

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR EN ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA

Luis Jordy Arciniegas Mayag

Tesis de posgrado

Tutor

Prof. Dr. Carlos Andrés Cifuentes García

Co-Tutor

Prof. Dr. Marcela Cristina Múnera Ramírez



UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE MAESTRÍA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2020

Agradecimientos

Esta tesis fue apoyada y financiada por el Ministerio de Ciencia Tecnología e innovación (Minciencias) por medio del proyecto AGoRA "Desarrollo de una plataforma robótica adaptable para rehabilitación y asistencia de la marcha" (contrato 801-2017), la red de investigación del CYTED REASISTE (subvención 216RT0505) y fondos de la Escuela de ingeniería Julio Garavito.

Me gustaría agradecer a mis padres Rosario Yomar Mayag Mera y Luis Alfonso Arciniegas Pantoja, y a mi hermana Liliana del Rosario Arciniegas Mayag, ya que gracias a ellos soy ingeniero, y mas que ingeniero una persona con valores y principios. Agradezco a mis tutores de tesis quienes estuvieron siempre atentos para guiarme en el desarrollo de este proyecto y por recibirme en el centro de investigación. Al Prof. Carlos Cifuentes, por el conocimiento compartido, por los retos vividos en este tiempo y por su disposición y atención. A la Prof. Marcela Múnera quien siempre estuvo atenta y disposición para brindarme su ayuda. Gracias a mis compañeros del centro de investigación, que aunque soy una persona de pocas palabras, siempre estaban dispuestos a ayudarme con la mayor amabilidad, disposición y de quienes aprendí buenos hábitos de estudio.

Resumen

Personas que han sufrido un accidente cerebro vascular (ACV), padecen una serie de limitaciones relacionados a la pérdida de control motor en las extremidades inferiores, esto perjudica el desarrollo de actividades relacionadas a la alimentación y el autocuidado. Aunque las metodologías propuestas por los profesionales de la salud, han dado resultados favorables para personas sobrevivientes a un ACV, el gasto energético del profesional de la salud y del paciente es considerable. Por esta razón, el uso de dispositivos robóticos como los exoesqueletos de miembro inferior, han sido desarrollados para potencializar actividades como la marcha. De esta manera, el objetivo principal de este proyecto, presenta el desarrollo de un exoesqueleto de miembro inferior unilateral derecho para la cadera y la rodilla, el cual tiene como objetivo la rehabilitación de pacientes con ACV en la ejecución de actividades de la vida diaria (*Activities of Daily Living* o ADL por sus siglas en inglés). Con este fin, el exoesqueleto AGoRA se encuentra adaptado con sensores que permiten la medición de parámetros cinéticos y cinemáticos. Un sistema de actuación para la cadera y la rodilla de la extremidad inferior derecha, conformados por un motor eléctrico y una caja reductora. Finalmente, un módulo de procesamiento y de alimentación situado en la espalda del sujeto, recibe, analiza y energiza la instrumentación y actuación el exoesqueleto.

La metodología ejecutada para el desarrollo de este trabajo contempla, la implementación del *Hardware* tales como sensores de fuerza, encoders magneticos, sensores inerciales (*Inertial Measurement Unit* o IMU, por sus siglas en inglés), que son requeridos para medir parámetros cinéticos y cinemáticos del paciente. Desarrollo y aplicación de las estrategia de control basados en un sistema masa resorte amortiguador. Finalmente, la implementación de estos controladores a diversas aplicaciones, dan como resultado un módulo de transparencia, desarrollado para disminuir o aumentar la inercia en el dispositivo. Un módulo de asistencia, comandado principalmente por un módulo para detección de fases de la marcha, tiene el objetivo de brindar los torques en las articulaciones de la cadera y la rodilla para potencializar la actividad de la marcha.

La ejecución de una prueba piloto con un sujeto sano, permitió observar el comportamiento de los módulos de transparencia y asistencia. La prueba realizada en marcha con el módulo de transparencia, muestra la actuación de la articulación de la rodilla con perfiles de velocidad 1500 (*rpm*) pico en el motor por medio de intenciones de movimiento (*Human Motion Intention* o HMI, por sus siglas en inglés) generadas por el sujeto, lo que permitió disminuir la inercia generada por el exoesqueleto en el sujeto para habilitar el movimiento voluntario de la extremidad actuada. Por lo tanto, el módulo de asistencia en marcha, en conjunto con un módulo de detección de fases de la marcha, genera perfiles de torque (valores pico de 20 *Nm*) en las articulaciones del exoesqueleto, para alcanzar posiciones angulares deseadas, estas son seleccionadas por la fase de marcha detectada.

Glosario

AAN *Assist As Needed.*

ACV *Accidente Cerebro Vascular.*

ADC *Analog/Digital converter.*

ADL *Activities of Daily Living.*

AGoRA *Development of an Adaptable Platform for Gait Rehabilitation and Assistance.*

ALEX *Active Leg EXoskeleton.*

ALLOR *Advanced Lower Limb Orthosis for Rehabilitation.*

ALTACRO *Automated Locomotion Training using an Actuated Compliant Robotic Orthosis.*

BADL *Basic Activities of Daily Living.*

BCI *Brain Computer Interface.*

BWS *Body Weight Support.*

CAN *Controller Area Network.*

cHRI *cognitive Human Robot Interaction.*

DAC *Digital/Analog Converter.*

DOF *Degree Of Freedom.*

EEG *Electroencefalografía.*

EMG *Electromiografía.*

FF *Flat Foot.*

GBD *Global Burden of Disease.*

HCI *Human Computer Interface.*

HO *Heel Off.*

HS *Heel Strike.*

IADL *Instrumental Activities of Daily Living.*

ICR *Instantaneous Center of Rotation.*

IMU *Inertial Measurement Unit.*

LOPES *Lower extremity Powered Exoskeleton.*

MACCEPA *Mechanically Adjustable Compliance and Controllable Equilibrium Position Actuator.*

pHRI *physical Human Robot interaction.*

PLA *Polylactic Acid.*

ROM *Range Of Motion.*

SCI *Spinal Cord Injury.*

SEA *Series Elastic Actuator.*

STS *Sitting To Standing.*

TO *Toe Off.*

TPU *Thermoplastic Polyurethane.*

USB *Universal Serial Bus.*

VSAs *Variable Stiffness Actuators.*

Índice general

Agradecimientos	I
Resumen	II
Glosario	III
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Motivación	1
1.2. Marco de trabajo	3
1.3. Objetivos	4
1.3.1. Objetivo General	4
1.3.2. Objetivos Específicos	4
1.4. Contribuciones	5
2. ESTADO DEL ARTE	6
2.1. Accidente Cerebrovascular (ACV)	6
2.2. Lesión medular	7
2.3. Actividades de la Vida Diaria (ADL)	8
2.4. Ciclo de marcha	8
2.5. Dispositivos de asistencia para el desarrollo de ADL	9
2.6. Exoesqueletos de miembro inferior	10
2.6.1. Exoesqueletos para rehabilitación de la marcha	11
2.6.1.1. ALTACRO	12
2.6.1.2. LOPES	13
2.6.1.3. ALEX	14
2.6.2. Exoesqueletos de rehabilitación en ADL	15
2.6.2.1. ALLOR	15
2.6.2.2. Myosuit	17
2.6.2.3. BioMot	17
2.6.3. Exoesqueletos de asistencia en ADL	18
2.6.3.1. ReWalk	20
2.6.3.2. VariLeg	21
2.6.3.3. WalkON	22
2.7. Conclusiones	24

3. METODOLOGÍA	25
3.1. Estructura mecánica Exoesqueleto AGoRA	26
3.2. Sistema electrónico exoesqueleto AGoRA	28
3.2.1. Adquisición de parámetros cinéticos	29
3.2.2. Adquisición parámetros cinemáticos	32
3.2.3. Módulo de alimentación exoesqueleto AGoRA	35
3.2.4. Estructura de actuación	36
3.3. Arquitectura de software exoesqueleto AGoRA	37
3.4. Actuación	39
3.4.1. Dinámica exoesqueleto AGoRA	40
3.4.2. Controladores bajo nivel	44
3.4.2.1. Estructura de control motores Maxon/EPOS4	45
3.4.3. Controladores de nivel intermedio	47
3.4.3.1. Sistema masa resorte amortiguador	48
3.4.3.2. Controlador de admitancia	50
3.4.3.3. Controlador de impedancia	52
3.4.4. Controladores alto nivel	54
3.4.4.1. Módulo de transparencia	55
3.4.4.2. Módulo de asistencia en marcha	57
3.5. Diseño experimental	59
3.5.1. Controlador de impedancia, prueba de concepto para la articulación de la rodilla	59
3.5.2. Frecuencia de operación actuadores exoesqueleto AGoRA	61
3.5.3. Módulo de transparencia	61
3.5.4. Módulo de asistencia en marcha	63
4. RESULTADOS Y DISCUSIONES	65
4.1. Controlador de impedancia, prueba de concepto para la articulación de la rodilla	65
4.2. Frecuencia máxima de operación	68
4.3. Módulo de transparencia	69
4.4. Módulo de asistencia en marcha	72
5. CONCLUSIONES	75
6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	77
7. ANEXOS	78
BIBLIOGRAFÍA	79

Índice de figuras

1.1. Propuesta en el proyecto AGoRA	4
2.1. Fases de la marcha	9
2.2. Plataforma robótica para rehabilitación de la marcha ALTACRO	12
2.3. Plataforma robótica para rehabilitación de la marcha LOPES	13
2.4. Plataforma robótica para rehabilitación de la marcha ALEX	14
2.5. Exoesqueleto de miembro inferior unilateral ALLOR	15
2.6. Exoesqueleto de miembro inferior Myosuit	16
2.7. Exoesqueleto de miembro inferior MioBot	18
2.8. Exoesqueletos de asistencia para el desarrollo de ADL	19
2.9. Exoesqueleto de miembro inferior ReWalk	20
2.10. Exoesqueleto de miembro inferior VariLeg	21
2.11. Exoesqueleto de miembro inferior WalkOn	22
3.1. Exoesqueleto Unilateral AGoRA	27
3.2. Estructura mecánica y <i>Hardware</i> exoesqueleto AGoRA	29
3.3. Representación de la Interacción física Humano-Robot	30
3.4. Localización galgas extensiométricas	30
3.5. Adquisición de la intención de movimiento	31
3.6. Caracterización de los sensores de fuerza	32
3.7. Instalación y lectura de encoders Magnéticos	33
3.8. Orientación posición angular de la extremidad pasiva en la articulación de la cadera y de la rodilla exoesqueleto AGoRA	34
3.9. Sensores Inerciales IMU	35
3.10. Módulo de alimentación exoesqueleto AGoRA	35
3.11. Estructura de actuación exoesqueleto AGoRA	36
3.12. Estructua de <i>software</i> del exoesqueleto AGoRA	38
3.13. Esquema de comunicación Exoesqueleto AGoRA	39
3.14. Esquema de control del exoesqueleto AGoRA.	40
3.15. Simulación en MATLAB exoesqueleto AGoRA	42
3.16. Gráfica de la fricción de Coulomb de un motor eléctrico	43
3.17. Control de bajo nivel	45
3.18. Control de corriente	46
3.19. Control de velocidad	47
3.20. Sistema masa resorte amortiguador	48
3.21. Control de admitancia	51

3.22. Control de impedancia	54
3.23. Módulo de transparencia	55
3.24. Módulo de asistencia en marcha	57
3.25. Prueba de control de impedancia MATLAB-ROS	59
3.26. Montaje de pruebas para la prueba de concepto del control de impedancia en la articulación de rodilla del exoesqueleto AGoRA	60
3.27. Trayectoria de prueba del módulo de transparencia en sujeto sin patologías asociadas a la marcha.	62
4.1. Resultados controlador de impedancia	67
4.2. Prueba realizada para definir la máxima frecuencia de operación del actuador aplicado para la articulación de rodilla.	68
4.3. Resultados del módulo de transparencia	71
4.4. Detección de la fase de marcha de la extremidad actuada y la extremidad no actuada	72
4.5. Asistencia en la actividad de la marcha de la articulación de rodilla	73
4.6. Asistencia en la actividad de la marcha de la articulación de cadera	73

Índice de tablas

2.1. Exoesqueletos de miembro inferior aplicados en ADL	23
3.1. Descripción general de ROM del exoesqueleto AGoRA	28
3.2. Valores de masa longitud y centro de masa exoesqueleto AGoRA	44
3.3. Posiciones angulares deseadas para las fases de marcha.	58

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Esta tesis se encuentra enfocada en el desarrollo y validación del sistema de control para un exoesqueleto de miembro inferior, dirigido a entornos clínicos para rehabilitación de la marcha para personas que sobreviven a un Accidente cerebro Vascular ACV. Una prueba piloto del dispositivo es realizada con un sujeto sano para verificar el desempeño del exoesqueleto. De esta manera, esta sección muestra la motivación de este trabajo, los objetivos y las contribuciones realizadas.

1.1 Motivación

El (ACV), es el evento donde se presenta la falta de oxígeno a diversas áreas del cerebro, causando la muerte de un grupo de neuronas encargadas de la ejecución de una tarea en particular [1]. Los ACV han sido catalogados como la segunda causa de muerte o discapacidad a nivel mundial [2], [3]. Así mismo, la tasa de incidencia de sobrevivientes a un ACV ha incrementado en los últimos años, por lo que se ha dado prioridad a temas como mejorar su autonomía y calidad de vida, esto a través de diversos programas de rehabilitación enfocados en mejorar la atención, concentración y capacidades para procesar información [4]. Aunque se presenta una incidencia del 12 % de personas con edades menores a los 50 años que sufren de un ACV [5], se ha reportado un gran número de accidentes en personas de la tercera edad, donde un aproximado de un 50 % de los eventos reportados corresponden a personas de 75 años [6]. Adicionalmente, se presenta un 30 % en personas con edades alrededor de 85 años [6]. De esta manera, se puede ver que la probabilidad de sufrir un ACV es más alta en personas de la tercera edad; así mismo, se menciona que la calidad de vida de los sobrevivientes a estos eventos se ve gravemente afectada al igual que su autonomía.

En Europa, se ha estimado un incremento de estos accidentes en un 30 % entre los años 2000 y 2025 [7], así mismo, en Estados Unidos (EEUU), se ha catalogado al ACV como la principal causa de discapacidad, presentando una incidencia donde el 26 % de las personas sobrevivientes a un ACV son dependientes en la ejecución de actividades de vida diaria (*Activities of daily living* o ADL, por sus siglas en inglés) [8]. También, en Colombia se presenta una incidencia de 7.58 de 100.000 mujeres y 9.08 de 100.000 hombres que tienden a sufrir un ACV. De esta manera, es evidenciado como se ve comprometido el nivel de dependencia de una persona sobreviviente a un ACV, donde la población más afectada es de género masculino.

Estudios enfocados a medir la carga global de enfermedad (*global Burden of disease*, GBD por sus siglas en inglés), indican que un ACV es una de las principales causas donde se

presentan más años perdidos ajustados por discapacidad [9]; donde un ACV es una de las discapacidades que requiere más tiempo para poder sobrellevar las limitaciones de las que esta genera. Como un ejemplo de lo mencionado, las personas sobrevivientes a un ACV presentan condiciones neurológicas como la hemiparesia, que es definida como la disminución de fuerza o la parálisis de la mitad del cuerpo de la persona [10]; impide la ejecución de tareas esenciales para un ser humano, lo cual puede afectar su autonomía y su calidad de vida [11]. Las ADL son algunos de los procesos que son afectados, y como consecuencia, puede limitar la capacidad de un paciente con un ACV de desenvolverse en su entorno de trabajo [6]. De esta manera, se puede concluir que, condiciones neurológicas como la hemiparesia pueden generarse a raíz de un ACV. Aunque esta condición puede ser tratada, se requiere de una considerable cantidad de tiempo y un programa adecuado de rehabilitación, para poder sobrellevar los efectos que ésta tiene sobre la persona.

Las ADL que dependen de los miembros inferiores para su ejecución, son tareas que el ser humano requiere para poder desenvolverse en un ámbito social, como lo puede ser su área de trabajo, ocio y otras actividades que corresponden al autocuidado [12]. Tareas como ponerse de pie, permiten definir el grado de autonomía de una persona [13]. Adicionalmente, funciona como un puente que permite la ejecución de otras actividades como caminar, desplazarse por superficies inclinadas, subir o bajar escaleras, entre otros. Para sobrevivientes de un ACV, este tipo de actividades se ven comprometidas a raíz del deterioro muscular y motor que ellos presentan, y por consiguiente, la ejecución de estas tareas se convierte en un proceso difícil de llevar a cabo; lo cual trae como consecuencias disminuir el nivel de independencia, afectando su calidad de vida [14]. Por esta razón, se han estudiado alternativas para poder mejorar la calidad de vida de las personas, por medio de dispositivos que brinden asistencia en la ejecución de ADL.

Con el fin de llegar a suplir las necesidades que tiene una persona sobreviviente a un ACV, se han ofrecido diferentes dispositivos de asistencia tales como sillas de ruedas, caminadores, bastones, entre otros. Sin embargo, el uso prolongado de los mismos, puede provocar alteraciones en la forma de la columna vertebral y otro tipo de malformaciones en la estructura ósea [15]. Así mismo, dispositivos como los caminadores pasivos al igual que las muletas, no cuentan con una estructura segura, y como consecuencia, pueden generar riesgos como caídas durante la ejecución de ADL [16], o más aún, limita la capacidad del paciente para interactuar en su entorno social. Por esta razón, los dispositivos mencionados no son la mejor alternativa de asistencia para personas sobrevivientes a un ACV. Esta temática ha abierto diversas alternativas, que tienen como objetivo generar estrategias que asistan el desarrollo de diversas ADL, mejorando la calidad de vida e incrementar el nivel de independencia de personas sobrevivientes a un ACV.

En las últimas décadas, la búsqueda de alternativas para mejorar la independencia de personas con ACV, se ha convertido en una prioridad tratada desde diferentes puntos de vista. Uno de ellos se ha enfocado en el desarrollo de dispositivos robóticos para la rehabilitación y asistencia en diversas ADL, donde los exoesqueletos de miembro inferior han sido presentados como una herramienta que puede suplir esta necesidad para la ejecución de ADL [17]. De esta manera, los exoesqueletos de miembro inferior, han sido desarrollados teniendo en cuenta las necesidades de personas que han sufrido una enfermedad neurológica como un ACV.

Los exoesqueletos de miembro inferior, han sido desarrollados teniendo en cuenta la estructura biomecánica del cuerpo, esto con el fin de no restringir los movimientos del paciente [18]. Para esto, diversas ADL han sido replicadas bajo estos principios con exoesqueletos de

miembro inferior, con el propósito principal de validar la eficiencia de estos dispositivos aplicando diferentes estrategias de control [19]. Los resultados obtenidos incentivaron el desarrollo de este tipo de tecnologías, haciendo uso de diversas señales obtenidas desde el paciente (electroencefalografía o EEG), electromiografía o EMG) u otro tipo de alternativas, que permiten medir la interacción entre el ser humano y los dispositivos robóticos [20]. Con este tipo de herramientas, los exoesqueletos de miembro inferior fueron adaptados para el uso de personas con lesión medular (*Spinal Cord Injury* o SCI, por sus siglas en inglés), permitiendo el desarrollo de diversas ADL. De esta manera, eventos como *Cybatllhon* [21] son realizados para evaluar la efectividad de estos exoesqueletos en competencias para el desarrollo de ADL, los participantes son lesionados medulares quienes operan estos dispositivos de asistencia.

Para concluir, las enfermedades neurológicas como una ACV afectan al ser humano en todo el mundo [2], [3]. Un país como Colombia, aplica los métodos de la terapia convencional que hasta el momento son efectivos [22]. Sin embargo, esta tarea puede convertirse en una actividad que demande un gran costo energético para el profesional de la salud y para el paciente [23]. Por esta razón, la implementación de dispositivos tecnológicos para rehabilitación y asistencia en ADL para pacientes con ACV, es un proyecto el cual aún se encuentra en proceso [24] y su acceso aún es limitado. De esta manera, el proyecto AGoRA (Desarrollo de una Plataforma Robótica Adaptable para la Rehabilitación y Asistencia de la Marcha), financiado por el Ministerio de Ciencia Tecnología e innovación (Minciencias) contrato(801-2017), propone el desarrollo de un caminador robótico [25], un exoesqueleto para la cadera y la rodilla [26] y una órtesis de tobillo [27], cuyo objetivo principal es la rehabilitación y asistencia de la marcha. Finalmente, para contribuir al objetivo principal del proyecto AGoRA, el siguiente trabajo de tesis tiene como propósito la implementación de *hardware* y las estrategias de control al exoesqueleto de miembro inferior AGoRA, enfocado a la rehabilitación en ADL como la marcha a personas que hayan sufrido un ACV.

1.2 Marco de trabajo

El proyecto desarrollado se encuentra financiado por el Ministerio de Ciencia Tecnología e innovación (Minciencias) contrato (801-2017), la Red REASISTE del Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED) y la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, cuyo objetivo principal es el desarrollo de una plataforma robótica adaptable para rehabilitación y asistencia de la marcha denominado proyecto AGoRA. Este proyecto se encuentra dirigido por el Prof Dr. Carlos Andres Cifuentes García (Profesor del programa de ingeniería Biomédica, en convenio con la Escuela Colombiana de ingeniería Julio Garavito y la Universidad del Rosario) y a Prof Dr. Marcela Cristina Múnera (Profesora del programa de ingeniería Biomédica, en convenio con la Escuela Colombiana de ingeniería Julio Garavito y la Universidad del Rosario). Así mismo, este proyecto se ha trabajado en colaboración con instituciones como la Clínica Universidad de la Sabana, el *Group of Neural and Cognitive Engineering* del Consejo Superior de Investigaciones Científicas de España (CSIC), el Instituto de Automática de San Juan (Argentina) y *Group of Robotics and Industrial Automation* de la Universidad Federal do Espírito Santo (Brasil).

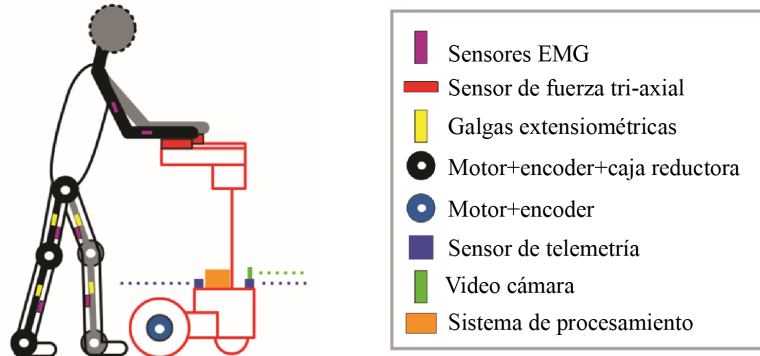


Figura 1.1: Propuesta en el proyecto AGoRA

La plataforma AGoRA se encuentra conformada por un caminador robótico, un exoesqueleto de miembro inferior para la cadera y la rodilla y finalmente una órtesis de tobillo diseñadas para la rehabilitación y asistencia de la marcha de personas que han sufrido enfermedades neurológicas. Con este objetivo principal, cada uno de estos dispositivos cumple con tareas elementales para el desarrollo de ADL como brindar soporte y balance (caminador robótico) y brindar los torques requeridos para la movilidad de los miembros inferiores (exoesqueleto para la cadera, la rodilla y una órtesis de tobillo). De esta manera, cada uno de estos dispositivos se encuentra equipado por actuadores (motores eléctricos, cajas reductoras), sensores (sensores de fuerza, sensores IMU (*Inertial Measurement Unit* o IMU, por sus siglas en inglés), video cámara, sensor de telemetría y unidades de procesamiento de información (Raspberrypi) que permiten crear un puente de comunicación bidireccional basado en la interacción física entre el humano y el robot (*physical Human-Robot Interaction* o pHRI, por sus siglas en inglés). Finalmente, este tipo de plataformas incentivan el desarrollo de dispositivos robóticos enfocados a la rehabilitación y asistencia a pacientes con enfermedades neurológicas para el desarrollo de en el cual este proyecto se encuentra direccionado.

