1109/TNSRE.2016.2532478.
- [39] Washabaugh E, Guo J, Chang CK, Remy D, Krishnan C. A Portable Passive Rehabilitation Robot for Upper-Extremity Functional Resistance Training. IEEE Trans Biomed Eng. 2019 Feb;66(2):496-508. doi: 10.1109/TBME.2018.2849580. Epub 2018 Jun 21. PMID: 29993459; PMCID: PMC6450771.
- [40] Fernando Reyes Cortés, "Robótica control de robots manipuladores", Primera edición Alfaomega Grupo Editor, Mexico, marzo 2011.
- [41] S.K. Hasan, Anoop K. Dhingra, Performance verification of different control schemes in human lower extremity rehabilitation robot, Results in Control and Optimization, Volume 4, 2021, 100028, ISSN 2666-7207, <https://doi.org/10.1016/j.rico.2021.100028>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666720721000187>)
- [42] Jribi, R., Maalej, B., Derbel, N. (2020). Exoskeletons Control via Computed Torque for Lower Limb Rehabilitation. In: Ghommam, J., Derbel, N., Zhu, Q. (eds) New Trends in Robot Control. Studies in Systems, Decision and Control, vol 270. Springer, Singapore. [https://doi.org/10.1007/978-981-15-1819-5\\_7](https://doi.org/10.1007/978-981-15-1819-5_7)

- [43] Q. -T. Dao and S. -i. Yamamoto, "Modified Computed Torque Control of a Robotic Orthosis for Gait Rehabilitation," 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2018, pp. 1719-1722, doi: 10.1109/EMBC.2018.8512608
- [44] Erol Barkana, Duygun & Mallapragada, V. & Sarkar, N.. (2005). Adaptable force control in robotic rehabilitation. Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication. 2005. 649 - 654. 10.1109/ROMAN.2005.1513853.
- [45] Zou Y, Ma H, Han Z, Song Y, Liu K. Force control of wire driving lower limb rehabilitation robot. Technol Health Care. 2018;26(S1):399-408. doi: 10.3233/THC-174714. PMID: 29758963; PMCID: PMC6004983.
- [46] J. C. Perez Ibarra and A. A. G. Siqueira, "Impedance Control of Rehabilitation Robots for Lower Limbs, Review," 2014 Joint Conference on Robotics: SBR-LARS Robotics Symposium and Robocontrol, 2014, pp. 235-240, doi: 10.1109/SBR.LARS.Robocontrol.2014.53.
- [47] Y. H. Tsoi and S. Q. Xie, "Impedance control of ankle rehabilitation robot," 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2009, pp. 840-845, doi: 10.1109/ROBIO.2009.4913109.
- [48] Fateh, Mohammad & Khoshdel, V.. (2015). Voltage-based adaptive impedance force control for a lower-limb rehabilitation robot. Advanced Robotics. 29. 1-11. 10.1080/01691864.2015.1027734.
- [49] Xu Y, Terekhov AV, Latash ML, Zatsiorsky VM. Forces and moments generated by the human arm: variability and control. Exp Brain Res. 2012 Nov;223(2):159-75. doi: 10.1007/s00221-012-3235-0. Epub 2012 Sep 28. PMID: 23080084; PMCID: PMC3501382.
- [50] Roymech.org, "Human Strength", 2020, Enlace: Human strength - Roy Mech
- [51] "Human Strength Data tables", 2006, Enlace: Microsoft Word - Strength data tables 102406.doc (rit.edu)