1.3 Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Desarrollar las estrategias de control orientadas a asistir la ejecución de ADL con el exoesqueleto AGoRA.

1.3.2. Objetivos Específicos

1. Identificar las herramientas (*Hardware*) a implementar en el exoesqueleto de miembro inferior para la asistencia en la ADL (marcha asistida).
2. Desarrollar e implementar el control de fuerza para generar niveles de asistencia en el exoesqueleto AGoRA.
3. Desarrollar implementar la estructura de software que permita aplicar los controladores de fuerza para el desarrollo de la marcha asistida.

4. Desarrollar una prueba piloto evaluando el efecto inmediato del exoesqueleto de miembro inferior AGoRA en una persona sin patologías asociadas a la marcha.

1.4 Contribuciones

Esta tesis contribuye al desarrollo e implementación de un exoesqueleto de miembro inferior como parte de una plataforma robótica adaptable para rehabilitación y asistencia de la marcha (AGoRA), de esta manera se cumplen los siguientes propósitos:

1. Diseño de un sistema electrónico portable para un exoesqueleto de miembro inferior (Sensórica utilizada para la medición de factores como la fuerza de interacción humano robot, adquisición de variables como fuerza y parámetros cinemáticos como posición y velocidad angular de las articulaciones de la cadera y la rodilla) de la extremidad derecha.
2. Diseño y simulación de la dinámica de un exoesqueleto de miembro inferior (teoría aplicada a manipuladores robóticos, esto incluye la compensación de fuerza y torque como la matriz de momentos de inercia, módulo de compensación de las fuerzas de fricción de las articulaciones del exoesqueleto AGoRA).
3. Diseño, simulación y desarrollo de estrategia de control de nivel intermedio a un exoesqueleto de miembro inferior (controladores basados en la emulación de un sistema masa resorte amortiguador asegurando una interacción humano-robot adecuada).
4. Diseño, desarrollo e implementación de estrategias de nivel intermedio, para la asistencia en la ejecución de ADL como caminar por medio de marcha asistida por el exoesqueleto de miembro inferior.

Capítulo 2

ESTADO DEL ARTE

Un factor importante asociado con la calidad de vida, se encuentra relacionado a la independencia o autonomía en el desarrollo de actividades para desarrollo social y de autocuidado de un ser humano. Sin embargo, enfermedades neurológicas como los ACV o la lesión medular (*Spinal Cord Injury* o SCI, por sus siglas en inglés), tienden a afectar el desempeño de estas actividades. Por lo tanto, exoesqueletos de miembro inferior han sido implementados con aplicaciones enfocadas en asistencia y rehabilitación. En esta sección, se dan a conocer algunos aspectos importantes de un ACV y de SCI, los cuales afectan la calidad de vida de una persona. Adicionalmente, son presentados algunos de los exoesqueletos de miembro inferior para asistencia en la ejecución ADL, para personas con este tipo de discapacidad.

2.1 Accidente Cerebrovascular (ACV)

Haciendo énfasis en enfermedades neurológicas donde el 85 % de los casos son ACV isquémicos [28], un factor como la hipertensión ha sido una de las causas principales que conllevan a un ACV presentando una incidencia del 50 % [29]. De la misma forma, la inactividad física, la obesidad, y una mala dieta, pueden generar este tipo de eventos [28]. La pérdida del control motor es uno de los efectos más comunes que se pueden presentar, causado por la deficiencia de las señales producidas entre la corteza cerebral y los músculos [28]; esto conlleva a otros problemas asociados como problemas psiquiátricos, dolor en las articulaciones, caídas, entre otros [30]. Por consiguiente, el ACV se resume en dependencia funcional, la reducción de la calidad de vida de estas personas [6], y un factor como el control motor, puede verse comprometido, afectando la salud física y mental de una persona.

El grado de dificultad presentado en el desarrollo de ADL, se encuentra relacionado con el grado de la lesión neurológica [31] y a la edad; por ejemplo, las personas mayores de 60 años, son los más vulnerables a sufrir este tipo de eventos, afectando su salud física y mental [14] como a las personas que lo rodean [32]. Por otro lado, el grado de ejecución de este tipo de actividades, afecta en gran parte a factores como la nutrición y el aseo de la persona [12]. De esta manera, se puede observar como la falta de capacidad para ejecutar ADL, tiene un efecto relevante que compromete la calidad de vida, el control motor y afecta el estado de ánimo de la persona y de sus acompañantes.

En un caso ideal, una serie de sesiones de terapia programadas pueden ayudar a un sobreviviente de un ACV a recuperar parte del control motor, y así desarrollar sus actividades de forma independiente [33]. Sin embargo, la mayoría de los casos de ACV que pasan por

una etapa de rehabilitación, aun necesitan de asistencia para la ejecución de ADL [34]. Tal es el caso de las personas que vivían solas en casas privadas antes del suceso, las cuales son obligadas a vivir en hogares adaptados, acompañados de un personal de salud que asiste la ejecución de ADL de la persona [35]. Así, se puede resaltar la necesidad de una etapa de rehabilitación para personas sobrevivientes a un ACV. Sin embargo, esto no le garantiza al paciente, tener un nivel de independencia suficiente para el desarrollo de ADL. Por ende, el paciente requiere de un acompañamiento obligatorio para la ejecución de ADL.

En conclusión, un ACV conlleva a la disminución de la calidad de vida de los pacientes, afectando la salud física y mental de la persona y de sus familiares [14]. Aunque un ACV lo pueden presentar personas jóvenes, la población más afectada por este tipo de eventos tienden a ser las personas de la tercera edad [6], quienes sufren cambios relevantes en su forma de vida posterior a un ACV [35]. Finalmente, dependiendo el grado de la lesión, un sobreviviente a un ACV puede quedar con limitaciones posteriores a una etapa de rehabilitación motora [34]. Otro tipo de discapacidades producto de una SCI, reciben otra clase de tratamientos para mejorar la movilidad del paciente. Por lo tanto, la persona que sufre este tipo de suceso, aprende a sobrellevar los efectos de la lesión, haciendo uso de dispositivos de asistencia. La siguiente sección, menciona los efectos de una SCI en la vida de las personas.

2.2 Lesión medular

La lesión medular (*Spinal Cord Injury* o SCI por sus siglas en inglés), hace referencia a la ruptura de los axones de las neuronas, encargadas de transmitir los impulsos eléctricos a cada una de los músculos del cuerpo humano [36]. Como consecuencia, se pueden presentar la pérdida de funciones en distintas áreas del cuerpo, tales como la pérdida del control motor y pérdida de sensibilidad en el área afectada [36]. Eventos como accidentes de tráfico (entre un 36 % a 48 %), caídas (entre un 17 % a 21 %) o la practica de deportes (entre un 7 % a 16 %), son las causas principales para que se presenten ese tipo de sucesos [37], [38]. Por consiguiente, estos sucesos afectan la esperanza de vida, donde personas que dependen de una silla de ruedas para movilizarse, tienen un 75 % de expectativa de vida, mientras que personas que pueden llevar a cabo sus labores sin ayuda de un dispositivo de asistencia, tienen un 90 % de expectativa de vida [39].

Las SCI, actualmente se reportan un total de 10.000 a 12.500 [38], [39] casos al año en Norte América, donde EEUU reporta desde 28 a 55 millones de personas que sufren este tipo de enfermedades. De las cifras mencionadas, una parte de este porcentaje esta dado por las personas jóvenes adultos a causa de la practica de deportes o accidentes de tráfico, en segunda medida, los adultos mayores 60 años quienes son propensos a sufrir caídas en sus hogares [39]. Como consecuencia a este suceso, el paciente sufre diversas afectaciones a largo plazo dependiendo del grado de la lesión, esto puede generar problemas relacionados al deterioro físico del sistema músculo-esquelético, lo cual trae como consecuencia, osteoporosis y diabetes [40], y así afectan la calidad de vida de la persona [41]. Las Actividades de la Vida Diaria (*Activities of Daily Living* o ADL, por sus siglas en inglés), son algunas de las tareas que se ven comprometidas por este tipo de lesiones, lo cual afecta la calidad de vida de las personas y a sus familiares, la sección 2.3 define el concepto de las ADL, con el fin de dar a conocer algunos de los procesos afectados por una SCI o un ACV.

2.3 Actividades de la Vida Diaria (ADL)

Este concepto, define todos los procesos fundamentales que le permiten al ser humano, tener cierto grado de independencia y autonomía al realizar tareas como alimentarse, vestirse y acciones que se relacionen al higiene personal. Las personas sobrevivientes a un ACV, a un SCI o las personas mayores, tienen comprometido el desarrollo de ciertas tareas, generando cierto grado de dependencia y disminución en su capacidad para socializar. Finalmente afectando tanto física y psicológicamente a la persona y sus familiares [12], [42].

Las ADL, se encuentra clasificadas según la complejidad de las actividades que una persona ejecuta en su vida diaria. Las actividades básicas de la vida diaria (*Basic Activities of Daily Living* o BADL, por sus siglas en inglés), son aquellas tareas cuyo objetivo es satisfacer las necesidades relacionadas con el autocuidado y la movilidad personal [43]; entre estas actividades, se identifican algunas como el aseo, alimentación, ejercicio físico, entre otras. Por otro lado, las actividades instrumentales de la vida diaria (*Instrumental Activities of Daily Living* o IADL, por su siglas en inglés), son actividades de mayor complejidad ya que requieren un mayor grado de desarrollo cognitivo [42]-[44]. Entre estas actividades, se encuentran algunas como la compra y preparación de alimentos, limpieza y mantenimiento de la casa, entre otros. De esta manera, la limitación para ejecutar alguna de estas tareas, donde la mayoría dependen de la movilidad de la persona, puede ser un factor clave que genera dependencia funcional y problemas con las relaciones sociales.

Esta sección presentó una definición de las ADL y de la manera en como una enfermedad neurológica afecta la ejecución de las mismas, particularmente el factor de la movilidad. Una ADL como la marcha, influye en el factor de permitir la movilidad de las personas. Por esto, la siguiente sección, enfocada al ciclo de la marcha, define las fases que componen esta actividad y la forma en que esta es afectada a causa de las enfermedades neurológicas.

2.4 Ciclo de marcha

La marcha, definida como una ADL, es una actividad dinámica ya que el desarrollo de esta es ejecutada de manera cíclica [45]. El desarrollo de esta tarea, le da posibilidad a la persona de desplazarse en diversos entornos. Sin embargo, para personas sobrevivientes a un ACV, factores como la debilidad muscular y la limitación para generar contracciones voluntarias [46], no le permiten ejecutar esta tarea de forma eficiente. Como consecuencia, la velocidad de marcha y la longitud de zancada son drásticamente reducidos, generando patrones anormales en la marcha [2]. Dado que esta actividad cumple con la necesidad de movilidad en las personas, la ejecución de un patrón de marcha apropiado, puede mejorar la calidad de vida de una persona sobreviviente a un ACV [47].

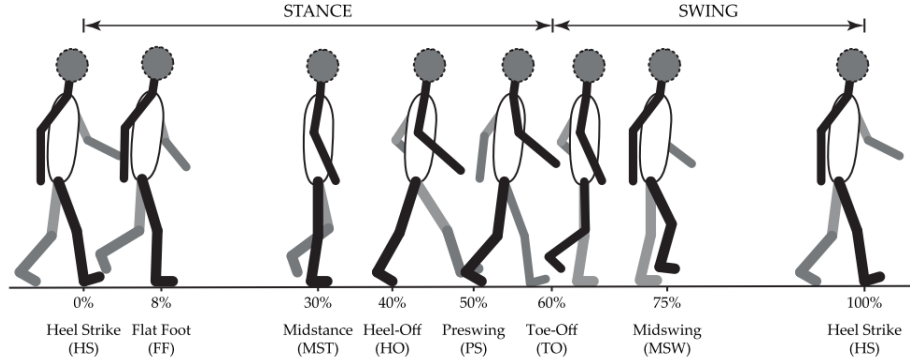


Figura 2.1: Fases de la marcha [27]

Tal como se observa en la Figura 2.1, el ciclo de la marcha esta identificada por dos fases, una fase de apoyo (*Stance Phase* en inglés), donde el cuerpo de la persona es soportada por una sola extremidad. Posteriormente, se presenta una etapa de balanceo (*Swing Phase* en inglés), donde el pie no tiene contacto con el suelo [48]. A contiunación, se hace una descripción de estas dos fases de la marcha:

- **Fase de apoyo:** Esta fase representa el 60 % del ciclo de marcha, donde la extremidad cumple la tarea de soporte para el cuerpo de la persona[48]. Así mismo, 5 subfases son identificadas en esta fase de apoyo, el **contacto de talón** (*Heel Strike* o HS, por sus siglas en inglés) [49] corresponde al primer momento en el que la extremidad hace contacto con el suelo; **apoyo plantar** (*Flat foot* o FF, por sus siglas en inglés) donde la parte anterior del pie hace contacto con el suelo; **apoyo medio** (*Mid Stance* o MS, por sus siglas en inglés) se da en el momento en el que el trocánter mayor se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie; **elevación de talón** (*Heel off* o HO, por sus siglas en inglés) donde el talón del pie deja de hacer contacto con el suelo; finalmente, una fase de **despegue de pie** (*Toe Off* o TO, por sus siglas en inglés) [49], [50] corresponde al momento done la punta del pie ya no hace contacto con el suelo y la otra extremidad ya se encuentra en el suelo.
- **Fase de balanceo:** Representa el 40 % del ciclo de marcha, donde la extremidad no se encuentra en contacto con el suelo finalizando la subfase de **contacto inicial**. Esta se encuentra dividida en tres subfases, el **inicio de balanceo** (*initial swing* en inglés) [51] en la cual la extremidad comienza a ganar aceleración posteriormente de dejar el contacto con el suelo; una subfase de **balanceo medio** (*Mid Swing* en inglés) [48]; finalmente una fase de **balanceo terminal** (*terminal swing*) [51] que corresponde al momento en que la extremidad desacelera para poder alcanzar su posición angular y así iniciar con la fase de apoyo [52].

2.5 Dispositivos de asistencia para el desarrollo de ADL

A raíz de las necesidades generadas por las enfermedades neurológicas, se hace necesario el uso de diversos dispositivos de asistencia, los cuales han sido adaptados al paciente dependiendo del grado de la lesión que tenga. Actualmente, se puede encontrar en el mercado

dispositivos de asistencia pensados para el desarrollo de ADL, cuyo objetivo es permitir la movilidad de las personas en entornos abiertos [53]. Dispositivos como las sillas de ruedas, son herramientas comúnmente usadas para este tipo de tareas [15]. Sin embargo, la aceptación de esta herramienta por parte de los pacientes, no siempre es positiva por los efectos generados como el desgaste de la cadera e inflamación en las articulaciones, todo esto por su uso prolongado. Adicionalmente, personas que dependen de una silla de ruedas para movilizarse, suelen presentar depresión leve y problemas en las relaciones interpersonales. Finalmente, algunos espacios públicos no se encuentran adaptados en su totalidad para el uso de la silla de ruedas, limitando el acceso de estas personas a algunos establecimientos [54]. Por esto, aunque la silla de ruedas brinda la opción de movilizarse, un factor como la aceptación del dispositivo por parte del paciente, los efectos causados por su uso prolongado y al no ofrecer la opción de bipedestación, hacen que una silla de ruedas para algunos casos, no sea acogida por los paciente sobrevivientes a un ACV.

El bastón, otro dispositivo de asistencia, es utilizado por personas que sufren de hemiparesia [55]. En el desarrollo de ADL, actividades como ponerse de pie (*Sitting to standing*, STS por sus siglas en inglés), el bastón es una herramienta que le permite al usuario tener un punto de apoyo adicional para el desarrollo de esta actividad [56], su principal función es brindar soporte y balance para la prevención de caídas [56]. Sin embargo, el uso de esta herramienta requiere un gasto energético considerable en el momento donde el bastón impacta contra el suelo en la actividad de marcha [53]. Adicionalmente, se pueden generar cambios cinemáticos en los miembros superiores de la persona [53] a causa de su uso prolongado. Finalmente, los bastones son herramientas utilizadas en diversas ADL y son relevantes para la ejecución de actividades como levantarse y caminar, por otro lado, el uso continuo de esta herramienta puede generar cambios cinemáticos en los miembros superiores y, un gasto energético considerable para la ejecución de estas actividades.

En conclusión, dispositivos como sillas de ruedas [15] y bastones [55], son las herramientas de asistencia comúnmente utilizadas por personas sobrevivientes a un ACV. Sin embargo, teniendo en cuenta a los efectos que tienen sobre el cuerpo humano [57] y el costo energético requerido para su uso [53], no son acogidos por personas que sufren alguna enfermedad neurológica. Por estas razones, en las últimas décadas se han evaluado alternativas que permitan a un sobreviviente de un ACV realizar ADL, de tal manera que sus movimientos se asemejen a los ejecutados por una persona que no tenga patologías asociadas en los miembros inferiores. Dispositivos como los exoesqueletos de miembro inferior se han visto como una alternativa que abarca estas necesidades. Por esto, la siguiente sección muestra el desarrollo que ha tenido estos dispositivos en aplicaciones de rehabilitación y asistencia en el desarrollo de ADL.

2.6 Exoesqueletos de miembro inferior

Los exoesqueletos de miembro inferior, son dispositivos vestibles generalmente conformados por una estructura rígida, que asemeja la estructura de los miembros inferiores del cuerpo humano; un conjunto de actuadores que asisten el movimiento de las articulaciones y finalmente, un conjunto de sensores que permiten obtener parámetros del paciente y del exoesqueleto. Estos dispositivos se han desarrollado para tres enfoques como sistemas de incremento de fuerza del operador [58], [59], rehabilitación de pacientes con enfermedades neurológicas [60], [61] y asistencia a personas con SCI [62], [63]. En las últimas décadas, los exoesqueletos de miembro inferior, han formado parte del campo de la investigación para las áreas de reha-

bilitación y asistencia, promoviendo el uso de dispositivo como una herramienta de apoyo para el fisioterapeuta [64]. De esta manera, se busca estimular el proceso de aprendizaje del paciente para la ejecución de ADL [65], [66]. Otros casos donde el sujeto no puede generar ninguna intención de movimiento, requieren dispositivos que asistan la ejecución de ADL en su totalidad, por lo tanto, se hace necesario el uso de dispositivos de asistencia, donde los exoesqueletos de miembro inferior han sido adaptados como una plataforma vestibular para la ejecución de ADL [62], [67]. En esta sección se encuentra una revisión de los exoesqueletos de miembro inferior registrados en la literatura, algunos de ellos enfocados en la rehabilitación de la marcha y otras ADL como STS, subir y bajar escaleras y desplazamiento en superficies inclinadas. Adicionalmente, se incluyen exoesqueletos para asistencia de personas con SCI.

La siguiente revisión de literatura realizada en bases de datos como *Scopus*, *Pubmed*, *IEEE Xplore*, *Science Direct* fue llevada a cabo bajo los siguientes criterios de búsqueda:

(((((exoskeleton AND gait) OR ADL) AND robotics) OR exosuit) AND training)

LA búsqueda muestra un total de 212 artículos, de los cuales 69 de ellos no estaban relacionados con exoesqueletos de miembro inferior, 131 artículos se enfocaban en la asistencia, rehabilitación y detección de las fases de marcha. Finalmente, 12 de estos estaban enfocados a la asistencia, rehabilitación o detección de otras ADL. Dentro de la información recopilada, los artículos relevantes para este proyecto se enfocaron en el desarrollo de actividades como la marcha y otro tipo de ADL, esto incluye el sistema de actuación y las metodologías utilizadas para la rehabilitación de personas sobrevivientes a un ACV, obteniendo un total de 100 artículos con esta temática.

2.6.1. Exoesqueletos para rehabilitación de la marcha

La actividad de la marcha, es una de las ADL afectadas por las enfermedades neurológicas como un ACV. Por esto, una de las aplicaciones para los exoesqueletos de miembro inferior ha sido su uso en las sesiones de entrenamiento de esta actividad, obteniendo como resultado mejorar el patrón de marcha y así se incrementa la calidad de vida de estas personas [65]. De esta manera, generar alternativas para incentivar la recuperación motora de cada una de las articulaciones, se convierte en un tema relevante [68]. Por esta razón, los exoesqueletos de miembro inferior, hacen parte de plataformas desarrolladas para el área de rehabilitación de la marcha, en pacientes con enfermedades neurológicas como los ACV.

El uso de estos dispositivos está limitado a espacios cerrados como las clínicas, donde las variables como la velocidad y el nivel de asistencia de los dispositivos, son configurados y controlados por el profesional de la salud para el entrenamiento de la marcha. Para el control de las condiciones de la sesión de terapia, una banda sin fin y un soporte de peso (*Body Weight Support* o BWS, por sus siglas en inglés) hacen parte de la plataforma robótica [60], [69], [70], de manera que, plataformas como ALTACRO [70], ALEX [61] y LOPES [60], son los dispositivos comúnmente citados haciendo referencia a plataformas con estas características. Los exoesqueletos que hacen parte de estas plataformas, además de brindar el soporte necesario durante la sesión de terapia, se encuentran diseñados para generar y seguir los movimientos del cuerpo humano, todo esto con el propósito de asemejar la marcha del paciente, a la marcha generada por un sujeto sin patologías asociadas a la marcha [60], [69]. Para alcanzar este objetivo, estos exoesqueletos se encuentran conformados por articulaciones rotacionales activas y pasivas, las cuales brindan diversos grados de libertad (*Degree Of Freedom* o DOF, por sus siglas en inglés), para brindar movimiento tanto en el plano sagital y en el plano

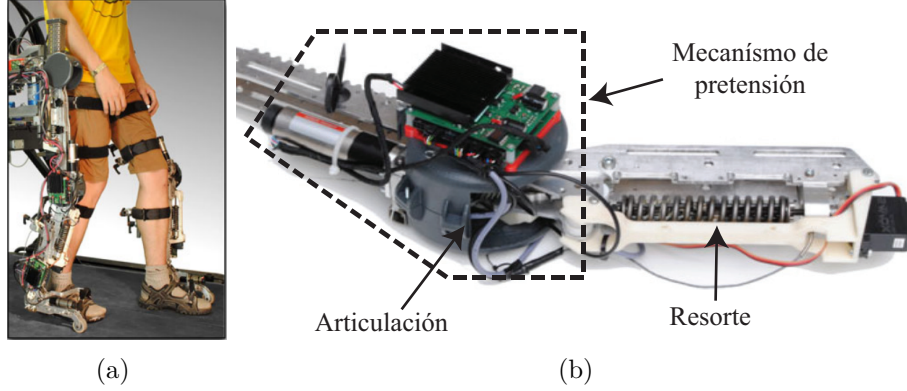


Figura 2.2: Plataforma de asistencia en marcha ALTACRO (a) Plataforma ALTACRO enfocada en la rehabilitación de la marcha [71]; (b) Diseño del MACCEPA[72] como un SEA aplicado en articulación de la cadera, la rodilla y el tobillo de ALTACRO

frontal. Finalmente, con el propósito de aportar a la rehabilitación del paciente en la actividad de la marcha, estos exoesqueletos permiten el movimiento a voluntad del paciente de su extremidad, donde el dispositivo aplicará fuerzas o torques de corrección para guiar al sujeto, a través de trayectoria deseada para la marcha [69]. En esta sección se presentan algunos de los exoesqueletos de miembro inferior utilizados para rehabilitación de la marcha. Con ese objetivo, la estrategia de control está basada en la captura de la intención de movimiento del usuario los cuales son monitoreados por el dispositivo, esto con el fin de asistir o corregir el movimiento deseado. Este proceso es ejecutado en un entorno de rehabilitación controlado, conformado por un BWS y una banda sin fin.

2.6.1.1 ALTACRO

Automated Locomotion Training using an Actuated Compliant Robotic Orthosis (ALTACRO (Vrije University), Bélgica por sus siglas en inglés) [70], ha sido diseñado como un sistema enfocado en la rehabilitación de la marcha de personas con ACV. Tal como se observa en la Figura 2.2a, ALTACRO es un dispositivo conformado por una banda sin fin y con un exoesqueleto de miembro inferior, esta plataforma está pensada como una herramienta para los fisioterapeutas durante las sesiones de terapia [73], proporcionando una terapia efectiva para el paciente. Con el fin de tener en cuenta el movimiento del paciente dentro de la sesión de terapia, un actuador de conformidad ajustable mecánicamente y de posición de equilibrio controlable (*Mechanically Adjustable Compliance and controllable equilibrium position actuator* o MACCEPA, por sus siglas en inglés) [72] mostrado en la Figura 2.2b, es implementado en articulaciones de la rodilla y la cadera de este exoesqueleto. Este actuador, presentado como un actuador elástico en serie (*Series Elastic Actuator* o SEA, por sus siglas en inglés), cumple con la función de desacoplar la masa del actuador por medio de un resorte pretensionado en serie con el actuador del sistema. De esta manera, ALTACRO es un dispositivo desarrollado para rehabilitación de la marcha de pacientes con ACV, brindando los torques requeridos en articulaciones del tobillo, la rodilla y la cadera por medio de un actuador MACCEPA. En total, los 12 DOF de ALTACRO, permiten al ser humano la libertad de movimiento en la ejecución de la marcha [74].

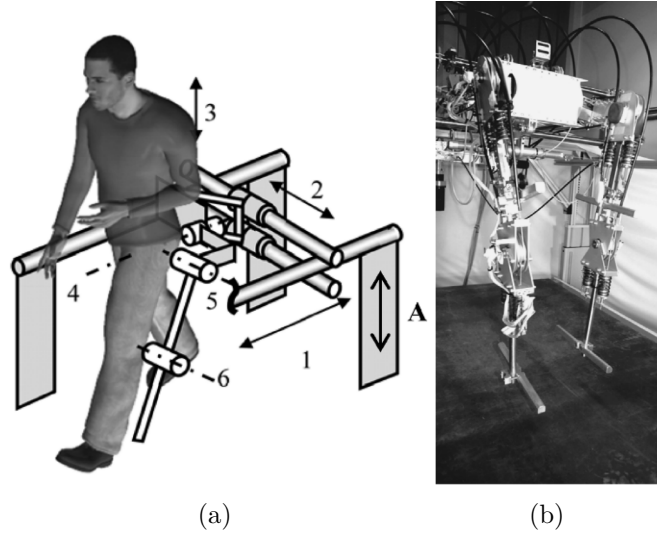


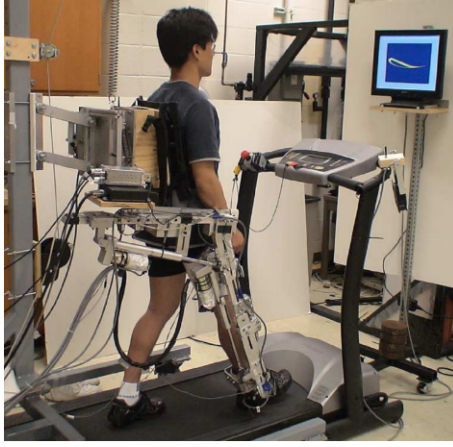
Figura 2.3: (a) Diseño esquemático de LOPES [75]; (b) plataforma LOPES enfocada en la rehabilitación de la marcha [75]

2.6.1.2 LOPES

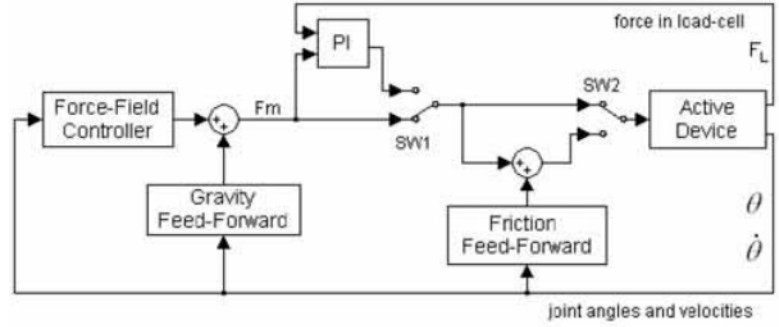
Lower extremity powered exoskeleton o LOPES (*University of Twente*, Holanda), por sus siglas en inglés [60], es una plataforma enfocada en la rehabilitación de marcha para pacientes con ACV, con el fin de garantizar una marcha natural. LOPES fue diseñado para garantizar la Interacción física Humano-Robot (*physical Human Robot Interaction* o pHRI, por sus siglas en inglés) manejando modalidades como Paciente a cargo ("*Patient in charge*") [75], donde el sujeto puede moverse libremente sin restricciones por parte del exoesqueleto de miembro inferior; una modalidad de Robot a cargo ("*Robot in charge*") [75], utilizado en pacientes sobrevivientes a un ACV, donde el dispositivo reproduce la trayectoria del patrón de marcha, y este es asimilado por el paciente; finalmente, la modalidad de terapeuta a cargo ("*Therapist in charge*") [75], permite al fisioterapeuta supervisar y aplicar una metodología de entrenamiento al paciente, por medio de perfiles de fuerza dependientes de la posición angular de cada articulación.

Esta plataforma enfocada a la rehabilitación en marcha, se encuentra conformada por un exoesqueleto de miembro inferior, una banda sin fin y un soporte de peso tal como se observa en la Figura 2.3b. LOPES cuenta con un soporte actuado ubicado a la altura de la pelvis, que brinda soporte de peso al paciente durante la marcha mientras que el exoesqueleto aplica torques de corrección en cada una de las articulaciones. Para este propósito, la Figura 2.3a muestra las articulaciones implementadas en la cadera y la rodilla para asistir el movimiento en el plano sagital. De tal manera que, dos articulaciones rotacionales asisten los movimientos de abducción, aducción y flexión, extensión en la cadera. La actuación de la rodilla, esta dada por una articulación rotacional que brinda movimientos de flexión y extensión [76].

2.6.1.3 ALEX



(a)



(b)

Figura 2.4: (a) Plataforma ALEX para rehabilitación de la marcha [69]; (b) Esquema de control aplicado en el exoesqueleto ALEX [61].

Active Leg EXoskeleton o ALEX (University of Delaware, EEUU) [77] por sus siglas en inglés, es una plataforma conformada por un soporte de peso, una banda sin fin y exoesqueleto unilateral derecho tal como se muestra en la Figura 2.4a. ALEX está diseñado para personas con hemiparesia de lado izquierdo con el fin de asistir en el ciclo de marcha. El exoesqueleto de miembro inferior unilateral, está conformado por articulaciones activas en la cadera y en la rodilla actuadas por un motor acoplado en cada una de estas articulaciones. Para la medición de la interacción de fuerzas entre el exoesqueleto y el paciente, son utilizadas celdas de carga ubicadas en los eslabones del exoesqueleto, con este parámetro, es posible aplicar el torque requerido para el movimiento de la pierna en la actividad de marcha. Adicionalmente, un sistema masa resorte cumple la tarea de soportar el peso del dispositivo [61].

El concepto de control aplicado a la plataforma ALEX, se enfoca en generación campos de fuerza en el miembro inferior, guiando la articulación del paciente por una trayectoria deseada. Haciendo uso de este concepto, la plataforma hará la corrección necesaria en la trayectoria de la marcha, aplicando torques en cada articulación en el momento que el paciente lo requiera. Por otro lado, si la trayectoria de la marcha ejecutada por el paciente es la correcta, el sistema permitirá el movimiento de la articulación [69]. Para complementar el sistema de control, tal como se observa en la Figura 2.4b, ALEX implementa un módulo de compensación de gravedad y un módulo de compensación de fricción, encargados de cancelar la cinética de la estructura mecánica del exoesqueleto.

La estructura mecánica de la plataforma ALEX esta diseñada para poder ajustar sus dimensiones a las medidas antropométricas del paciente. Igualmente, un conjunto de articulaciones pasivas ubicadas en la cadera, tienen la función de no generar restricciones en la movilidad de la articulación para actividades como la marcha. Finalmente, un sistema de masa resorte amortiguador aplicado a cada articulación, permite generar perfiles de torque cercanos a los 100 Nm, requeridos para brindar asistencia a la extremidad afectada [61].

2.6.2. Exoesqueletos de rehabilitación en ADL

Las ADL se componen de otro tipo de actividades relevantes como STS y subir y bajar escaleras [12], [78], el desarrollo de estas actividades satisfacen las necesidades a una persona sobreviviente a un ACV relacionadas a la movilidad. Por esta razón, los exoesqueletos de miembro inferior enfocados en la rehabilitación de ADL [17], han sido adaptados para el desarrollo de este tipo de tareas teniendo en cuenta la pHRI expresado en términos de fuerza. Características relevantes como el concepto de un dispositivo vestible [79], le permite al paciente ejecutar este tipo de actividades en un entorno abierto, sin necesidad de una banda sin fin o un soporte de peso [66]. Para convertir un exoesqueleto en un dispositivo vestible y portátil, se tienen en cuenta diversos factores del dispositivo como el peso, el tamaño, el diseño de un módulo de actuación enfocado en la asistencia del plano sagital y una plataforma de procesamiento de la información. Para el cálculo de pHRI, son utilizados sensores para la medición de parámetros cinemáticos y cinéticos, donde cada una de estas variables, hace parte del sistema de control del exoesqueleto. Para esta sección, se muestran los exoesqueletos de miembro inferior tales como ALLOR, un exoesqueleto unilateral izquierdo; Myosuit, un dispositivo que carece de una estructura rígida; y BioMot un exoesqueleto con actuadores MACCEPA, cuyo objetivo está en la rehabilitación de personas sobrevivientes a un ACV en el desarrollo de ADL.

2.6.2.1 ALLOR

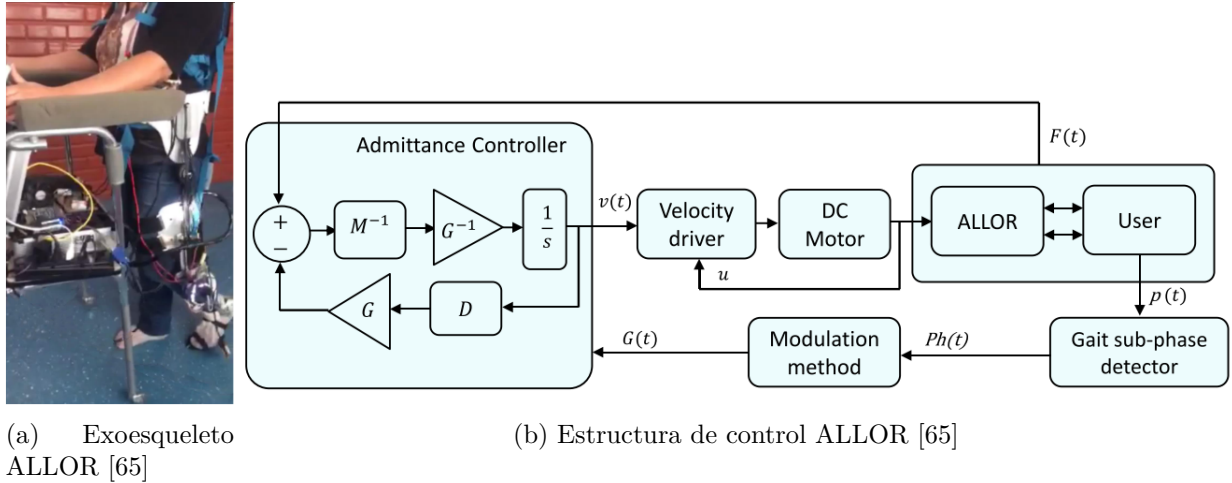


Figura 2.5: Exoesqueleto ALLOR Unilateral izquierdo; (a) Estructura exoesqueleto ALLOR; (b) Esquema de control exoesqueleto ALLOR

Advanced Lower Limb Orthosis for Rehabilitation o ALLOR (Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil) [80], es un exoesqueleto unilateral izquierdo, enfocado en la rehabilitación de pacientes con hemiparesia en la ejecución de ADL. Actividades como la marcha y STS, son asistidos por la articulación de la rodilla para los movimientos de flexión y extensión [80]. ALLOR cuenta con dos articulaciones pasivas situadas en la cadera y tobillo, para permitir el movimiento en el plano sagital. La Figura 2.5 muestra el exoesqueleto ALLOR asistiendo el movimiento de flexión y extensión de la rodilla del sujeto en la actividad de la marcha.

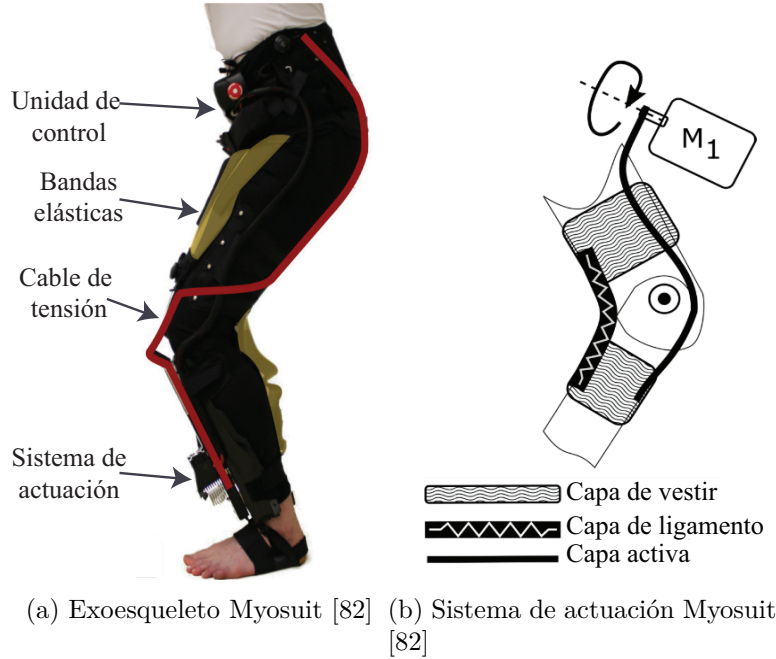


Figura 2.6: (a) Dispositivo vestible Myosuit; (b) Diseño esquemático del actuador aplicado

Este dispositivo, posee una estructura mecánica hecha en aluminio, donde los eslabones del muslo y la pierna, son barras telescópicas que permiten el ajuste del exoesqueleto a las medidas antropométricas del paciente. De esta manera, personas con estatura entre 1.55 m y 1.85 m, pueden hacer uso de este exoesqueleto [81]. Para dispositivos vestibles, el peso es un factor relevante a tener en cuenta, en este caso, un exoesqueleto como ALLOR, es considerado un dispositivo liviano (3.1 Kg) en comparación a otros exoesqueletos reportados en la literatura [81].

Para transmitir de forma eficiente los torques requeridos para la articulación de la rodilla, ALLOR cuenta con un motor Maxon (modelo EC FLAT *Unbrushless* 408057), controlado por medio de un *driver* para motores sin escobillas (modelo AZBH12A8). Adicionalmente, esta articulación se encuentra adaptada con una caja reductora (modelo CSD-20-160-2A-GR) que tiene una relación de 160:1 obteniendo valores de torque nominal de 35 Nm y torque pico de 180 Nm, para generar movimiento en la articulación de la rodilla [81].

Adicionalmente, para generar un acople entre el dispositivo y el paciente, ALLOR hace uso de sujeciones para los eslabones de muslo y pierna, los cuales son ajustados por medio de correas de velcro. Particularmente para el muslo y el tronco, son utilizados cojines, para evitar daños como rosaduras en la piel y para evitar los deslizamientos del exoesqueleto [81]. Finalmente, para incluir al paciente dentro del sistema de control, ALLOR tiene implementados sensores de fuerza en cada eslabón del exoesqueleto, midiendo la intención de movimiento y realimentando el sistema a los controladores de posición y de velocidad 2.5b. El sistema mencionado es aplicado para actuar el dispositivo y asistir las ADL [65].

2.6.2.2 Myosuit

Myosuit (*ETH Zurich*, Suiza) [66], es un dispositivo de asistencia de miembro inferior semejante a una prenda de vestir tal como se muestra en la Figura 2.6a, se caracteriza por no tener una estructura rígida, que generalmente los exoesqueletos de miembro inferior poseen. Aplicando un nuevo concepto dirigido a la robótica suave, este exoesqueleto está diseñado para actuar las articulaciones de la cadera y de la rodilla. El objetivo principal del exoesqueleto Myosuit ha sido la asistencia en la ejecución de ADL como STS y la actividad de marcha para personas con discapacidades motoras tales como la debilidad muscular. El sistema de actuación del Myosuit, aplica los torques deseados por medio de cables, los cuales se encuentran acoplados en cada una de las sujeciones de la pierna y el muslo del dispositivo [83]. Como resultado, son generados movimientos de extensión de la extremidad. Los elementos pasivos conformados por bandas de goma simulan el comportamiento de un resorte, el cual almacena energía para generar la acción de flexión de la articulación [82], el diseño de este sistema de actuación se puede observar en la Figura 2.6b.

Una de las funciones que tiene este dispositivo, es denominado compensación de gravedad ("*Gravity Compensation*") o en su defecto, soporte anti-gravedad [66], cuya función es cancelar el efecto que tiene la gravedad sobre la articulación, esto con el fin de permitir al paciente mover las articulaciones de la cadera y de la rodilla ejerciendo menor fuerza. Adicionalmente, un modo de transparencia ("*transparency mode*" [82], por sus siglas en inglés), está implementado en este dispositivo, con el objetivo de disminuir la inercia del Myosuit. Como resultado, el robot sigue los movimientos que el paciente desee generar. Finalmente, sensores IMU son utilizados para obtener parámetros espacio temporales, obteniendo la posición angular de la pierna y el tronco de la persona. De esta manera, actividades como STS, son accionadas al momento de realizar la inclinación máxima del tronco de la persona, actuando los motores para generar movimientos de extensión en las articulaciones de la cadera y de la rodilla, cambiando su estado de sentado a un estado de bipedestación.

2.6.2.3 BioMot

El proyecto BioMot (*Future and Emerging Technologies (FET)*, España), tiene como propósito explorar y aprovechar las interacciones dinámicas sensor-motoras, esto para lograr una interacción fluida y una movilidad segura acorde a las intenciones y capacidades del usuario. Este proyecto, presenta un exoesqueleto de miembro inferior nombrado BioMot, tal como se observa en la Figura 2.7a. Este exoesqueleto actúa de forma bilateral las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo, brindando movimientos en el plano sagital. Una de las características de este dispositivo para aplicar la pHRI, se enfoca en el uso de actuadores MACCEPA [72] (Figura 2.7b) implementados en cada una de las articulaciones. Con este tipo de actuadores, se genera el concepto de aplicar una rigidez variable (*Variable Stiffness Actuators* o VSAs por sus siglas en inglés) en cada articulación. De esta manera, el exoesqueleto BioMot, aplica en el sistema de control trayectorias de posición angular, corrigiendo el error por medio de torques aplicados. Con un actuador MACCEPA, el exoesqueleto BioMot esta enfocado a brindar asistencia a personas con debilidad muscular brindando asistencia en un 50% en el desarrollo de ADL [81].

Finalmente, BioMot cuenta con funcionalidades que permiten la extracción intención de movimiento. Uno de los módulos principales del dispositivo esta enfocado en disminuir la resistencia del dispositivo, para darle el control al paciente. De esta manera, el exoesqueleto

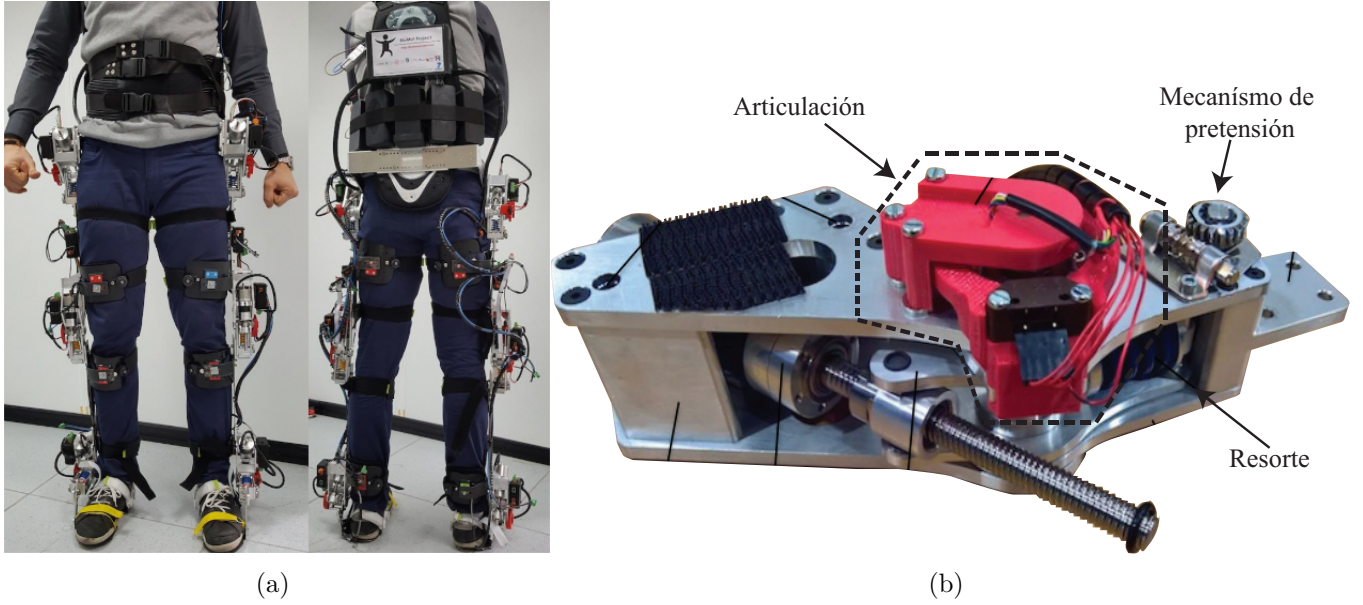


Figura 2.7: (a) Estructura del exoesqueleto BioMot [84]; (b) Actuador MACCEPA en articulaciones BioMot [84]

sigue los movimientos del paciente sin restringir el movimiento, este recibe el nombre de "*Zero-torque*". Por otro lado, un módulo de asistencia se encuentra implementado para brindar los torques requeridos para generar movimiento en las articulaciones de miembro inferior. Haciendo el uso de estos dos módulos en conjunto, con un módulo para la detección de fases de la marcha, BioMot aplica el concepto de asistencia al paciente cuando es necesario (*Assist As Needed* o AAN, por sus siglas en inglés). En la ejecución de la marcha, el dispositivo entrega un torque calculado aumentando la rigidez del sistema, brindando soporte para la tarea de soportar el peso de la persona en la fase de apoyo o HS. La fase de despegue de talón o HO, el módulo de "*Zero-torque*", es activado para permitir el movimiento de balanceo de la extremidad sin restringir su trayectoria.