## ANEXOS

### ANEXO A: Señal cuadrada de pares gobernada por la posición

Para validar y verificar el control de fuerza se desarrolla una ecuación con el objetivo de generar una señal de referencia cuadrada cuyo límite superior e inferior coincidan con los límites de los GDL. Por ejemplo, si el usuario marca como valor de referencia 15 Nm, esta función genera una señal cuadrada que va desde 15 Nm hasta -15Nm, cambiado su signo en los instantes donde los ángulos límites se alcanzan. Dicha función se describe a continuación:

```

function y = fcn(qa,torque)
y=torque();

if qa(1) >= pi()/2 && torque(1)>0
    y(1) = -torque(1);

elseif qa(1) <= -pi()/2 && torque(1)<0
    y(1) = -torque(1);
end

if qa(2) >= pi()/2 && torque(2)>0
    y(2) = -torque(2);

elseif qa(2) <= 0 && torque(2)<0
    y(2) = -torque(2);
end

if qa(3) >= pi()/2 && torque(3)>0
    y(3) = -torque(3);

elseif qa(3) <= -pi()/2 && torque(3)<0
    y(3) = -torque(3);
end

end
  
```

La función toma como entradas los valores de posición de cada ángulo del mecanismo (qa) y el par de los mismo (torque). A través de una serie de condiciones “if” se evalúa el signo del par. Si el par es positivo y el ángulo ha alcanzado su límite por arriba, el par cambia a un sentido negativo. Por lo contrario si el par es negativo y el ángulo ha alcanzado su límite por abajo, el par cambia a un sentido negativo. Esta lógica es aplicada para los tres ángulos, cada uno con sus límites correspondientes.

Un aspecto importante a considerar es que al cambiar el signo de la variable “torque”, este valor solo cambia en el instante de la simulación donde la condición del “if” se cumple. En el siguiente instante vuelve a adquirir el sentido inicial ya que la condición “if” dejaría de cumplirse (el mecanismo al cambiar de sentido a cambio la posición del ángulo). De esta forma, la salida de la función se

mantiene invariante, a no ser que la entrada en el bloque Simulink (los valores de par de referencia) se retroalimente de este valor de salida. En la figura 80 se puede observar que es necesario añadir el bloque de retraso para garantizar que el valor del par efectivamente cambie de sentido.

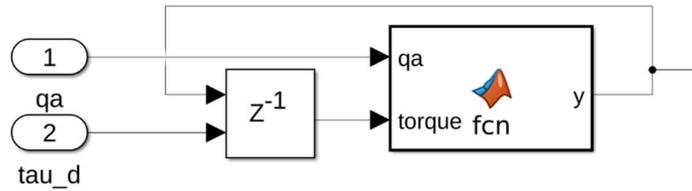


Figura 77: Bloque de retraso aplicado a la función de cambio de sentido del par

De esta forma el valor de la salida “y” se mantiene hasta que la siguiente condición se cumpla, y por consiguiente, el par vuelve a cambiar de sentido.

## ANEXO B: Referencia de pares gobernada por la posición

Como se ha comentado anteriormente, la problemática del controlador de fuerza es que la posición no se puede controlar (al menos directamente). Por consiguiente para garantizar que el controlador de fuerza llega a los ángulos de posición deseados se elabora la siguiente función:

```
function [y,hold_1,hold_2,hold_3] = fcn(qa,tau_user)
y = tau_user;
hold_1 = 0;
hold_2 = 0;
hold_3 = 0;
if qa(1) >= pi()/6
    hold_1 = 1;
    y(1) = 0;
end
if qa(2) >= pi()/3
    hold_2 = 1;
    y(2) = 0;
end

if qa(3) >= pi()/4
    hold_3 = 1;
    y(3) = 0;
end

end
```

Esta ecuación toma como entrada los valores de posición de cada ángulo ( $q_a$ ) y el valor de referencia del par ( $\tau_{user}$ ). A su vez, las salidas son el valor final del par de referencia que finalmente llega al controlador y una serie de "flags" ( $hold_1$ ,  $hold_2$  y  $hold_3$ ) o alertas que indican el momento en el que el ángulo deseado se alcanza. La figura 81 muestra la implementación de dicha función en el modelo Simulink. De esta forma, cuando el sistema alcanza el ángulo deseado la variable de la alerta toma el valor 1 indicando que este valor se ha alcanzado y el par de referencia se lleva a 0, permitiendo que el ejercicio se acabe. Dicha lógica se aplica a cada ángulo del sistema de forma análoga.