2.6.3. Exoesqueletos de asistencia en ADL

Los exoesqueletos mencionados en la sección 2.6.1, presentaron diversas alternativas de asistencia en la marcha, teniendo en cuenta que son plataformas compuestas por un exoesqueleto de miembro inferior, una banda sin fin y un BWS, son destinados a su uso en clínicas o laboratorios de investigación. Por otro lado, los pacientes con SCI caracterizados por no generar ninguna intención de movimiento, requieren dispositivos que asistan en su totalidad el movimiento requerido para el desarrollo de ADL [79]. Por esta razón, los exoesqueletos de miembro inferior han sido adaptados para asistir las ADL en entornos abiertos [67]. Un ejemplo de su funcionamiento y eficiencia, se puede observar en los juegos paralímpicos de la *Cyathlon* [67]. Esta clase de competencias diseñadas para personas con enfermedades neurológicas como SCI, participan en la ejecución de ADL usando dispositivos de asistencia como los exoesqueletos de miembro inferior. La Figura 2.8 muestra las ADL ejecutadas en este tipo de eventos, los cuales incluyen actividades de subir y bajar escaleras, ponerse de pie y caminar

por superficies irregulares.

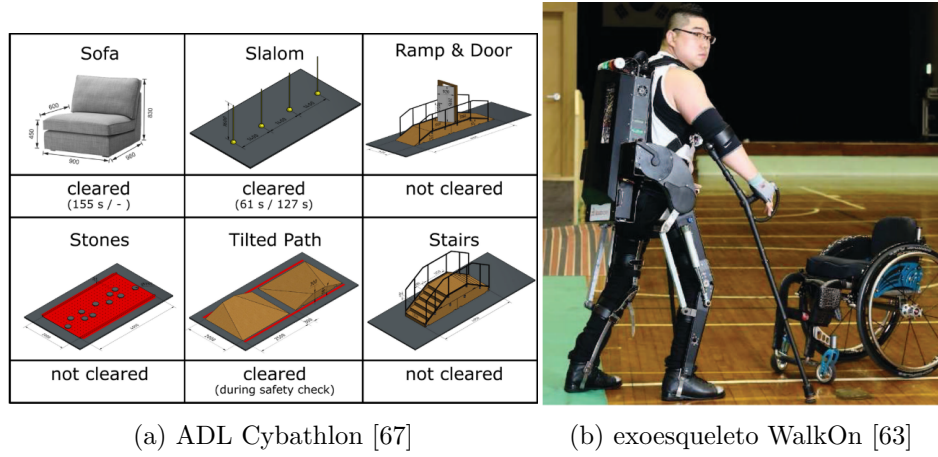


Figura 2.8: (a) Olimpiadas paralímpicas *Cybathlon*; (b) Exoesqueleto de miembro inferior WalkOn para el desarrollo de ADL

En la Figura 2.8b, se observa la estructura que compone a los exoesqueletos de miembro inferior para asistencia en ADL. Ya que estos dispositivos están diseñados para su uso por personas con SCI, no se requiere realizar la medición de la intención de movimiento. Por lo tanto, la fuerza generada por el paciente no hace parte del sistema de control. Así mismo, estos dispositivos únicamente actúan las articulaciones de la cadera, la rodilla, y en algunos casos la de tobillo, con el propósito de generar movimientos de flexión y extensión [62], [63], [67]. Es de aclarar que el movimiento de las articulaciones en otro plano anatómico, no se considera relevante dado que no se estima ninguna participación de la persona en la ejecución de ADL. Sin embargo, estos dispositivos son considerados robots vestibles, por lo que factores como el peso, el tamaño y la usabilidad del dispositivo, son los mas relevantes para su uso prolongado por personas con SCI. Su estructura de actuación se basa en motores eléctricos acoplados con cajas reductoras adaptados para generar torques de asistencia entre 40 Nm a 100 Nm , capaces de generar movimiento en articulaciones de las extremidades inferiores [67]. Finalmente, la estructura de control de estos exoesqueletos, se basa en controladores de posición, cuyo propósito está en la reproducción de trayectorias predeterminadas, estas son activadas por medio de una maquina de estados [85], [86] que controla el operador del dispositivo.

En esta sección, se tiene como objetivo mostrar exoesqueletos de miembro inferior diseñados para el desarrollo de ADL. Estos dispositivos no son diseñados para medir la intension de movimiento, por lo que su propósito es la asistencia de personas con SCI que sufren paraplégia.

2.6.3.1 ReWalk

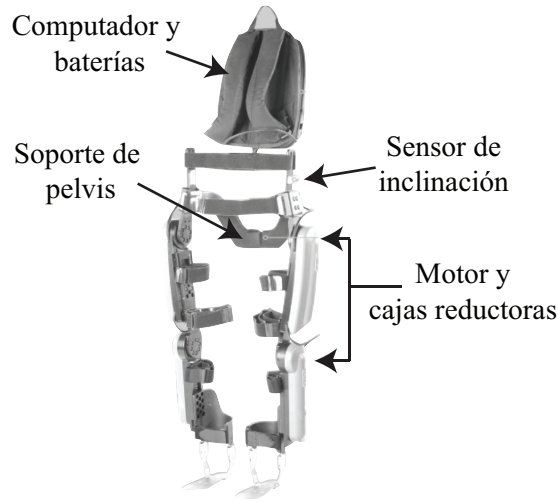


Figura 2.9: Exoesqueleto ReWalk usado en la ejecución de ADL [62].

ReWalk (*ReWalk Robotics, Reino Unido*) [62] hace parte de la línea de dispositivos vestibles, dirigido a una población de pacientes que sufren de parapléjia, u otro tipo factores producto de una SCI que afecten el desarrollo de la marcha [21]. Tal como se observa en la Figura 2.9, este dispositivo cuenta con articulaciones actuadas en en la cadera, la rodilla y el tobillo de manera bilateral, brindando asistencia en un 100 % para el desarrollo de ADL. Una parte del control se basa en el movimiento de tronco que indica un cambio de centro de gravedad del cuerpo, este es identificado por medio de un sensor IMU ubicando en el torso de la persona [62]. La estrategia de control mencionada, genera una trayectoria definida por medio de un controlador de posición (posición angular y tiempo), generando movimiento en las articulaciones de la cadera y la rodilla para la ejecución de la actividad deseada. Finalmente, para asegurar la dorsiflexión de tobillo, es aplicado el concepto de un resorte asistido [87], el cual varía la rigidez del sistema dependiendo la actividad a ejecutar, el tobillo tiene participación en las actividades de STS y marcha la cual le brinda la posibilidad a la persona de moverse en entornos abiertos.

El *Hardware* del exoesqueleto vestible ReWalk esta conformado por 3 módulos. Un sistema de procesamiento ubicado en la espalda del paciente, tiene la función principal de capturar, procesar y enviar una respuesta a cada una de las articulaciones de ReWalk [87]. Por otro lado, un módulo diseñado como interfaz de control del dispositivo, se encuentra ubicado en la muñeca del sujeto en forma de reloj, su función es actuar como un selector de ADL. Finalmente, el módulo de actuación, conformado por articulaciones activas, permite generar los torques necesarios para el movimiento de las extremidades del paciente.

Para asegurar acople entre el dispositivo y el paciente, Rewalk cuenta con interfaces ubicadas en el muslo y la pierna, las cuales permiten transmitir el torque aplicado por parte del exoesqueleto a cada articulación del miembro inferior. Finalmente, para poder brindar soporte y estabilidad durante el desarrollo de ADL con el exoesqueleto Rewalk, se hace uso de muletas como un punto de apoyo adicional y seguridad en la ejecución de diversas tareas en posición de bipedestación [62], [87]. Exoesqueletos de miembro inferior como ReWalk, presentan el

comportamiento de este dispositivo operado por personas con parapléjia las paralimpiadas de la Cybathlon(2016), en el desarrollo de diversas ADL [21].

2.6.3.2 VariLeg

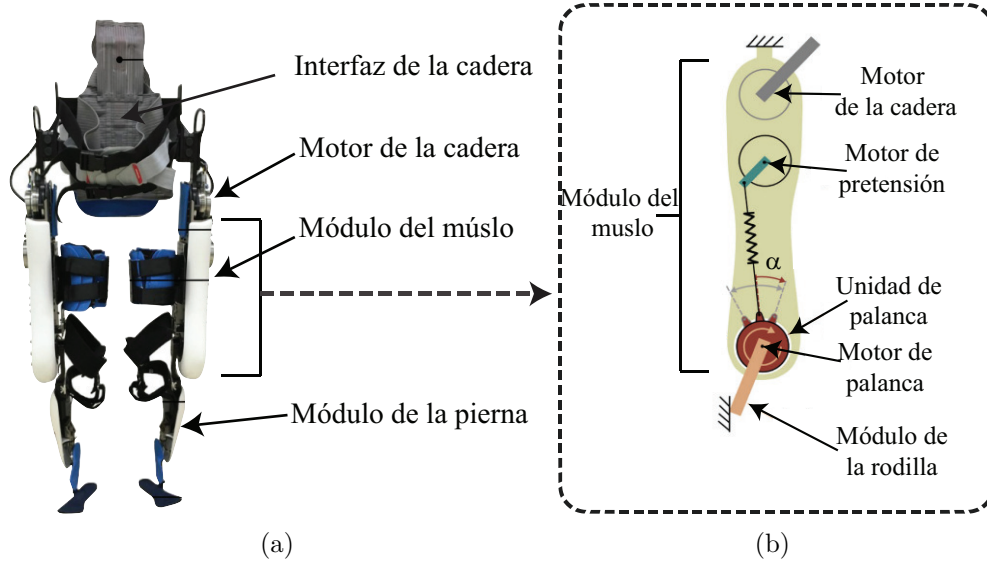


Figura 2.10: Exoesqueleto de asistencia VariLeg; (a)Exoesqueleto VariLeg [88]; (b) Esquemático implementado en articulación usando un MACCEPA [67]

El exoesqueleto de miembro inferior VariLeg (*ETH Zurich*, Suiza) [88] está diseñado para asistir en diversas ADL a personas que sufren de parapléjia o alguna discapacidad relacionada a la pérdida de control motor. En la Figura 2.10a, se muestra al exoesqueleto VariLeg como un dispositivo vestible con dos DOF activos en cada extremidad, utilizados para la asistencia en la articulación de la cadera y la rodilla en el plano sagital. Complementado el sistema de actuación, una articulación pasiva en tobillo se encuentra configurado con una rigidez constante. Como parte de la estructura de VariLeg, son utilizadas muletas para brindar al paciente soporte y estabilidad en actividades como STS, marcha, entre otros. Los actuadores implementados en este dispositivo, son motores (EC90 flat, *Maxon motor AG*, Suiza), acoplados con cajas reductoras (SHD-25-160- 2SH-SP, *Harmonic Drive*, Alemania) con una relación de 1:160 obteniendo un torque continuo de 89.6 Nm , estos son requeridos en la asistencia de los miembros inferiores [67]. Finalmente, la articulación de tobillo se encuentra instrumentada con un resorte pasivo (*Unilateral ankle joint 17LA3*, *Ottobock*, Alemania), para realizar el levantamiento de tobillo en la fase de balanceo de la marcha.

Teniendo en cuenta la relación de las cajas reductoras, la velocidad máxima obtenida en cada articulación es de 19.5 rpm , con los que este dispositivo está limitado a asistir en marcha a una velocidad máxima de $0.4 \frac{\text{m}}{\text{s}}$. Por lo tanto la frecuencia por zancada está dada entre 0.7 a 1.1 Hz [86]. Finalmente, tal como se muestra en la Figura 2.10b, VariLeg posee un actuador MACCEPA [70] adaptado para la articulación de la rodilla, con el cual se varía la pre-tensión del resorte dependiendo de la ADL a ejecutar.

2.6.3.3 WalkON

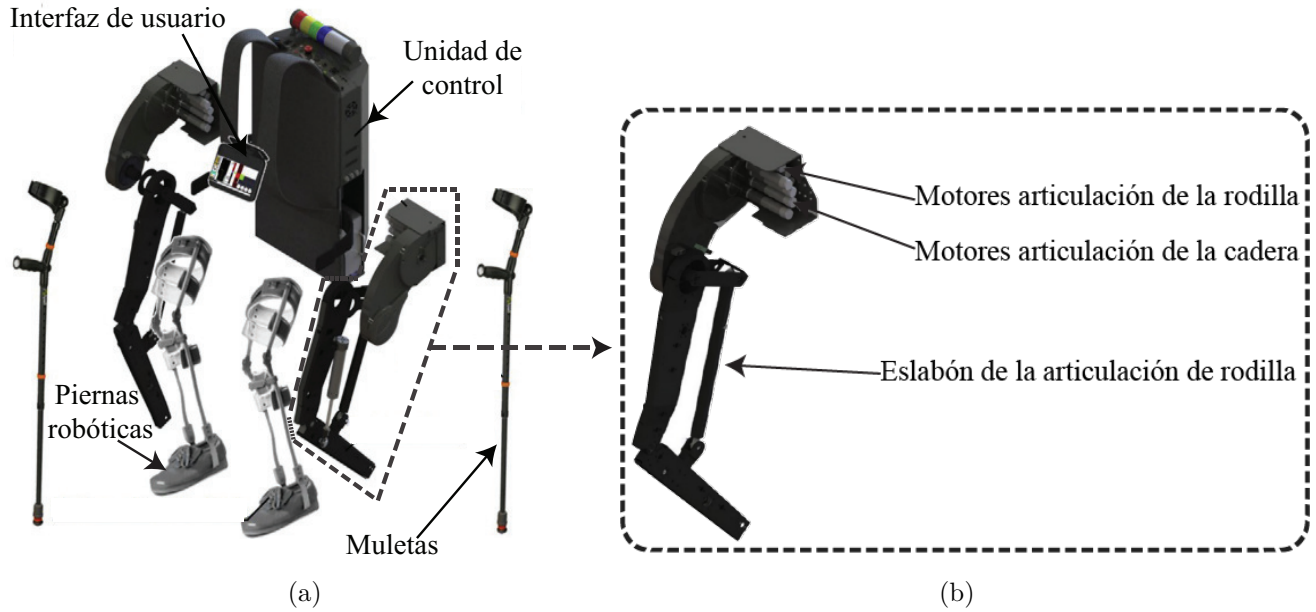


Figura 2.11: (a) Exoesqueleto WalkON [63]; (b) Estructura interna de las extremidades del exoesqueleto WALKON [63]

Las competencias paralímpicas como la *Cyathlon*, ha dado a conocer una serie de dispositivos con el objetivo de brindar asistencia a personas que hayan sufrido un SCI. WalkON (*Sogang University*, Corea del Sur) [63] es presentado como un exoesqueleto de miembro inferior para el desarrollo de ADL. La Figura 2.11a, muestra el exoesqueleto WalkON que esta conformado por un sistema de actuación; un juego de piernas robóticas; un módulo situado en la espalda del paciente que almacena el sistema de control y procesamiento al igual que un sistema de alimentación.

El sistema de actuación observado en la Figura 2.11b, es definido como un mecanismo de actuación híbrido, este se encuentra conformado por un conjunto de motores eléctricos adaptados a la altura de la cadera, encargados de asistir en movimientos de flexión y extensión de esta articulación. Adicionalmente, un sistema amortiguador es acoplado a la articulación de rodilla brindando movimiento de flexión y extensión [89]. Para brindar soporte y estabilidad al paciente, el exoesqueleto cuenta con muletas, las cuales dan otro punto de apoyo para la ejecución de ADL. Finalmente, una pantalla es la interfaz desarrollada, con el propósito de operar el exoesqueleto WalkOn por personas con SCI.

Con el fin de cumplir con los estándares de la competencia, WalkOn fue desarrollado teniendo en cuenta los requerimientos de la ISO13482-2014 (Robot y dispositivos robóticos - Requisitos de seguridad para el robot de cuidado personal) y la ISO22523-2011 (Prótesis de miembros externos y órtesis externas - Requisitos y métodos de prueba) [63], Cuyas normas confirman la seguridad del dispositivo [89].

Para resumir lo mencionado en esta sección, en la tabla. 2.1 se puede observar una breve caracterización de los exoesqueletos de miembro inferior:

Exoesqueleto	DOF	Uso	ADL	Actuador	Tipo de control
ALTACRO	12 DOF distribuidos en cadera, rodilla y tobillo	Rehabilitación (bilateral)	Marcha	MACCEPA	Control PI, regulado por torque, posición y velocidad Control impedancia, admitancia
LOPES	3 DOF, 2 articulaciones en cadera ,1 articulación en rodilla	Rehabilitación (bilateral)	Marcha	SEA	Control de posición Control de impedancia
ALEX	9 DOF, 5 articulaciones en tronco 2 articulaciones en cadera 1 articulación en rodilla 1 articulación en tobillo	Rehabilitación (unilateral derecho)	Marcha	Motores eléctricos acoplados a la articulación	Control PI, Control de impedancia Control de admitancia
ALLOR	3 DOF 1 articulación en cadera 1 articulación en rodilla 1 articulación en tobillo	Rehabilitación (unilateral izquierdo)	Marcha STS	Motores eléctricos acoplados directamente a la articulación	Control de admitancia
Myosuit	NA	Rehabilitación (bilateral)	Marcha STS	SEA	Control de fuerza
BioMot	3 DOF 1 articulación en cadera 1 articulación en rodilla 1 articulación en tobillo	Rehabilitación (bilateral)	Marcha STS	MACCEPA	Control de admitancia Control de impedancia
ReWalk	3 DOF 1 articulación en cadera 1 articulación en rodilla 1 articulación en tobillo	Asistencia (bilateral)	Marcha STS Subir/bajar escaleras	Motores eléctricos acoplados directamente a la articulación	Control de posición
VariLeg	3 DOF 1 articulación en cadera 1 articulación en rodilla 1 articulación en tobillo	Asistencia (bilateral)	Marcha STS Subir/bajar escaleras	MACCEPA	Control PID Control de posición Control de impedancia
WalkOn	3 DOF 1 articulación en cadera 1 articulación en rodilla 1 articulación en tobillo	Asistencia (bilateral)	Marcha STS Subir/bajar escaleras	Motores acoplados en articulación de cadera, dispositivo neumático en articulación de rodilla	Control PID Control de posición

Tabla 2.1: Exoesqueletos de miembro inferior aplicados en ADL

2.7 Conclusiones

Los procesos de rehabilitación para personas con enfermedades neurológicas, han tenido cambios relevantes desde la implementación de diversos dispositivos robóticos [24], que tienen como factor clave la pHRI. Los exoesqueletos de miembro inferior, son una herramienta que ha sido implementada en las metodologías de terapia, ayudando a disminuir el costo energético del profesional de la salud [64]. Posteriormente, el uso de exoesqueletos, se hace necesario para personas que poseen limitaciones para la ejecución de ADL. Con este objetivo, plataformas robóticas enfocadas a la rehabilitación de la marcha, son desarrolladas ofreciendo un entorno controlado para la ejecución de esta actividad [19]. Las intenciones de movimiento son calculadas e ingresadas como realimentación al sistema de control de estas plataformas, de esta manera, se asegura la participación del paciente durante la sesión de terapia [19], [75]. Estas plataformas generalmente conformadas por un exoesqueleto de miembro inferior, una banda sin fin y un soporte de peso [70], [75], tienen como propósito asemejar el movimiento de las extremidades inferiores del cuerpo humano, por lo que diversos conceptos de actuadores aplicados [70], [72], son el trabajo base que permite la pHRI.

La ejecución de ADL como la marcha, son un factor relevante que influye en el nivel de independencia de una persona [90]. Por otro lado, una actividad como STS, es de gran importancia en procesos de cambio de posición del cuerpo [91]. Para pacientes con enfermedades neurológicas, esta actividad se torna una tarea difícil de ejecutar. De tal manera que, exoesqueletos de miembro inferior son adaptados como plataformas vestibles, para que el paciente interactúe dentro de un entorno semejante al que se puede presentar en la ejecución de ADL [81], esto enfocado a la medición de la intención de movimiento para cada una de estas actividades [19]. Con el fin de obtener exoesqueletos vestibles, se da prioridad a la asistencia de la actividad en el plano sagital de articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo. La estructura mecánica es reducida en comparación a la implementada en las plataformas de rehabilitación en marcha [67], [75].

El exoesqueleto de miembro inferior como dispositivo de asistencia, se ha considerado una herramienta que incrementa la autonomía de personas con SCI [67]. Dado que no es posible obtener la intención de movimiento del paciente debido al grado de la lesión, estos dispositivos devuelven la capacidad de desarrollar diversas ADL. Para este exoesqueleto de asistencia, la prioridad de este dispositivo se encuentra en la interfaz gráfica que permite a la persona manejar el exoesqueleto [63]. Los actuadores como motores eléctricos acoplados directamente a la articulación, brindan asistencia en un 100 % para las ADL. El control de posición, es aplicado para ejecutar trayectorias predeterminadas [62]. Finalmente, la implementación de sensores inerciales en el tronco de la persona, son la herramienta principal en estos dispositivos para la ejecución de ADL [62].

La información presentada en esta sección, permite la identificación de las diversas herramientas utilizadas en el desarrollo de dispositivos de asistencia como los exoesqueletos de miembro inferior. Adicionalmente, al identificar las ADL asistidas con este tipo de plataformas, se observa que la actividad de la marcha es la mas relevante y en la que más se ha hecho enfoque al momento de generar estrategias de control y detección de las fases que componen esta actividad. Finalmente, la literatura consultada permite la identificación de los métodos de control usualmente aplicados para el desarrollo de exoesqueletos de miembro inferior, los cuales están enfocados en la rehabilitación de personas con enfermedades neurológicas para el desarrollo de ADL.

Capítulo 3

METODOLOGÍA

En la sección anterior, se dio a conocer diversos exoesqueletos de miembro inferior para rehabilitación, donde uno de los factores característicos, estaba dado por una relación creada entre el paciente y el dispositivo de rehabilitación [92]. Con el fin de crear este vínculo, se tienen en cuenta aspectos con los que un exoesqueleto de miembro inferior debe contar. Se contempla un módulo de sensado de las diversas variables, que permiten cuantificar los fenómenos fisiológicos en el desarrollo de una tarea. Con esta información, se contempla un proceso de aprendizaje, adaptación y optimización de procesos [92]. De esta manera, es generada una respuesta física frente a estos parámetros, donde un módulo de actuación, interviene o corrige los fenómenos fisiológicos. como complemento, un sistema realimentado representa el vínculo entre el paciente y el exoesqueleto de miembro inferior.

Para generar el vínculo entre el paciente y el dispositivo, debe realizarse una secuencia de procesos, que comienzan desde el paciente con la intención un movimiento en las extremidades inferiores. Este inicia con un proceso de razonamiento, el cual ejecuta un proceso de recolección de la información de los diversos estímulos adquiridos por medio de los músculos, generando una respuesta de esta información recolectada [92], [93]. Posteriormente, un proceso de planeación, se ejecuta con el fin de definir la forma en que será expresada la respuesta al estímulo [93], [94]. Finalmente, el proceso de ejecución, donde la respuesta al estímulo es enviada desde la médula espinal al músculo por medio de los nervios eferentes [92], [94]. Para pacientes con enfermedades neurológicas, alguno de los tres procesos no se puede llevar a cabo, o en su defecto, son ejecutados pero con deficiencias, las cuales no permitirán al paciente generar movimientos voluntarios efectivos para la ejecución de diversas tareas. Por esta razón, para poder crear el vínculo entre el paciente y el dispositivo de rehabilitación, son utilizados diversas interfaces cognitivas Humano robot (*cognitive Human Robot Interaction* o cHRI, por sus siglas inglés) [95] tales como la interfaz humano computador (*Human Computer Interface* o HCI por sus siglas en inglés) [47] o la interfaz cerebro computador (*Brain Computer Interface* o BCI, por sus siglas en inglés) [96]. Como resultado, se obtiene el control de un dispositivo como un exoesqueleto de miembro inferior por medio de variables medidas directamente del paciente.

Otro tipo de cHRI el cual usa técnicas no invasivas para medición de parámetros en el paciente, se basa en la obtención de parámetros biomecánicos de la persona [92], este tipo de cHRI es constantemente utilizado para la rehabilitación y compensación funcional. Los parámetros biomecánicos [97] como los parámetros cinéticos y cinemáticos (torques generados por el paciente [98] y posición angular de las articulaciones [99]), son adquiridos por medio

de sensores implementados en la estructura de los exoesqueletos. De esta manera se genera el vínculo entre el paciente y el exoesqueleto de miembro inferior, este proceso recibe el nombre de interacción física humano robot (*physical Human Robot interaction* o pHRI) [100]. Como resultado, la literatura reporta exoesqueletos instrumentados con una serie de sensores, que permiten estimar la interacción física y las intenciones de movimiento del usuario en el desarrollo de ADL como la marcha [64], [101].

El exoesqueleto de AGoRA, está diseñado de tal manera que no hay sensores físicamente adheridos a la piel, por lo que estas medidas no invasivas permiten disminuir el tiempo de colocación del dispositivo al paciente. Siguiendo estas condiciones, el exoesqueleto AGoRA está equipado con dos tipos de sensores, cinemáticos y cinéticos. Los sensores cinemáticos se utilizan para medir la posición y velocidad angular de la cadera y la rodilla, mientras que los sensores cinéticos miden la fuerza de interacción entre las extremidades del usuario y la estructura mecánica del exoesqueleto.

Posteriormente a la correcta adecuación del exoesqueleto de miembro inferior, con la instrumentación requerida para definir los parámetros cinemáticos y cinéticos, se hace necesario el uso de diversas herramientas que le permitan al exoesqueleto de miembro inferior AGoRA, brindar los torques requeridos para generar movimientos controlados en cada articulación de los miembros inferiores. Por esta razón, un conjunto de actuadores adaptados en articulaciones de la rodilla y de la cadera acoplados con cajas reductoras de velocidad, permiten al exoesqueleto de miembro inferior AGoRA brindar asistencia en ADL.

Finalmente, para la integración de los conceptos mencionados, son implementados los principios de control de un robot manipulador en el exoesqueleto AGoRA. Este capítulo tiene como objetivo presentar la estructura desarrollada para el exoesqueleto de miembro inferior AGoRA, seguida de una descripción detallada de la percepción humano robot, medida a través de los sensores implementados en la estructura mecánica del dispositivo y en el paciente, la cual ha sido integrada en la aplicación de diversas estrategias de control orientadas a asistir las ADL como la marcha.

3.1 Estructura mecánica Exoesqueleto AGoRA

Uno de los factores relevantes para el diseño y desarrollo de un exoesqueleto, es la compatibilidad cinemática del dispositivo con el paciente [102]-[104]. Esto con el fin de evitar los desalineamientos del centro de rotación [103] (*instantaneous center of rotation* o ICR, por sus siglas en inglés) de la articulación del paciente con el dispositivo de asistencia. Cumpliendo con esta característica, es posible transmitir los torques de asistencia a la articulación del paciente. En esta sección se contempla la descripción de la estructura mecánica, la cual compone al exoesqueleto de miembro inferior AGoRA, cumpliendo con factores como la compatibilidad cinemática, peso del dispositivo, y los Rangos de Movimiento (*Range Of Motion* o ROM, por sus siglas en inglés) de cada articulación que permite la movilidad del paciente.

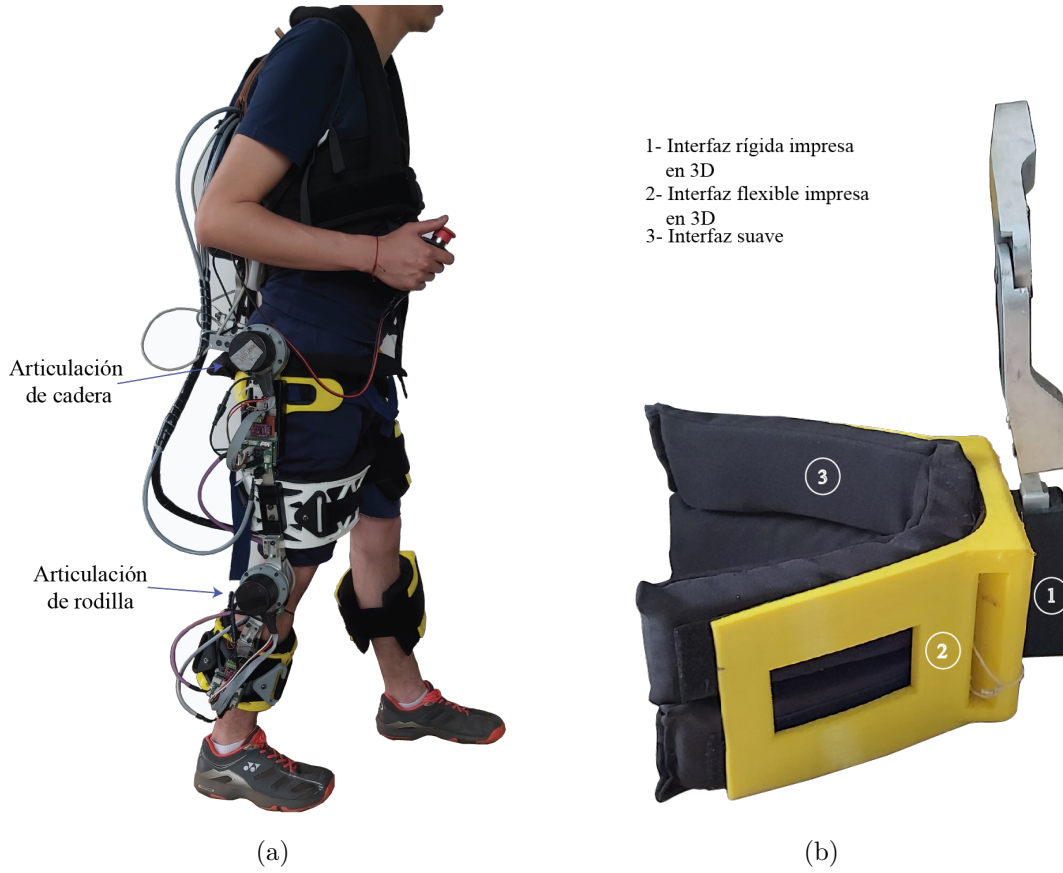


Figura 3.1: (a) Exoesqueleto de miembro inferior AGoRA; (b) Sujeción de la pierna exoesqueleto AGoRA.

El exoesqueleto de miembro inferior AGoRA es un dispositivo de rehabilitación y asistencia. Cuenta con 2 articulaciones activas en la extremidad derecha, para asistir el movimiento de flexión y extensión para las articulaciones de la cadera y de la rodilla (Figura 3.1a). Adicionalmente, un DOF pasivo, permite el movimientos de abducción y aducción en la cadera del paciente [26]. Con estos mecanismos aplicados en esta estructura mecánica, se hace posible la asistencia en diversas ADL. Para transmitir los torque asistivos a la articulación del paciente, cada pieza que conforma la estructura rígida se encuentra desarrollada en duraluminio, el cual es caracterizado por ser un material ligero, resistente y baja corrosión [26]. Con el fin de brindar compatibilidad cinemática entre el dispositivo y el paciente, los eslabones que se acoplan con la pierna y muslo son barras telescópicas que permiten variar su longitud, esto con el fin de ajustarse a las medidas antropométricas del paciente. De esta manera, el dispositivo puede ser utilizado por personas con estatura entre los 1.70 m a 1.83 m de estatura con un peso aproximado de 90 Kg.

El uso de tecnologías como las impresoras 3D, ha sido una herramienta utilizada en el desarrollo de diversas alternativas, en este caso, para generar el acople adecuado del exoesqueleto AGoRA. Las sujeciones impresas en 3D, conforman el sistema de acople entre el paciente y el exoesqueleto de miembro inferior AGoRA. La sujeción se encuentra compuesta por tres secciones; La primera sección consiste una pieza rígida impresa en ácido poliláctico (*Polylactic*

Acid o PLA, por sus siglas en inglés), con particulado de fibra de carbono [105]; una pieza flexible impresa en 3D de material Termoplástico de poliuretano (*thermoplastic Polyurethane* o TPU, por sus siglas en inglés) [106] tiene como función abarcar la pierna o muslo de la extremidad del paciente; una sección diseñada para el contacto directo con la extremidad del paciente, fue hecha en poliuretano flexible con una proporción de 70/30 forradas en tela, cumplen con la función proteger al paciente de heridas o rozaduras generadas por el constante uso del dispositivo; finalmente, con el uso de correas de velcro, son aseguradas cada una de las sujeciones del exoesqueleto con el miembro inferior del paciente. El diseño actual de las sujeciones utilizadas en el exoesqueleto AGoRA se encuentra en la Figura 3.1b.

Joint	DOF	Active/passive	ROM (°)
Hip	Flexion/Extension	Activa	100° / 20°
Hip	Abduction/Adduction	pasiva	10° / -10°
Knee	Flexión/Extensión	Activa	120° / 3°

Tabla 3.1: Descripción general de ROM del exoesqueleto AGoRA

Como conclusión, la estructura mecánica del exoesqueleto AGoRA presentada, se encuentra conformada sistema ajustable a las medidas antropométricas del paciente, lo cual permite la compatibilidad cinemática. Un diseño de sujeciones desarrolladas por medio de tecnología de impresión 3D, permite cuantificar la pHRI aplicando materiales resistentes, flexibles y suaves. Finalmente, una estructura en duraluminio donde se encuentran acoplada la instrumentación y actuadores, esta adaptada para brindar los torques requeridos a las articulaciones de la cadera y de la rodilla. La tabla 3.1 muestra los rangos de movimiento (*Range Of Motion* o ROM, por sus siglas en inglés) de las articulaciones del exoesqueleto AGoRA. Finalmente, el desarrollo de la estructura mecánica, es uno de los entregables del proyecto AGoRA desarrollado por los ingenieros mecánicos que hacen parte del proyecto. Por lo tanto, esta sección hace una breve descripción de la estructura del exoesqueleto, dado que es un factor relevante para la instrumentación y actuación del exoesqueleto AGoRA.

3.2 Sistema electrónico exoesqueleto AGoRA

Los exoesqueletos de miembro inferior entran en una categoría de la robótica vestible, donde la pHRI es uno de los factores importantes a tener en cuenta para el desarrollo este tipo de dispositivos [64], [100]. Con este propósito, el exoesqueleto AGoRA está equipado con un grupo de sensores que miden parámetros cinemáticos y cinéticos, los cuales son utilizados como realimentación al sistema de control del dispositivo [26].

Con una estructura definida para la medición de pHRI [107], se requiere brindar movimiento en las articulaciones del paciente, por medio de torques asistivos que potencializan el movimiento de las articulaciones de la cadera y la rodilla. Con este objetivo, un conjunto de actuadores (Figura 3.2a) hacen parte del *hardware* del exoesqueleto AGoRA [26]. Los actuadores se encuentran acoplados a la estructura y adaptados para poder cumplir con los requerimientos de fuerza y torque necesarios para el movimiento de la extremidad [77]. De esta manera, que busca brindar asistencia en el desarrollo de ADL.

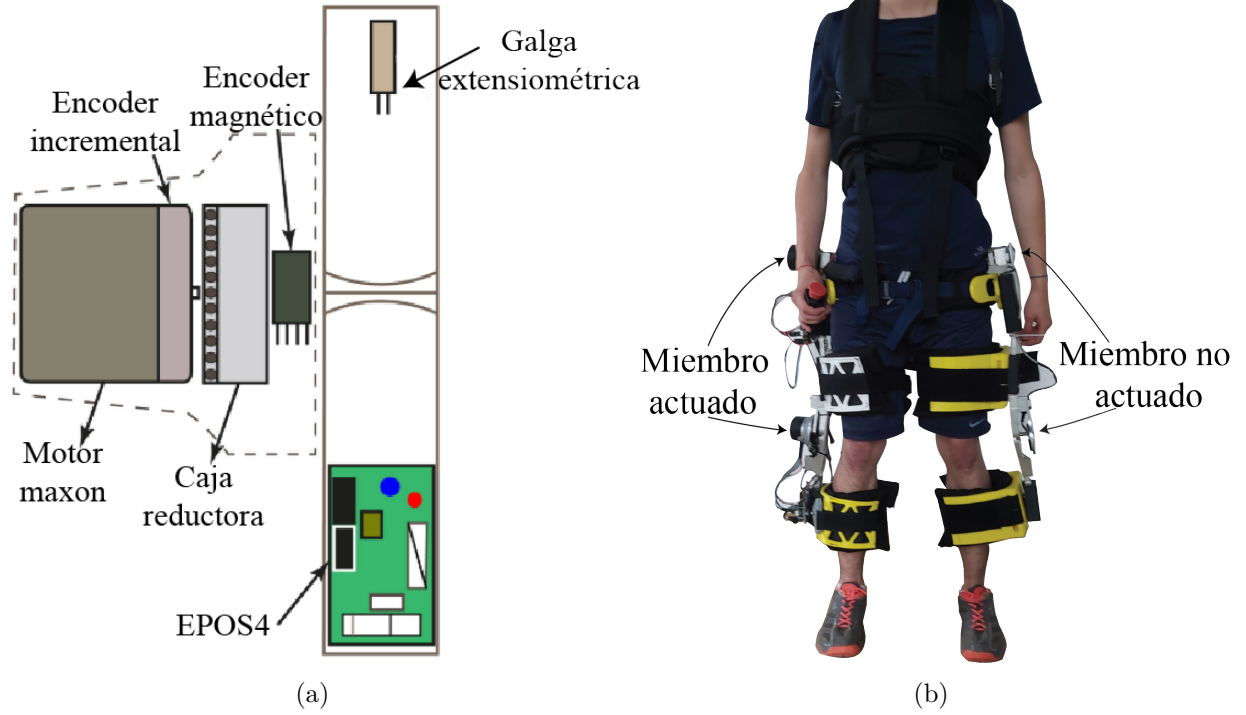


Figura 3.2: (a) Hardware de articulaciones del exoesqueleto AGoRA; (b) Exoesqueleto AGoRA.

Esta sección, presenta el *Hardware* implementado en el exoesqueleto de miembro inferior AGoRA. Este dispositivo cuenta con una fuente de energía para alimentar el sistema de actuación, conformado por motores eléctricos DC sin escobillas (EC-60 flat 408057, *Maxon Motor AG*, Switzerland), controlados por medio de *drivers* adquiridos al mismo proveedor llamadas EPOS4 (*Maxon Motors AG*, Switzerland). Adicionalmente, cajas reductoras de velocidad (CSD-20-160-2AGR, *Harmonic Drive LLC*, USA), son utilizadas para generar los torques necesarios en cada articulación. La instrumentación del exoesqueleto AGoRA, se compone por sensores de fuerza usados para estimar las pHRI. Sensores Inerciales IMU ubicados en la punta del pie del paciente cumplen la función de medir los parámetros cinemáticos. Los encoders incrementales y absolutos, permiten la obtención de parámetros cinemáticos de cada articulación del exoesqueleto AGoRA. Finalmente, el procesamiento y recolección de la información, es realizado por una RaspberryPi3 (Modelo B V 1.2, *Raspberry Pi Foundation*, Reino Unido).

3.2.1. Adquisición de parámetros cinéticos

la pHRI comprende la comunicación bidireccional entre el exoesqueleto y el paciente, donde variables como la fuerza generada por el sujeto, es percibida por el exoesqueleto de miembro inferior. Los valores estimados, son interpretados en términos de velocidad angular o perfiles de torque, que transmitidos a las articulaciones de la cadera y de la rodilla del exoesqueleto tal como se observa en la Figura 3.3.

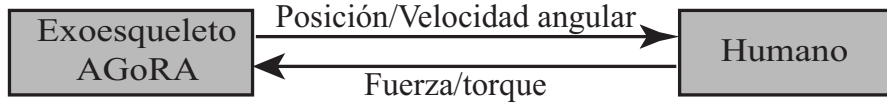


Figura 3.3: Variables que intervienen en la Interacción física Humano-Robot.

La estimación de las fuerzas de interacción entre los usuarios y los dispositivos de rehabilitación, se vuelve relevante para este tipo de aplicaciones. En este caso, los sensores resistivos se han utilizado en dispositivos robóticos como prótesis de miembro inferior y los exoesqueletos de miembro inferior [108], [109]. Por esta razón, el exoesqueleto AGoRA se encuentra instrumentado con galgas extensiométricas (632-180, RS Pro, UK), para estimar la fuerza aplicada por el paciente en cada eslabón de la estructura mecánica. La funcionalidad de estos sensores está basada en la deflexión de la barra telescópica, causada por la fuerza que aplica el paciente en el exoesqueleto.

El proceso para la estimación de la fuerza generada por el paciente, está compuesta por 5 fases mencionadas a continuación:

- **colocación de las galgas extensiométricas:** Esta fase comprende la ubicación de las galgas extensiométricas, en la estructura del exoesqueleto AGoRA. Se generaron simulaciones de la estructura mecánica del exoesqueleto AGoRA Por medio del software SolidWorks v.2018 (*SolidWorks*, USA). Los eslabones del exoesqueleto AGoRA, son sometidos a diversos torques aplicados en la parte distal de la pieza, con el propósito de encontrar una ubicación donde la deflexión del material pueda ser medida. Como resultado, en la Figura 3.4 se observa la ubicación de las galgas extensiométricas, en las barras telescópicas del muslo y la pierna del exoesqueleto AGoRA.

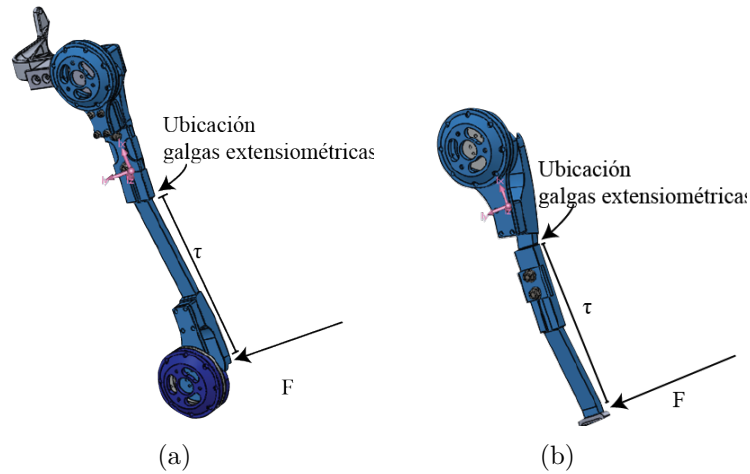


Figura 3.4: Ubicación de las galgas extensiométricas en los eslabones del exoesqueleto AGoRA; (a) Simulación del eslabón del muslo; (b) Simulación del eslabón de la pierna

- **Adaptación de la señal:** Sensores resistivos como las galgas, necesitan un proceso de adaptación que permita medir la deflexión del material en términos de voltaje. Para esto, es utilizada una configuración de medio puente de *Wheatstone*, esta configuración fue

seleccionada dado que no presenta variación de las mediciones a causa del incremento de temperatura [110].

- **Lectura y procesamiento de la señal:** Se procede con la conversión análogo digital (*Analog Digital converter* o ADC, por sus siglas en inglés), etapa de amplificación, filtrado y caracterización. El procesamiento de la señal, es realizado por medio de un módulo amplificación de celda de carga (HX711, Adafruit Industries, EEUU), conformado por un ADC de 24 bits, un amplificador de la señal por una ganancia G y un módulo de comunicación I2C. Posteriormente, la información es remitida a una RaspberryPi [111] a una frecuencia de muestreo de $40Hz$ definida de forma experimental. El proceso descrito, se puede visualizar en la Figura 3.4.

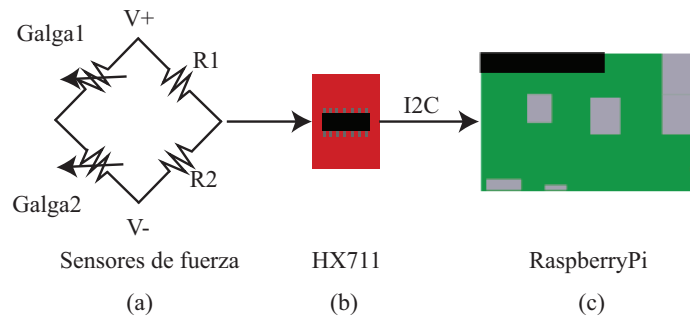


Figura 3.5: (a) Proceso de adquisición de la señal haciendo uso de medio puente de Weastone; (b) Adaptación y procesamiento de la señal por medio del módulo HX711; (C) Lectura y caracterización de la señal en la RaspberryPi.

- **Filtrado y caracterización de la señal:** Haciendo uso del módulo de procesamiento (RaspberryPi), la señal obtenida del proceso anterior, es procesada por un filtro de medias para evitar el análisis de valores atípicos. Finalmente, se realiza la caracterización de la señal, donde es calculado el comportamiento las galgas extensiométricas en la variación de la fuerza (Figura 3.6a). Para esta caracterización, son ejercidas fuerzas controladas por medio de pesas de 3 Kg , las cuales son ubicadas en los extremos de cada eslabón del exoesqueleto AGoRA. el montaje realizado y el resultado de la caracterización, se puede observar en la Figura 3.6.