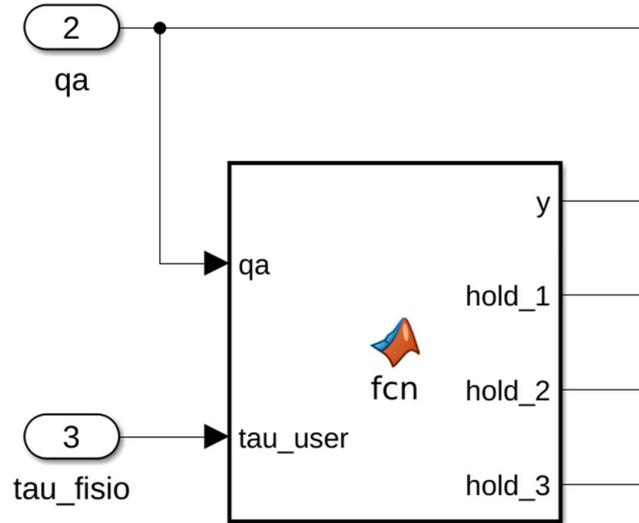


Figura 78: Implementación de la función de alcance del ángulo deseado

En la figura 79 se muestra el uso de dichas alertas. Estas alertas permiten llevar a 0 el valor que en este caso el paciente está ejerciendo en el mecanismo a través del uso de “switches” en el modelo Simulink, ya que, independientemente de que la referencia se haya llevado a 0, al modelarse la fuerza del usuario como un muelle torsional, el sistema llevaría los ángulos de nuevo a 0 y nos los mantendría en su valor final deseado.

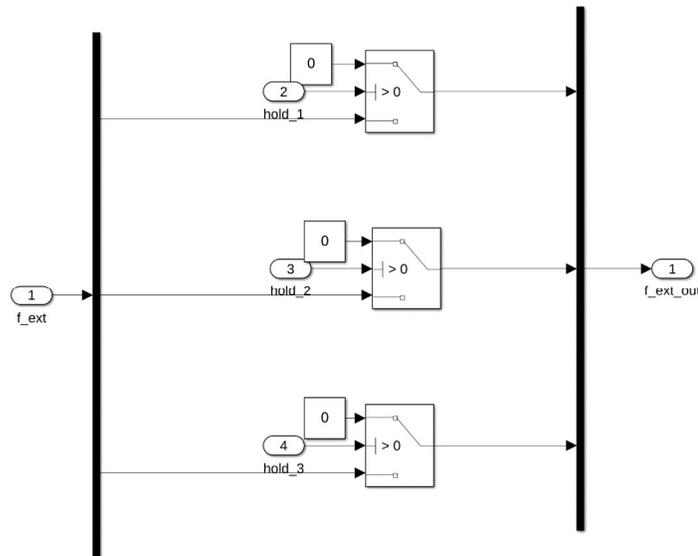


Figura 79: Bloque Simulink que lleva a 0 el valor de fuerza ejercido por el paciente

La figura 80 muestra las conexiones entre dichas variables de la función de alcance de los ángulos deseados.

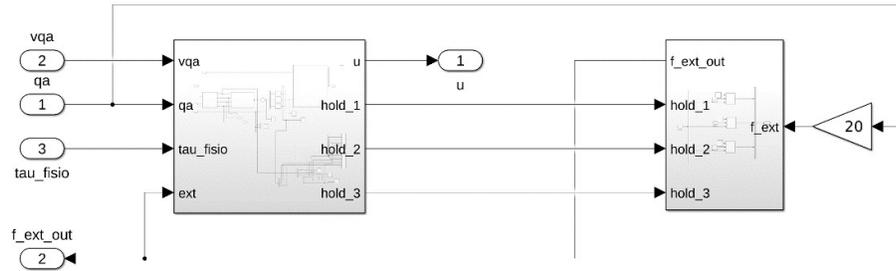


Figura 80: Conexiones de las variables de la función de alcance del ángulo deseado