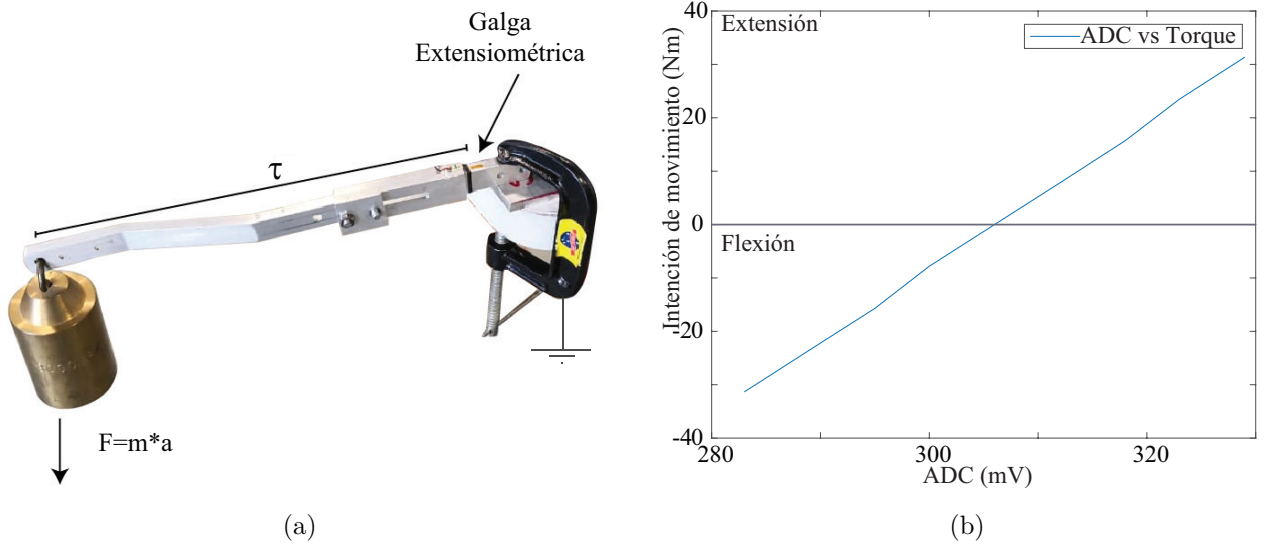


Figura 3.6: (a) Prueba ejecutadas para la caracterización de los sensores de fuerza; (b) Comportamiento de los sensores en respuesta a diferentes fuerzas aplicadas en la estructura.

los resultados obtenidos, muestran que el comportamiento de las fuerzas aplicadas a los eslabones, se asemejan a una función $\tau = mx + b$, donde la variable b es una variable calculada al inicializar la calibración de los sensores. La razón de cambio de torque con respecto a el valor mostrado por el ADC (mV), se maneja un valor próximo $1,62 \frac{Nm}{mV}$.

Finalmente, el exoesqueleto AGoRA hace uso de galgas extensiométricas, esto con el propósito de calcular la pHRI expresado en valores de torque. Teniendo acceso a estos valores, es posible implementar diversas estrategias de control, que permiten generar velocidades angulares para las articulaciones de la cadera y la rodilla, dependiendo de la pHRI estimada. De esta manera la cHRI es implementada, donde el paciente hace parte de la estrategia de control a ejecutar con el exoesqueleto AGoRA.

3.2.2. Adquisición parámetros cinemáticos

Algunos diseños de exoesqueletos de miembro inferior, hacen uso de metodologías aplicadas directamente a robots manipuladores [112]. El exoesqueleto AGoRA, es visto como un robot manipulador de 3 DOF conformado por tres articulaciones rotacionales. Esta configuración de articulaciones permiten el movimiento de flexión y extensión en la cadera y la rodilla y un movimiento de abducción y adducción en la cadera. Para aplicar la realimentación del sistema [84], [113], parámetros como la posición y velocidad angular son adquiridos para estos propósitos. el procesamiento de esta información permite estimar la eficacia de un exoesqueleto de miembro inferior como un dispositivo que asiste la ejecución de ADL. Esta sección contempla el proceso ejecutado para la adquisición de las variables cinemáticas con el exoesqueleto de miembro inferior AGoRA.

- **Encoders:** La adquisición de estos parámetros se hace por medio de encoders denominados transductores, ya que su función radica en la conversión de movimiento en señales eléctricas. Estos sensores permiten conocer la posición angular de las articulaciones del

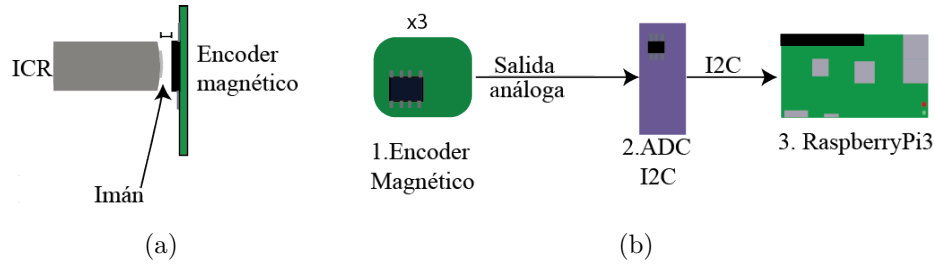


Figura 3.7: (a) Instalación de encoder magnéticos; (b) Adquisición de posición angular de encoders magnéticos.

exoesqueleto en el plano sagital. Actualmente, el exoesqueleto AGoRA, se encuentra instrumentado con dos tipos de encoders, el primero se encuentra ubicado en el interior del motor Maxon tal como se puede observar en la Figura 3.2a. El encoder de tipo incremental, ejecuta el conteo de vueltas del rotor el actuador. Sin embargo, los encoders incrementales no tienen configurado un valor de referencia inicial. Por esto, no es posible determinar un ángulo en 0° fijo, ya que este valor depende de la posición inicial en la que se ejecute el proceso de calibración de los sensores. Con el fin de obtener una medida de referencia de cada articulación, son implementados encoders magnéticos, ubicados en los ICR de cada articulación de la cadera y de la rodilla del exoesqueleto AGoRA.

Los encoders magnéticos absolutos (AS5600, ams AG, Austria), se encuentran acoplados directamente en la articulación del exoesqueleto AGoRA. En comparación con los encoders incrementales, los encoders absolutos poseen la funcionalidad de identificar un cero absoluto. El encoder absoluto esta conformado por un sensor de efecto Hall, cuya función es medir el campo magnético del imán instalado en las articulaciones de la cadera y de la rodilla. Posteriormente, para la lectura de este dato el encoder AS5600 posee un conversor Digital a análogo (*Digital Analog Converter* o DAC, por sus siglas en inglés), que entrega el valor del sensor de efecto Hall como un valor análogo. El valor análogo es entregado a un módulo ADC para envío de información por protocolo I2C (*Adafruit Industries ADS1115*, USA), para ser remitidos al módulo de procesamiento (RaspberryPi) a una frecuencia de muestreo de 40 Hz . Los encoders magnéticos, están implementados en las articulaciones de la cadera y de la rodilla de la extremidad izquierda y en la articulación de la rodilla de la extremidad derecha.

El comportamiento del encoder magnético con la variación de la posición angular de la articulación, es de tipo lineal ($\theta = mx + b$). Donde m equivalente a 0.01371 , indica la razón de cambio de la posición angular con respecto al valor entregado por el encoder magnético. El valor de b depende del campo magnético medido por el encoder en la posición angular 0° para las articulaciones de la cadera y de la rodilla.

En conclusión, la adquisición de parámetros cinemáticos, como la posición angular de las articulaciones de la cadera y de la rodilla, son parámetros relevantes para el desarrollo de estrategias de control teniendo en cuenta la pHRI. Adicionalmente, la ubicación y colocación de la instrumentación para adquirir la posición angular, permite obtener el valor directamente en la articulación del exoesqueleto de miembro inferior. De esta manera, es definido un sistema de referencia que para cada articulación en un valor de 0° absoluto.

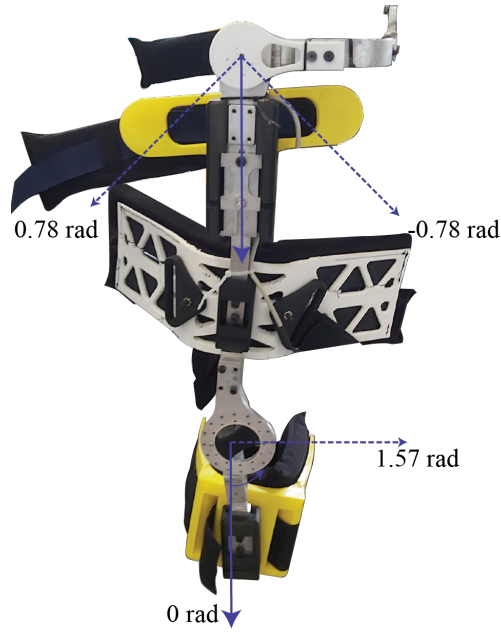


Figura 3.8: Orientación posición angular de la extremidad pasiva en la articulación de la cadera y de la rodilla exoesqueleto AGoRA

- **Sensores inerciales IMU:** Los sensores ambulatorios como los sensores de Unidad de medida Inercial IMU, son dispositivos que permiten la medición de parámetros cinemáticos, por medio del monitoreo del movimiento del cuerpo de una persona [114]. Este tipo de herramientas son aplicadas para el control y realimentación, tanto al paciente como para el profesional de la salud a cargo. Con esta realimentación, es posible incrementar la participación del paciente en las sesiones de terapia [114]. Diversas ADL son monitoreadas por sensores IMU [115]-[117], para brindar realimentación a los terapeutas [91] y plantear estrategias de mejora en el desarrollo de estas actividades. Adicionalmente, estos sensores han sido utilizados dentro de estrategias de control para el reconocimiento en tiempo real de diversas ADL. De esta manera, es posible definir un nivel de asistencia en diversos dispositivos robóticos de asistencia y rehabilitación [27].

Los sensores IMU son sensores no invasivos de rápida colocación en el cuerpo del paciente. Este se encuentra conformado por tres tipos de sensores tales como giróscopos, acelerómetros y magnetómetros, los cuales que permiten la medición de parámetros cinemáticos directamente en el cuerpo del paciente. El exoesqueleto AGoRA, utiliza este tipo de herramientas en la implementación de estrategias de *Machine Learning* [27], para la detección de ADL como la marcha. De esta manera, se generan los torques de asistencia requeridas, para cada una de las fases de la marcha por medio del exoesqueleto AGoRA.

El sensor IMU (BNO055, BOSCH, Alemania) es el dispositivo usado para instrumentar al paciente de manera no invasiva. Este posee 9 DOF correspondientes a los tres ejes coordenados (x, y, z) de giróscopo, magnetómetro y acelerómetro. Utiliza protocolo I2C para la transmisión de los datos a la RaspberryPi. se maneja una frecuencia de muestreo de

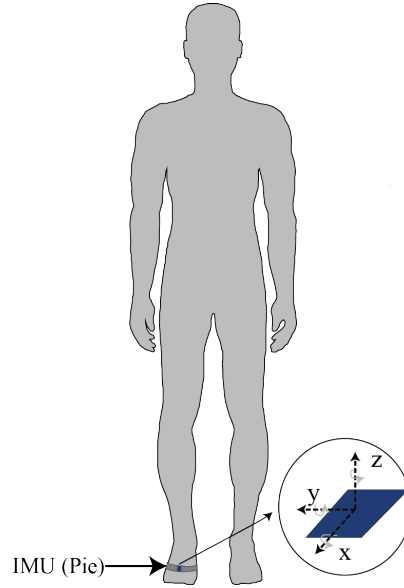


Figura 3.9: Ubicación de los sensores IMU para detección de fases de la marcha.

la información configurada para $100Hz$, la cual es considerada una frecuencia adecuada para la captura de estos parámetros en el uso de sensores IMU[118]. Para esta aplicación, el sensor IMU es ubicado en el lado dorsal del pie, para la identificación de las fases de la marcha descritas en [27]. La Figura 3.9 indica la ubicación del sensor IMU en el cuerpo del paciente.

3.2.3. Módulo de alimentación exoesqueleto AGoRA

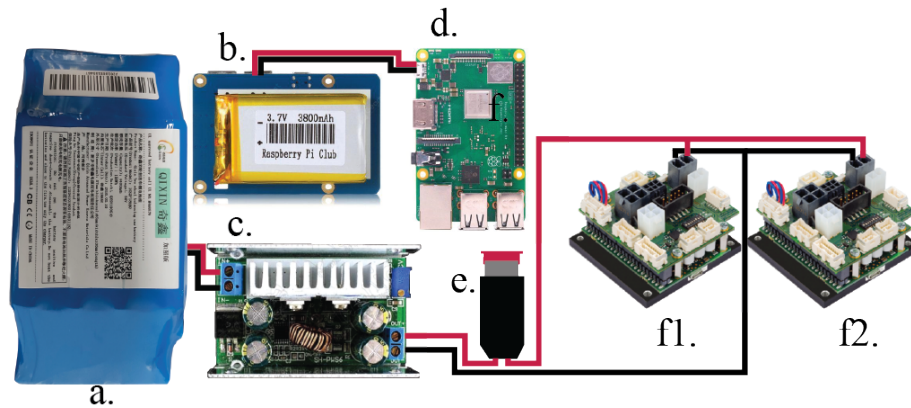


Figura 3.10: Sistema de alimentación exoesqueleto AGoRA; a. Batería ion Litio 36V; b. Batería 3.7V; c. Convertor de Voltaje DC-DC 36V-24V a 200W; d. RaspberryPi; e. Botón de emergencia alimentación motores; f1 y f2. Drivers EPOS4.

El exoesqueleto AGoRA por ser un dispositivo vestible y portátil, cuenta con un módulo de alimentación situado en el espaldar del paciente. La alimentación de los dos *drivers* EPOS4, usados para el control de los motores eléctricos, están soportadas por una batería de ion Litio de 36 V a 4.4 Ah con un peso de 960 gr. Dado que los *drivers* EPOS4 son alimentados con 24 V, es utilizado un conversor DC-DC con una corriente máxima de 10 Ah, que permite regular el voltaje a lo requerido por la EPOS4. El sistema cuenta con un botón mecánico acoplado a la alimentación directa a los actuadores, con el propósito de abrir el circuito de alimentación en caso de ser necesario. La alimentación de la instrumentación del exoesqueleto y la RaspberryPi, está soportada por una batería LiPo de 3.7 V a 3.8 Ah, la cual que tiene una duración de 2 Hrs. Este modulo alimenta una RaspberryPi (800 mAh), además de los sensores utilizados, donde cada uno de los sensores requiere 5 mAh a 3.3 V. Finalmente, la alimentación de los actuadores se maneja de forma independiente, esto se realiza para evitar corrientes de retorno, que afecten el funcionamiento de la instrumentación y del módulo de procesamiento (RaspberryPi).

3.2.4. Estructura de actuación

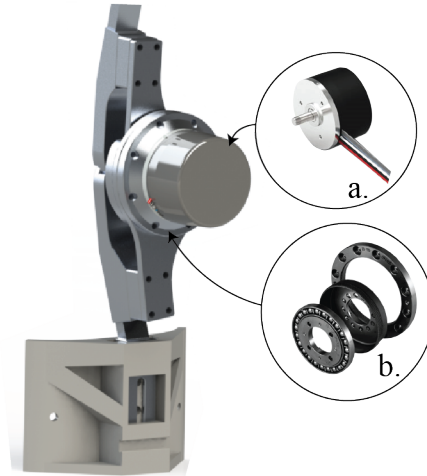


Figura 3.11: a. Motor Maxon (EC-60 flat 408057, *Maxon Motor AG*, Suiza); b. Caja reductora de velocidad (CSD-20-160-2AGR, *Harmonic Drive LLC*, EEUU); sistema de actuación acoplado a la articulación de rodilla exoesqueleto AGoRA.

Diversas alternativas han sido presentadas en la literatura, caracterizando diferentes tipos de actuadores acoplados a las articulaciones de miembro inferior, esto con el fin de aplicar el concepto de pHRI [70], [88], [119]. Actuadores como los SEA, que cumple con la función de desacoplar la articulación del exoesqueleto con el motor, permite el movimiento a voluntad del paciente. Al mismo tiempo, el actuador puede transmitir las fuerzas o torques en la articulación, para asistir o corregir el movimiento. Los actuadores con estas características son denominados actuadores flexible o *backdrivable* [120], [121].

Para el exoesqueleto AGoRA, se ha hecho uso de diversas herramientas para obtener poder generar torques asistivos en las diversas ADL. Con este objetivo, el exoesqueleto AGoRA tiene

implementados motores eléctricos DC sin escobillas (EC-60 flat 408057, *Maxon Motor AG*, Suiza), el cual puede entregar un torque nominal de 0.228 Nm , alcanzando un máximo de 6000 rpm o $628,318\text{ rad/s}$ [122]. Teniendo como referencia los valores de torque generados para brindar asistencia por medio de exoesqueletos $50\text{-}80\text{ (Nm)}$ [75], [123], el sistema de actuación es complementado con una caja reductora de velocidad (CSD-20-160-2AGR, *Harmonic Drive LLC*, EEUU) con una relación de $160:1$. Como resultado, son generados torques de 35 Nm nominal y 180 Nm de torque pico, con una velocidad angular de 37.5 rpm o $3,92\text{ rad/s}$, los torques y velocidad angular similares a [67]. En la Figura 3.11 se muestra el acople del sistema de actuación en la articulación de rodilla del exoesqueleto AGoRA.

3.3 Arquitectura de software exoesqueleto AGoRA

Como se ha mencionado, el exoesqueleto AGoRA es un dispositivo robótico donde su entorno de trabajo esta basado en la pHRI. Con este propósito, es requerido una plataforma de software que permita la integración de la instrumentación aplicada y del sistema de actuación. Para esto, se hace uso de plataformas abiertas para el desarrollo, implementación y que sea compatible con la herramienta de procesamiento utilizada como la RaspberryPi3 (Modelo B V 1.2, *Raspberry Pi Foundation*, Reino Unido). Esta configuración, es complementada con el sistema operativo *Debian/Linux* (Versión Buster, Software libre).

Bajo esos requisitos, ROS (*Robot Operating System*) una plataforma abierta, es definido como un meta-sistema operativo para el diseño de robots. Brinda herramientas al desarrollador tales como el reconocimiento de dispositivos externos [124], desarrollo de diversos procesos manejando diversos lenguajes de programación, servicio de teleoperación [125], entre todos servicios [126]. ROS es uno de los meta-sistemas mas utilizados para el desarrollo de plataformas robóticas [127], [128], el cual ha sido denominado como un gestor de mensajes, ya que permite ejecutar diversos procesos desarrollados en distintos lenguajes (C++, Python). Estos programas se comunican entre si por medio de mensajes, donde el módulo encargado de la coordinacion de esta información, es denominado como *ROS MASTER* [125]. De esta manera, el *ROS Master* realiza la gestión de estos mensajes cargados en el *topic*, para que estos puedan ser consultados por el proceso que los requiera. Así, el proceso que ejecuta diversas funciones se denomina nodo, el nodo que sube la información a un *topic* se le denomina publicador y el nodo que consulta la información del *Topic* es denominado suscriptor. Finalmente, la construcción de un conjunto de nodos ejecutados con un solo propósito conforman un paquete cuya cabecera eta especificada en un CMakeList.txt.

Haciendo uso de ROS, la estructura de software del exoesqueleto AGoRA se encuentra conformada por un Meta-paquete denominado *agora_exo*. El Meta-paquete está conformado por diversos paquetes de los que se hará una descripción a continuación:

- *exo_msgs*: Paquete implementado en la definición de los diferentes tipos de mensajes personalizados. Estos son utilizados para cada uno de los nodos encargados de publicar información recolectada, por medio de la instrumentación implementada en el exoesqueleto de miembro inferior.
- *exo_util*: Paquete que contiene diversos nodos para el reconocimiento, caracterización y lectura de cada uno de los sensores y actuadores implementados en el exoesqueleto.

- *exo_hw_interface*: Paquete enfocado en la implementación de control de intermedio y alto nivel, definido para la asistencia en ADL como la marcha.
- *exo_gait_phase_det*: Paquete desarrollado para el entrenamiento y reconocimiento de cada una de las fases de la marcha, por medio del uso de sensores IMU [27].
- *epos_library*: Paquete con la función de reconocimiento de la librería brindada por el proveedor de los *drivers*, utilizados para el control de los motores Maxon.

la estructura de los paquetes de ROS que componen al exoesqueleto AGoRA mencionado, se encuentran organizados tal como se muestra en al Figura 3.13

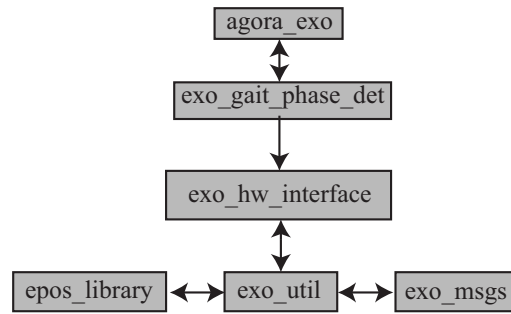


Figura 3.12: Estructura de *software* del exoesqueleto AGoRA en el meta-sistema ROS

Definida la estructura del exoesqueleto AGoRA en el meta-sistema ROS, se especifica que el sistema operativo instalado en una RaspberryPi 3 Modelo V 1.2 corresponde a Raspbian Buster. Posteriormente, es instalado el meta-sistema operativo ROS versión *Melodic*. De esta manera, la tarjeta principal de recolección de los datos, es aquella que comanda los dos motores que actúan la extremidad derecha del exoesqueleto de miembro inferior AGoRA. El protocolo USB (*Universal Serial Bus*), es el utilizado para la comunicación entre la RaspberryPi3 y el *driver* EPOS4 principal. Posteriormente, el protocolo CAN (*Controller Area Network*) permite la comunicación entre los *driver* de la cadera y de la rodilla. La Figura 3.13 muestra el esquema de comunicación del exoesqueleto AGoRA que se menciona. Cada *driver* es identificado por un ID, donde la tarjeta ubicada en la cadera es la tarjeta master identificada con el *ID01* y la situada en la rodilla es nombrada la tarjeta esclavo *ID02*. La frecuencia de muestreo manejada con cada uno de los actuadores y la RaspberryPi es de $40Hz$.

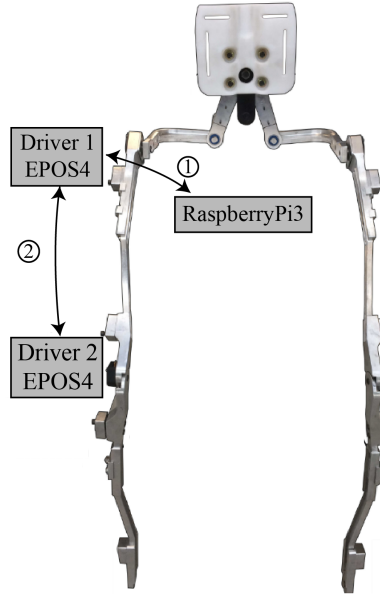


Figura 3.13: Protocolo de comunicación AGoRA; (1)Protocolo USB; (2) Protocolo CAN

3.4 Actuación

Las enfermedades neurológicas, afectan en gran medida el control motor de los miembros inferiores, principalmente áreas del cerebro como la corteza motora o la sensorial [129]. Sin embargo, una propiedad como la neuroplasticidad, puede llevarse a cabo haciendo uso de exoesqueletos activos de miembro inferior [130], tal como los mostrados en la sección 2.6. De esta manera, el concepto de pHRI se vuelve fundamental para este proceso, el cual es aplicado haciendo uso de actuadores como MACCEPA [70] que permiten el movimiento del paciente. Igualmente, actuadores diseñados para dispositivos como Myosuit [82], ALTACRO [70] o LOPES [75], generan torques asistivos para compensar los movimientos de la articulación. Adicionalmente dan la posibilidad al paciente de realizar movimientos voluntarios en su extremidad sin presentar restricciones por parte del dispositivo. Por medio de estas dos funcionalidades, estos exoesqueletos permiten y asisten el desarrollo de movimientos de la extremidad inferior semejantes a los generados por una persona sin patologías asociadas a la marcha. Para cumplir con este objetivo, los actuadores de estos dispositivos hacen uso de diversas metodologías para asemejar su desempeño al funcionamiento de los músculos de las extremidades inferiores del cuerpo humano. La literatura reportada, muestra una aproximación biomecánica de un músculo, equivalente a un elemento que maneja una rigidez variable [131], o un elemento compuesto por una rigidez y un componente amortiguador en paralelo [132]. Actuadores como el MACCEPA [72] implementado en el exoesqueleto ALTACRO [70], han replicado este concepto de pHRI para la ejecución de ADL como la marcha.

El sistema masa resorte amortiguador, es el modelo que mas se asemeja al funcionamiento del músculo del cuerpo humano. Este fue presentado en el año 1984, como un concepto para aplicar en el campo de la robótica, enfocado a la interacción entre el entorno y el robot [133]. De tal forma que, un robot manipulador tendría la capacidad de adaptarse al entorno, usando estrategias de control diferentes a perfiles de posición angular o controladores de fuerza.

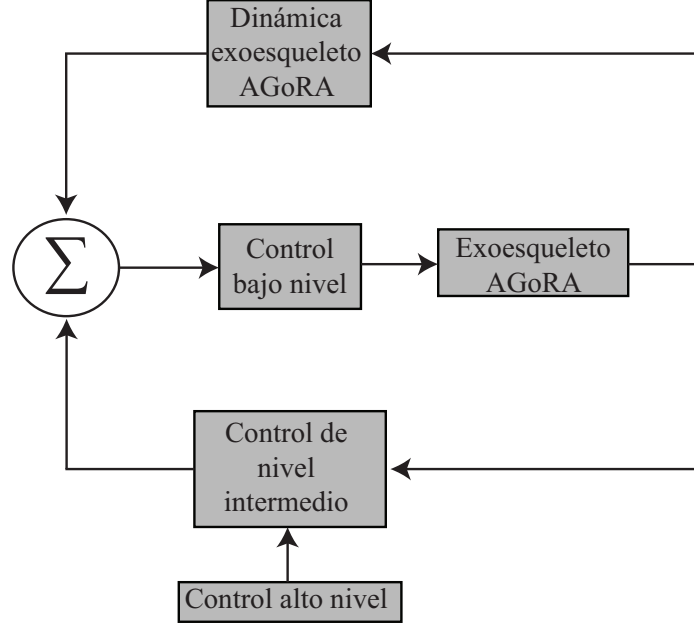


Figura 3.14: Esquema de control del exoesqueleto AGoRA.

Teniendo la instrumentación mencionada en la sección 3.2.1, el exoesqueleto AGoRA implementa el concepto del modelo biomecánico del músculo. Este es interpretado como un sistema masa resorte amortiguador e implementado en las articulaciones de la cadera y de la rodilla. Como resultado, se hace posible la aplicación de diversas estrategias de control basadas en la pHRI. En complemento, es generada la realimentación al sistema utilizando la posición angular, la aceleración angular capturada por los sensores IMU (sección 3.2.2) [27] y la obtención de las fuerzas y torques generadas por el paciente. Esta sección presenta el sistema de actuación enfocado en las diversas estrategias de control nombradas: control de bajo nivel, control de nivel intermedio y control de alto nivel tal como se muestra en la Figura 3.14.

3.4.1. Dinámica exoesqueleto AGoRA

Algunos de los exoesqueletos, incluyen sistemas enfocados en la compensación de torques requeridos, para generar movimiento en cada articulación. Esto con el fin de compensar un torque calculado producto de la estructura mecánica, actuadores y cajas reductoras que tiene el exoesqueleto AGoRA. Este sistema recibe el nombre del diseño del modelo dinámico del robot o módulo de compensación [134]. El cálculo de este parámetro, tiene en cuenta las características del dispositivo tales como: la masa de una articulación y eslabón; la longitud de cada barra telescópica del exoesqueleto en muslo y pierna; y la posición angular de cada articulación. Cada una de ellas serán detalladas mas adelante.

$$\tau = \overbrace{M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + F(\dot{q}) + G(q)}^{\text{Compensación}} \quad (3.1)$$

La ecuación 3.1 es lo que se define como el modelo dinámico implementado para el exoesqueleto de miembro inferior AGoRA; M corresponde a los momentos de inercia presentados para

cada articulación y los eslabones del exoesqueleto [134], [135]; C corresponde a las fuerzas centrífugas que se presentan en cada eslabón del exoesqueleto; F representa las fuerzas de fricción [135], mejor conocida como fricción estática; G corresponde a la fuerza generada por la gravedad [134], [136]; finalmente, las variables $q, \dot{q}, \ddot{q}$ equivalen a posición angular, velocidad angular y aceleración angular. Como resultado del módulo de compensación, se obtiene un torque aplicado en términos de Nm .

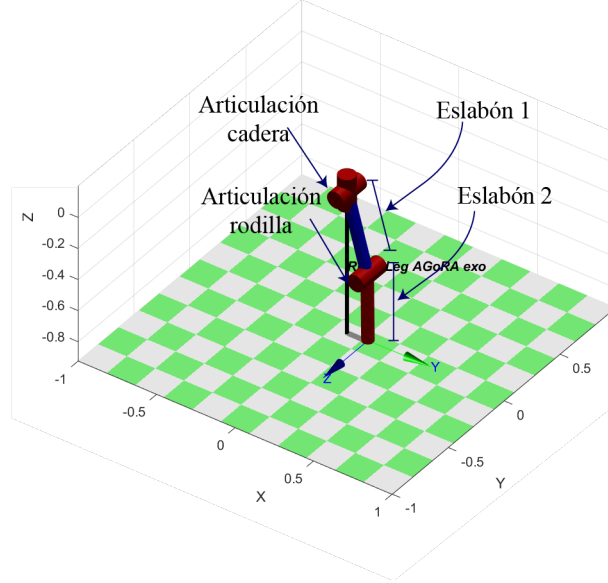


Figura 3.15: Extremidad derecha exoesqueleto AGoRA simulada desde Matlab (MATLAB V.2018a, *PeterCorke tool.*)[135]

A continuación, se definen cada uno de los parámetros descritos en la ecuación 3.1 de forma matemática. La Figura 3.15 identifica las partes básicas del exoesqueleto, donde la sección comprendida entre la articulación de la cadera y de la rodilla es denominada eslabón 1, la barra telescópica que se encuentra comprendida por la articulación de rodilla se denomina eslabón 2 (Figura 3.15).

- **Matriz momento de inercia:** Esta matriz comprende la fuerza o torque requerido para superar la inercia de cada sección del exoesqueleto AGoRA, este parámetro se encuentra definido de la siguiente forma:

$$M(q) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

donde:

$$M_{11}(q) = m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_1 + I_2 \quad (3.3)$$

$$M_{12}(q) = m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 \quad (3.4)$$

$$M_{21}(q) = m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 \quad (3.5)$$

$$M_{22}(q) = m_2 l_{c2}^2 + I_2 \quad (3.6)$$

De tal manera que m_1 representa la masa de la articulación de la cadera y el eslabón 1; m_2 equivale a la masa de la articulación de la rodilla y el eslabón 2; L_{c1} y L_{c2} corresponden al centro de gravedad del eslabón 1 y eslabón 2 respectivamente; q_2 equivale a la posición angular de la articulación de rodilla; l_1 y l_2 corresponden a la distancia desde el punto de referencia del eslabón hasta el punto donde se ejerce una fuerza para poder romper la inercia de articulación; finalmente, I_1 e I_2 equivalen a los momentos e inercia de cada eslabón definida como ml^2 para su respectiva sección [134], [136], [137].

- **Torque de fricción:** Se identifica como el torque requerido para poder poner en movimiento la articulación de la cadera y de la rodilla del exoesqueleto AGoRA. Una apropiada definición a esto es la fricción de coulomb, la cual define la fuerza o torque necesario para generar movimiento en el motor. Para este caso, se toma el torque que se requiere para romper la inercia de las cajas reductoras. Acorde al *datasheet* de la caja reductora de velocidad, este valor se aproxima a 6 Nm [138]. Por lo tanto, un valor inferior a los 6 Nm indicados por el *datasheet*, no será el torque requerido para generar movimiento en las articulaciones. El desempeño de torque del motor (τ (Nm)) vs velocidad angular (V (rad/s)) se muestra en la Figura 3.16.

$$B_m = \frac{k_m I_0}{\dot{\theta}_m N} = 0,000498 Nm \frac{s}{rad} \quad (3.7)$$

La fricción viscosa del motor B_m [139] definida en la ecuación 3.7 se encuentra definida por k_m que corresponde al torque nominal 53.4 ($\frac{mNm}{A}$); $\dot{\theta}_m N$ es igual a la velocidad angular nominal del motor sin carga 445.058 ($\frac{rad}{s}$); y I_0 corresponde a la corriente del motor sin carga (419 mA)[122]

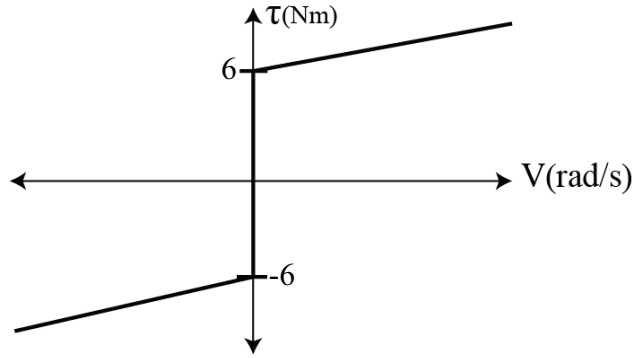


Figura 3.16: Fricción de Coulomb donde F_{max} es equivalente al valor de 6Nm requeridos para generar movimiento en las articulaciones.

Finamente, la expresión que rige el comportamiento del parámetro de fricción corresponde a:

$$F = \begin{cases} F_c \text{sgn}(\dot{q}) + \sigma \dot{q}, & \dot{q} \neq 0 \\ T_m, & (|T_m| < F_s) \ \& \ (\dot{q} = 0) \\ F_s, & (|T_m| \geq F_s) \ \& \ (\dot{q} = 0) \end{cases} \quad (3.8)$$

Donde F_c corresponde a la fricción de Coulomb; $\dot{q}$ la velocidad angular de cada articulación; σ corresponde al factor de amortiguamiento que se menciona mas adelante; y T_m corresponde al torque requerido para generar movimiento en la articulación.

- **Gravedad** [135], [140]: Presentado como el torque resultante de aplicar una aceleración angular sobre una masa del eslabón 1 y el eslabón 2 del exoesqueleto AGoRA, el torque resultante esta dado por la siguiente ecuación:

$$\begin{bmatrix} g_1(q) \\ g_2(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} [m_1 l_{c1} + m_2 l_1] g \text{sen}(q_1) + m_2 g l_{c2} \text{sen}(q_1 + q_2) \\ m_2 g l_{c2} \text{sen}(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Donde m_1 m_2 corresponden a los valores de las masas de cada eslabón actuado del exoesqueleto AGoRA; g equivale a la aceleración de la gravedad igual a $9,8m/s^2$; q_1 y q_2 corresponden a la posición angular de articulación de la cadera y de la rodilla respectivamente.

- **matriz de torques centrípetos:** [135], [136] Que en este caso se genera como un torque, este parámetro se presenta en cada una de las articulaciones en movimiento, se expresa de la siguiente forma:

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

donde:

$$C_{11} = -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \quad (3.11)$$

$$C_{12} = -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) [\dot{q}_1 + \dot{q}_2] \quad (3.12)$$

$$C_{21} = m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \quad (3.13)$$

$$C_{22} = 0 \quad (3.14)$$

Donde $\dot{q}_1$ y $\dot{q}_2$ corresponden a las velocidades angulares de cada articulación.

Teniendo conocimiento de cada uno de estos parámetros, es posible realizar un control motor eficiente. El torque total (ecuación 3.1) permite realizar un control de bajo y de nivel intermedio de tal forma que los momentos de inercia, torques de fricción, torques centrípetos y gravedad puedan ser compensados. Finalmente, los valores de m , l , l_c correspondientes al exoesqueleto AGoRA son los siguientes:

Sección Exoesqueleto AGoRA	m (kg)	l (m)	l_c (m)
Eslabón1			
(articulación de la cadera y barra telescópica paralela al muslo)	2.13	0.498	0.142
Eslabón2			
(articulación de la rodilla y barra telescópica paralela a la pierna)	1.09	0.418	0.256

Tabla 3.2: Valores de masa longitud y centro de masa exoesqueleto AGoRA

3.4.2. Controladores bajo nivel

Controladores aplicados directamente a los motores Maxon que se encuentran en articulación de la cadera y de la rodilla, están enfocados en la implementación de controladores PID de posición, velocidad y torque (corriente). Las estrategias utilizadas en el exoesqueleto para aplicar la pHRI, están basadas en controladores de velocidad y torque aplicados para cada uno de las articulaciones actuadas del exoesqueleto. Esta sección tiene como propósito, detallar el funcionamiento de estos controladores aplicados a los motores Maxon. Para su implementación, se hace uso de los *drivers* EPOS4 que se encuentran conectados directamente a los motores.

3.4.2.1 Estructura de control motores Maxon/EPOS4

Los *drivers* EPOS 4 poseen funcionalidades habilitadas para configuración y uso del usuario en distintas aplicaciones. Los motores Maxon utilizados (EC-60 flat 408057, *Maxon Motor AG*, como se mencionó en la sección 3.2.4, se encuentran equipados con encoders incrementales que se encuentran y sensores de efecto Hall. Los *drivers* EPOS4 tienen una configuración de 3 controladores en lazo cerrado que permiten el desarrollo e implementación de una parte del control de nivel intermedio. Su estructura esta principalmente enfocada en un controlador de corriente con el cual están desarrollados un controlador de posición y control de velocidad de acuerdo a la configuración seleccionada para la operación de los motores. La Figura 3.17 muestra la estructura básica de control que el proveedor Maxon brinda para el control de bajo nivel de los motores utilizados en el exoesqueleto AGoRA [141].

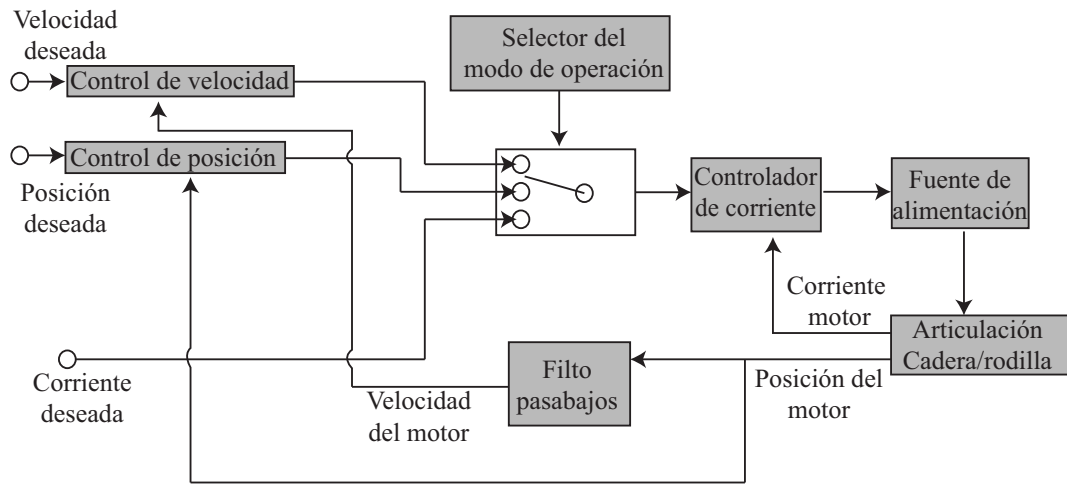


Figura 3.17: Estructura de control configurada en la EPOS4.

A continuación, se hace una descripción de los controladores de torque (controlador de corriente) y controlador de velocidad utilizados en el desarrollo de las estrategias de control del exoesqueleto AGoRA.

- **Controlador de Corriente:** Utilizado para aplicar control de fuerza o torque, este controlador de corriente esta conformado por un controlador PI con un periodo de muestreo de 0.04 ms . La configuración de las constantes $K_P = \frac{mV}{A}$ y $K_I = \frac{mV}{A \cdot ms}$, se llevan a cabo por la aplicación *EPOS Studio* (*Maxon Motors*, V 3.2) haciendo uso del *Driver* EPOS4 conectados a la articulación actuada. Se realizan pruebas configuradas en el software del proveedor para el cálculo de la respuesta del sistema. Esta respuesta es obtenida haciendo uso de los sensores de efecto *Hall*, una señal de excitación al sistema tipo Chirp y una función paso [141]. La Figura 3.18 muestra el esquema del controlador de corriente configurado internamente en los drivers EPOS4.

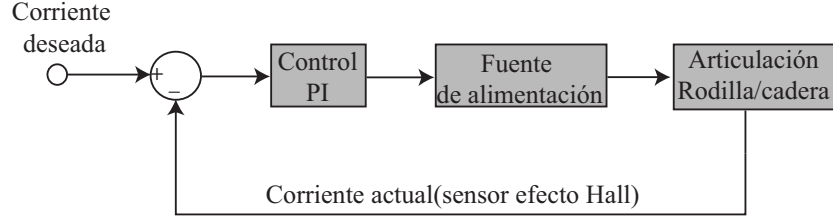


Figura 3.18: Esquema controlador de corriente EPOS4 utilizado para control de torque.

La relación de las constantes PI configuradas con valores en las unidades del Sistema Internacional (SI), están contempladas bajo los siguientes parámetros:

$$K_{P_SI} = 0,001K_{P_EPOS4} \quad (3.15)$$

$$K_{I_SI} = K_{I_EPOS4} \quad (3.16)$$

Donde K_{P_SI} y K_{I_SI} corresponde al valor de la constante proporcional P e integrador I expresada en las unidades del SI; K_{P_EPOS4} y K_{I_EPOS4} equivale a las constantes encontrada por medio del software *EPOS studio*. Finalmente, la función de transferencia del controlador se encuentra definido de la siguiente forma:

$$C_{current}(s) = K_{P_SI} + \frac{K_{i_SI}}{s} \quad (3.17)$$

- **Controlador de velocidad:** Este es un sistema realimentado por medio de la posición angular y corriente usados para el cálculo del error del sistema. El periodo de muestreo de este controlador es de $0,4ms$. Utiliza principalmente un controlador PI , donde la configuración de las constantes $K_P = \frac{mA \cdot S}{rad}$ y $K_I = \frac{mA}{rad}$ se llevan a cabo por la aplicación *EPOS Studio*. Para este procedimiento, el *Driver* EPOS4 es conectado al motor y acoplado a la estructura mecánica. Se realizan pruebas configuradas en el software del proveedor, enfocadas en el cálculo de la respuesta del sistema. Para la implementación de esta prueba, son utilizados los sensores de efecto *Hall*, la respuesta al sistema a una señal tipo Chirp y una función paso [141]. El controlador de velocidad integrado en los *drivers* EPOS4 se encuentra contemplado tal como se muestra en la figura a continuación:

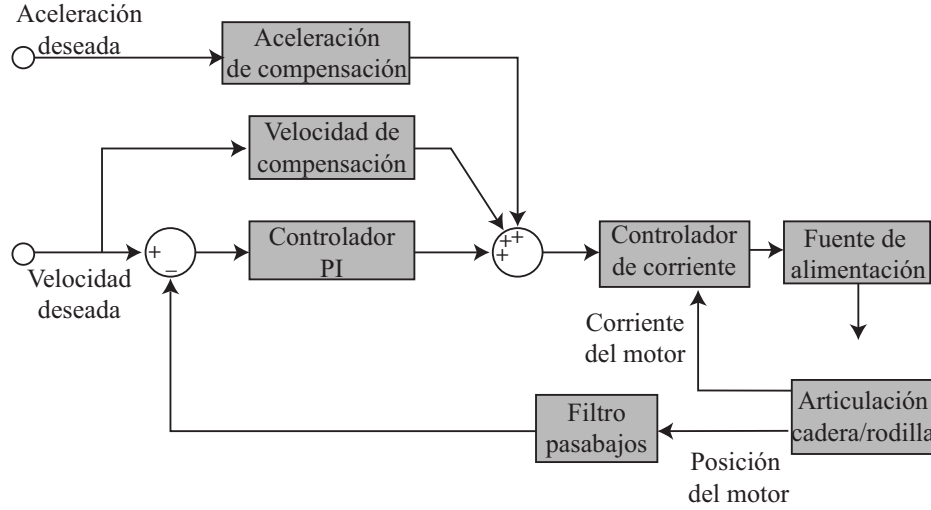


Figura 3.19: Esquema del control de velocidad dependiente de un controlador de corriente.

El valor de las constantes PI encontradas se expresan en términos de las unidades del SI de la siguiente forma:

$$K_{P\omega_SI} = 0,001 * K_{p\omega_EPOS4} \quad (3.18)$$

$$K_{I\omega_SI} = 0,001 * K_{I\omega_EPOS4} \quad (3.19)$$

Donde $K_{P\omega_SI}$ y $K_{I\omega_SI}$ corresponde al valor de la contante proporcional P e integrador I expresada en las unidades del SI; $K_{p\omega_EPOS4}$ y $K_{I\omega_EPOS4}$ equivale a las constantes encontrada por medio del software *EPOS studio*. La función de transferencia del controlador se encuentra definido en la ecuación 3.20. Finalmente, el sistema se cuenta con un filtro pasa bajos el cual tiene como entrada la posición angular del motor.

$$C_{vel}(s) = K_{p\omega_SI} + \frac{K_{I\omega_SI}}{s} \quad (3.20)$$

3.4.3. Controladores de nivel intermedio

Tal como se menciona en la sección 3.4, un sistema masa resorte amortiguador es el concepto aplicado en las articulaciones de dispositivos robóticos, cuya función principal esté enfocada en la pHRI [133]. De tal forma que, en el exoesqueleto AGoRA aplica este concepto para la rehabilitación de personas con enfermedades neurológicas como un ACV. La implementación del sistema masa resorte amortiguador en las articulaciones de la rodilla y la cadera, tienen como propósito asemejar el modelo biomecánico de un músculo humano. Actualmente, la literatura expone al músculo humano como un componente conformado por un elemento elástico como un resorte, en paralelo con un elemento viscoso representado por un amortiguador [132], [133], [142]. Con este concepto aplicado en los actuadores de la rodilla y la cadera para asemejar el músculo humano [142], se hace posible brindar asistencia al miembro actuado por medio de torques calculados. Adicionalmente, se da la posibilidad de permitir el movimiento a voluntad del paciente sin que el exoesqueleto de miembro inferior limite estas intenciones de movimiento. Esta sección comprende la definición del sistema masa resorte amortiguador aplicado para el desarrollo de las estrategias de nivel intermedio en el exoesqueleto AGoRA.

3.4.3.1 Sistema masa resorte amortiguador

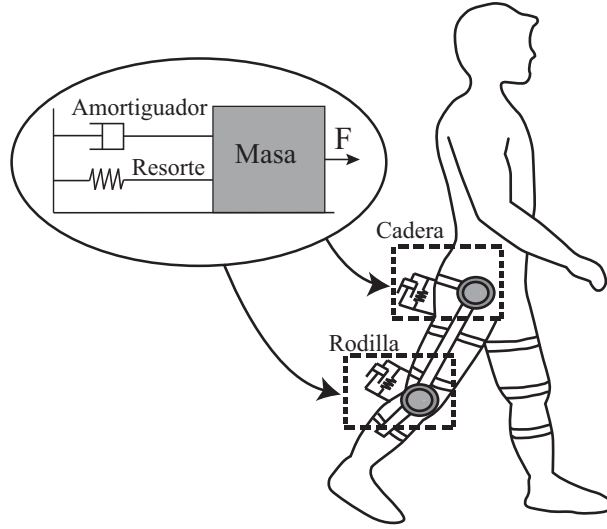


Figura 3.20: Sistema masa resorte amortiguador implementado en articulaciones del exoesqueleto AGoRA.

El sistema masa resorte amortiguador, se encuentra conformado principalmente por un elemento resorte y un elemento amortiguador. El elemento resorte se denomina como un componente restaurador de fuerza. Este elemento actúa dependiendo de la elongación, multiplicado con la constante de elasticidad del resorte, se obtiene como resultado una fuerza aplicada a la articulación *Hooke*. Por otro lado, un elemento retardador es requerido con el fin de disminuir las oscilaciones del sistema generadas por el elemento resorte. Para este objetivo, es implementado un elemento amortiguador con el que se hace posible brindar una rigidez al sistema. Su funcionamiento contempla el uso de parámetros como la velocidad lineal del sistema, multiplicado con una constante de viscosidad característico de un amortiguador, obteniendo como resultado una fuerza retardadora a la fuerza generada por el elemento resorte [143]. Para dispositivos enfocados a la rehabilitación como el exoesqueleto AGoRA, este sistema es implementado en las articulaciones de la cadera y de la rodilla tal como se observa en la Figura 3.20. De tal forma que el elemento resorte, actúa como un módulo que entrega una fuerza a la articulación, mientras que el elemento amortiguador genera rigidez al sistema. Lo mencionado hace referencia al modelo utilizado para la implementación de un controlador de impedancia (explicado en la sección 3.4.3.3) propuesto en el año 1984 [133], este tenía como propósito establecer una comunicación entre el robot manipulador y el entorno en el que este se desempeñaba haciendo uso de fuerzas. Posteriormente, fue implementado para aplicar el concepto de pHRI para exoesqueletos de miembro inferior [20], [144]. El exoesqueleto AGoRA no contempla en su estructura de *Hardware* un sistema resorte amortiguador físico en cada articulación. Por lo tanto, la implementación de este sistema se realizó alicando de forma virtual la ecuación mostrada a continuación

$$F = -\overbrace{k(x_d - x)}^{\text{resorte}} - \overbrace{\beta(\dot{x}_d - \dot{x})}^{\text{amortiguador}} \quad (3.21)$$

Donde k corresponde a una constante de elasticidad; x_d corresponde a la posición deseada; x es la posición actual de la articulación. Complementando el sistema, $\beta\dot{x}_d - \dot{x}$ donde β corresponde a una constante de viscosidad del sistema; $\dot{x}_d$ equivale a la velocidad deseada del sistema y $\dot{x}$ igual a la velocidad actual del sistema. Para que un sistema masa resorte amortiguador se encuentre en equilibrio, la sumatoria de dichas fuerzas equivaldría a cero (0) [143], [145]; por lo que la ecuación 3.21 se expresa de la siguiente forma:

$$m\ddot{x} + \beta(\dot{x}_d - \dot{x}) + k(x_d - x) = 0 \quad (3.22)$$

$$\ddot{x} + \frac{\beta}{m}(\dot{x}_d - \dot{x}) + \frac{k}{m}(x_d - x) = 0 \quad (3.23)$$

Si $\frac{\beta}{m}$ corresponde a 2λ y $\frac{k}{m}$ es igual a ω^2 , la ecuación 3.23 equivale a:

$$\ddot{x} + 2\lambda(\dot{x}_d - \dot{x}) + \omega^2(x_d - x) = 0 \quad (3.24)$$

$$r^2 + 2\lambda r + \omega^2 = 0 \quad (3.25)$$

Como resultado, la ecuación 3.25 corresponde a un sistema de segundo orden donde $\ddot{x}$ equivale a la aceleración; $\dot{x}$ velocidad y x posición angular del sistema del sistema. Con esta ecuación, es posible determinar los valores de las raíces presentados a continuación para el sistema masa resorte amortiguador:

$$r_1 = -\lambda + \sqrt{\lambda^2 - \omega^2} \quad (3.26)$$

$$r_2 = -\lambda - \sqrt{\lambda^2 - \omega^2} \quad (3.27)$$

Dado que el valor de las raíces debe ser un número real, para la expresión $\lambda^2 - \omega^2$ se debe considerar $\lambda^2 - \omega^2 > 0$ para un sistema sobreamortiguado y $\lambda^2 - \omega^2 = 0$ para un sistema críticamente amortiguado [145]. Esto a razón de que bajo estas condiciones, el sistema no presenta oscilación contemplando un valor de constante de amortiguamiento relativamente mayor a la constante de elasticidad.

Para concluir, el sistema masa resorte amortiguador, es el concepto que permite al robot interactuar con el entorno. En el caso de un exoesqueleto de miembro inferior, ofrece la posibilidad de calcular la pHRI. Con el propósito de utilizarlo como un mecanismo de realimentación al sistema de control diseñado para el exoesqueleto AGoRA . Bajo este criterio, es requerido complementar la dinámica del exoesqueleto AGoRA determinada en la ecuación 3.1, con los parámetros expuestos en la ecuación 3.21, el cual será denominado como realimentación. Finalmente, el control del exoesqueleto AGoRA expresado como un módulo de compensación y un módulo de realimentación, queda expresado de la siguiente forma:

$$\tau = \overbrace{M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + F(\dot{q}) + G(q)}^{\text{Compensación}} + \overbrace{k\Delta q + \beta\Delta\dot{q}}^{\text{Realimentación}} \quad (3.28)$$

Donde el sistema masa resorte amortiguador es definido como *Feedback* o la estrategia para poder realimentar el sistema de control del exoesqueleto AGoRA.

3.4.3.2 Controlador de admitancia

Las articulaciones de la cadera y de la rodilla, se encuentran acopladas con cajas reductoras de una relación de 160:1. Como resultado, se generan pares de torque necesarios para producir el movimiento de las articulaciones en la ejecución de ADL. Por otro lado, debido a la relación tan alta presentada de la caja reductoras, los movimientos que el paciente desee realizar no serían asimilados por el exoesqueleto. Como consecuencia, se restringe la movilidad del paciente. En estas condiciones, solo se estaría teniendo en cuenta el movimiento del dispositivo sin poder asimilar las fuerzas generadas por el paciente. Bajo esta definición, se puede decir que un exoesqueleto que opera de esta manera es denominado un dispositivo *non-backdrivable*. Con el fin de aplicar el concepto de pHRI, se requiere una realimentación al sistema que calcule las fuerzas de interacción. Con este propósito, se hace uso de sensores como galgas extensiométricas (sección 3.2.1), para el cálculo de este tipo de torques generados por el paciente hacia el dispositivo. Esto, finalmente es utilizado como entrada para la estrategia de control a presentar. Esta sección tiene como objetivo mostrar el controlador de admitancia implementado en el exoesqueleto AGoRA, utilizado para aplicar el concepto de pHRI.

La estructura de control esta enfocada en la adquisición de las fuerzas que interactúan entre el paciente y el exoesqueleto para aplicaciones hápticas [146], [147]. De esta manera, abre la posibilidad de simular la rigidez de un sistema de manera virtual, o la disminución de la inercia de un sistema por medio de esta estrategia [98]. Este mismo principio es aplicado a la robótica enfocada a la rehabilitación y asistencia de personas con alguna enfermedad neurológica. Dispositivos como ALLOR, un exoesqueleto de miembro inferior para la asistencia de ADL como la marcha. Presenta un controlador de impedancia y admitancia que varía las ganancias del sistema dependiendo de la fase de marcha identificada [65]. Así mismo, este concepto es aplicado a exoesqueletos de miembro inferior bilaterales. haciendo uso de un control de admitancia, se permite la libertad de movimiento a los pacientes, para ejecutar una fase de entrenamiento de trayectorias en la actividad de marcha [148]. En el campo de la rehabilitación, órtesis de rodilla usan controladores de admitancia para permitir el movimiento sin restricción. Esta función permite grabar la trayectoria de la terapia a realizar, acompañado de un controlador de impedancia ejecutado en la reproducción de la trayectoria [149].

En otros casos, el control de admitancia ha sido implementado con el fin de aplicar la asistencia cuando sea necesaria AAN [150]. Haciendo uso de este tipo de conceptos, se identifica la pHRI en el desarrollo de alguna actividad donde el dispositivo brinda la asistencia que el paciente requiera. Esto se puede observar en el desarrollo de ADL donde el paciente realiza la acción y el exoesqueleto complementa el torque requerido [144]. Este tipo de estrategias son utilizadas en sesiones de rehabilitación a pacientes con enfermedades neurológicas para estimular la esplasticidad neuronal del paciente. Dispositivos como ALEX [69], aplica el AAN dentro de sus estrategias de control usando sensores de fuerza. Este dispositivo guía al paciente por una trayectoria ideal en la marcha aplicando campos de fuerza. De esta manera da la posibilidad del movimiento voluntario al paciente, midiendo la pHRI actuando como un dispositivo *backdrivable*. La implementación de un control de admitancia, dentro de la robótica enfocada a la rehabilitación y asistencia se torna una herramienta relevante. Permitiendo al paciente ser parte de la estrategia de control aplicada al dispositivo, sin ser necesaria la intervención al paciente por medio de sensores invasivos en los miembros inferiores. Como resultado, brinda mayor usabilidad del dispositivo, ya que el tiempo de puesta del dispositivo es reducido y la sesión de terapia puede ser aprovechada incluyendo la participación del

paciente.

Para la implementación de la estrategia de control basada en un controlador de admitancia El exoesqueleto AGoRA, se encuentra instrumentado con galgas extensiométricas acopladas en los eslabones del muslo y la pierna del exoesqueleto, de tal manera que la pHRI puede ser calculada. El objetivo principal de este controlador en el exoesqueleto AGoRA es darle la propiedad de ser un dispositivo *backdrivable*. Bajo esta definición, es posible generar torques en articulaciones de la cadera y de la rodilla que habilitan el movimiento de la extremidad actuada a voluntad del paciente, disminuyendo la inercia que tiene el dispositivo a causa de las cajas reductoras. De esta manera, el exoesqueleto sigue el movimiento sin generar oposición, actuando como un dispositivo de baja rigidez con un coeficiente de amortiguamiento relativamente bajo.

La literatura muestra la implementación de este tipo de controladores, aplicando el concepto de un sistema masa resorte amortiguador en cada articulación del exoesqueleto u órtesis robótica [151]. Sin embargo, la implementación de un elemento resorte no se encuentra contemplado en el sistema. Dado que el objetivo de esta estrategia de control, es seguir el movimiento de la articulación sin tener estipulada una posición deseada para la articulación. No se requiere la implementación de fuerzas restauradores. Por esta razón, el sistema implementado para la articulaciones de la cadera y de la rodilla se basa en un sistema masa amortiguador [65]. Este sistema contempla un coeficiente de viscosidad que disminuye la inercia de las articulaciones del exoesqueleto, obteniendo como resultado una rigidez del sistema baja.

Para el exoesqueleto AGoRA, el control de admitancia se contempla como un sistema masa amortiguador virtual. Este sistema es desarrollado haciendo uso de la función que define a un elemento retardador expresada en la ecuación 3.29:

$$\tau = \beta(\dot{q}_d - \dot{q}_c) \quad (3.29)$$

donde τ equivale al torque a generar por el amortiguador, $\dot{q}_d$ corresponde a la velocidad deseada y $\dot{q}_c$ es igual a la velocidad angular actual de la articulación. Aplicando este principio, el elemento amortiguador es implementado en las articulaciones del exoesqueleto AGoRA siguiendo la estrategia de control mostrada en la Figura 3.21.

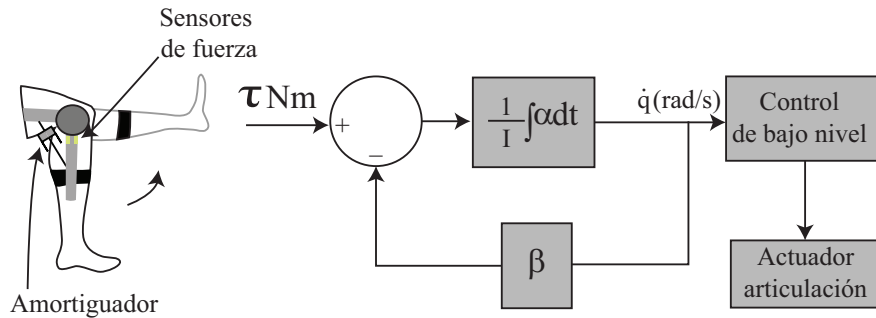


Figura 3.21: Esquemático control de admitancia, en la entrada se tiene el torque generado por el paciente y medido por los sensores de fuerza (galgas extensiométricas).

Acorde a la Figura 3.21, la estrategia de control aplicada, esta definida inicialmente por la captura del torque medido a través de las galgas extensiométricas. El cálculo del error es

generado con el torque generado por el amortiguador y el torque medido. Esto se encuentra especificado en la ecuación 3.30.

$$\tau_t = \tau_x - \tau_{x-1} \quad (3.30)$$

Donde τ_t es el cálculo del error del torque; τ_x corresponde al torque medido por las galgas extensiométricas en un tiempo x ; finalmente τ_{x-1} es igual al torque entregado por el elemento amortiguador aplicado para la articulación descrito en la ecuación 3.29 en el tiempo $x-1$. Una vez calculado este error y teniendo en cuenta que $\tau_t = I\alpha$, donde I corresponde a la inercia del sistema y α es igual a la aceleración angular del sistema. Se procede con el cálculo de la velocidad angular que corresponde a la salida del controlador, $\dot{q}$ es calculada de la siguiente forma:

$$\dot{q} = \frac{1}{I} \int \alpha dt \quad (3.31)$$

donde $I = \frac{ml^2}{3}$ es equivalente a la inercia de la articulación del paciente calculada multiplicado por m que corresponde a la masa de la extremidad de cada articulación. Un aproximado del 7 % de la masa total del paciente [152] para rodilla y un 18 % de la masa total del paciente para la cadera [152]. Adicionalmente, l está definido por la longitud de cada eslabón que compone el exoesqueleto de miembro inferior, las medidas de cada eslabón se encuentran en la tabla 3.2. De esta forma, un control de admitancia es implementado en cada articulación del exoesqueleto AGoRA. De tal forma que, la entrada al sistema corresponde al torque generado por el paciente hacia el dispositivo. El control explicado actúa como un transductor, que permite utilizar la fuerza del paciente y expresarlo en términos de velocidad angular. Como resultado se obtiene un dispositivo *backdrivable* que permite eliminar la inercia del dispositivo, con el fin de permitir movimientos generados por el paciente sin presentar alguna limitación.

3.4.3.3 Controlador de impedancia

El concepto de pHRI, se aplica frecuentemente a los exoesqueletos de los miembros inferiores destinados a tareas de rehabilitación y asistencia. La siguiente sección presenta un controlador de impedancia aplicado a este concepto en la implementación de pHRI, que se presenta entre el paciente y un exoesqueleto de miembro inferior para la articulación de rodilla. Los resultados obtenidos muestran diferentes respuestas del sistema de control, modelado como un sistema masa resorte amortiguador, mediante la modificación de la constante de elasticidad k y el factor de amortiguamiento β . La respuesta del controlador muestra diferentes perfiles de torque aplicados por el sistema masa resorte amortiguador para seguir la trayectoria deseada. El concepto mencionado, puede aplicarse en sesiones de terapia para rehabilitación del movimiento de flexión y extensión de la rodilla. De tal manera que, valores b y k permiten ajustar el nivel de asistencia que requiera el paciente para la sesión de terapia. Igualmente, por medio de la metodología aplicada para rodilla, se ejecuta un proceso similar en la articulación de la cadera para ajustar las constantes del controlador de impedancia acorde a la aplicación.

Para el área de asistencia, donde el paciente no tiene la capacidad de generar ninguna intención de movimiento, un controlador de posición ajustado para cada articulación de un exoesqueleto de miembro inferior. Este método complementado con la dinámica de un robot manipulador, se presenta como una de las opciones aplicadas en la literatura para brindar asistencia a paciente con SCI [21], [62], [63], [67]. Como resultado, el dispositivo brinda asistencia

bajo diversas condiciones por medio del seguimiento de trayectorias de posición angular configuradas para la ejecución de ADL [153]. Sin embargo, los sobrevivientes a un ACV pueden recuperar la movilidad e incrementar el control motor de los miembros inferiores, aplicando ejercicios repetitivos enfocados a la participación del paciente en las sesiones de terapia. Con este objetivo, se hace necesario la implementación otro tipo de estrategias enfocadas en la medición de la intención de movimiento [154]. Una estrategia de control basada en la impedancia permite que los dispositivos de asistencia, por ejemplo, a los exoesqueletos activos de miembro inferior, proporcionar una rigidez variable para la ejecución de diversas tareas. Adicionalmente, se complementa este proceso teniendo en cuenta la estimación de la intención de movimiento [149]. En los últimos años, el controlador de impedancia [133] ha sido desarrollado e implementado para los dispositivos de asistencia de miembro inferior con el propósito de regular la intención de movimiento [80]. Por medio de esta estrategia, el paciente participa en la terapia estimulando su aprendizaje y contribuyendo a la mejora de su control motor. Una forma de aplicar el concepto de pHRI se enfoca en capturar la posición o velocidad angular de las articulaciones del exoesqueleto (usadas en el sistema de control como la realimentación al dispositivo de asistencia) [85], variando las ganancias de control dependiendo de la actividad muscular exhibida por el paciente durante la terapia. Esta metodología permitiría variar el grado de asistencia que puede brindar el dispositivo robótico al paciente en el desarrollo de la terapia, o como lo mencionan en [75] robot a cargo, donde el movimiento predeterminado para ejecutar en la terapia esta dado por el dispositivo y el paciente intenta seguir el movimiento realizado.

Los dispositivos como CPwalker [20], que comprende la integración de un caminador inteligente y un exoesqueleto del miembro inferior, utilizan controladores de impedancia en cada articulación, incentivando el aprendizaje de la marcha en los niños con parálisis cerebral. Otra aplicación, como el campo de fuerza aplicado en ALEX [61], es generado por un controlador de impedancia, su objetivo es proporcionar un comportamiento de cero impedancia, cuando el paciente se mueve a través de un patrón de marcha deseado, esto se denomina como la transparencia del dispositivo. Otros dispositivos también tienen en cuenta la intención de movimiento a través de un control de impedancia proporcionando ciertos factores de amortiguamiento y de elasticidad. Esto permite compensar los efectos de la gravedad sobre las extremidades durante la fase de balanceo o *swing phase* de la marcha [99]. Del mismo modo, la plataforma robótica conocida como SRPAR [155], tiene como objetivo la rehabilitación del tobillo mientras se aplica un controlador de impedancia que se basa en un enfoque markoviano. El uso de un SEA en SRPAR, ayuda a los movimientos de dorsiflexión en la articulación del tobillo. En resumen, todos los desarrollos mencionados se basan en estrategias de control basadas en la impedancia para asegurar una interacción adecuada entre el robot y el entorno, o en este caso, del dispositivo con el paciente aplicando el concepto de pHRI. De esta manera, un controlador de impedancia es presentado para exoesqueleto del miembro inferior AGoRA (presentado en el trabajo anterior [64]) basado en rodilla. Esta estrategia, tiene en cuenta una posición angular deseada y comparado con la posición angular actual de la articulación. La siguiente sección presenta la arquitectura del controlador de impedancia.

El controlador de impedancia desarrollado por Hogan en 1984, consta básicamente de un sistema masa resorte amortiguador que consiste en una rigidez o constante de elasticidad virtual k y un coeficiente de amortiguamiento β . Utilizando estos parámetros, se regula la interacción entre el paciente y el dispositivo de asistencia. Tal comportamiento depende de la actividad muscular que el paciente pueda generar. Para el exoesqueleto AGoRA, el desarrollo

de un controlador de impedancia se conforma de un sistema masa resorte amortiguador. En comparación con un control de admitancia, el uso de un elemento de resorte de extensión denominado un elemento activo, tiene como función principal el generar torques capaces de producir el movimiento en las articulaciones actuadas. De esta manera, el controlador de impedancia es un sistema que en su entrada tiene valores de posición angular predeterminados calculando el error con la posición actual de la articulación, el cual es multiplicado por una ganancia k generando una salida en términos de toque. La respuesta de este sistema, esa aplicada al control de bajo nivel que tiene como base un controlador de corriente, conectado a los motores Maxon. Posteriormente, es calculado el error entre la velocidad deseada (para este caso equivale a cero) y la velocidad actual multiplicado por una ganancia β . De esta manera, es aplicado el amortiguador que cumple su función como elemento retardador, en el uso de una constante de elasticidad alta para el sistema. El controlador de impedancia aplicado en el exoesqueleto AGoRA se encuentra expresado en la ecuación 3.32, obteniendo como resultado un perfil de torque.

$$\tau = \overbrace{k(q_d - q)}^{\text{resorte}} + \overbrace{\beta(\dot{q}_d - \dot{q})}^{\text{amortiguador}} \quad (3.32)$$

Donde la k y β corresponden a las constantes de elasticidad y constante de amortiguamiento respectivamente; q_d equivale a la posición angular deseada para la articulación; q igual a la posición actual de cada articulación del exoesqueleto AGoRA. Finalmente el elemento amortiguador se encuentra definido por las constantes $\dot{q}_d$ igual a la velocidad angular deseada equivale a cero, y $\dot{q}$ que corresponde a la velocidad angular actual medida para cada articulación del exoesqueleto de miembro inferior.

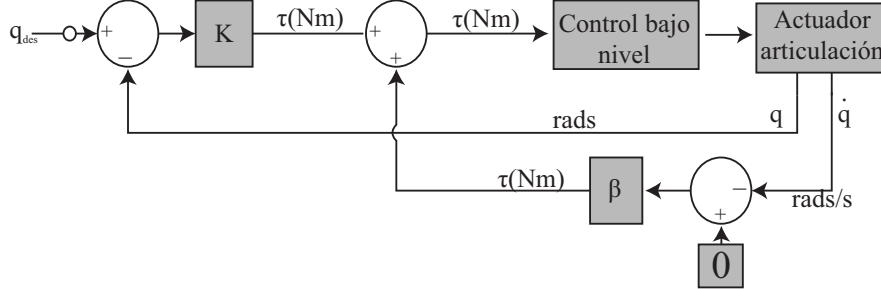


Figura 3.22: Esquemático del control de impedancia de una articulación del exoesqueleto AGoRA.

Finalmente, el controlador de impedancia aplicado para el exoesqueleto AGoRA, se encuentra enfocado en la asistencia de ADL como la marcha. esta estrategia de control dirige a cada articulación a la posición deseada, realizando correcciones por medio de perfiles de torque. De esta manera, se permite al paciente participar en la tarea, efectuando movimientos en el mismo sentido en el que el dispositivo aplica el torque de asistencia.

3.4.4. Controladores alto nivel

Dado a conocer las estrategias de control de nivel intermedio, 3.4.3, estructuras de software reúnen todos estos conceptos para el desarrollo de ADL. Con este objetivo, esta sección

esta enfocada en la descripción de los módulos de alto nivel contemplados para el exoesqueleto AGoRA asistiendo ADL como la marcha. Herramientas de software que aplican diversos conceptos de *Machine Learning* [27], son utilizadas para la detección y clasificación de las diversas fases de marcha (sección 2.4), de esta manera utilizar los resultados obtenidos de este clasificador para el control del exoesqueleto AGoRA en esta ADL, esta funcionalidad se define como módulo de asistencia en marcha. Adicionalmente, y como se comentó, el exoesqueleto AGoRA califica como un dispositivo *backdrivable*, por lo que el sistema esta adaptado para seguir los movimientos del paciente sin presentar restricción a estos movimientos en el momento que el paciente lo requiera, a este módulo se le ha dado el nombre de módulo de transparencia.

3.4.4.1 Módulo de transparencia

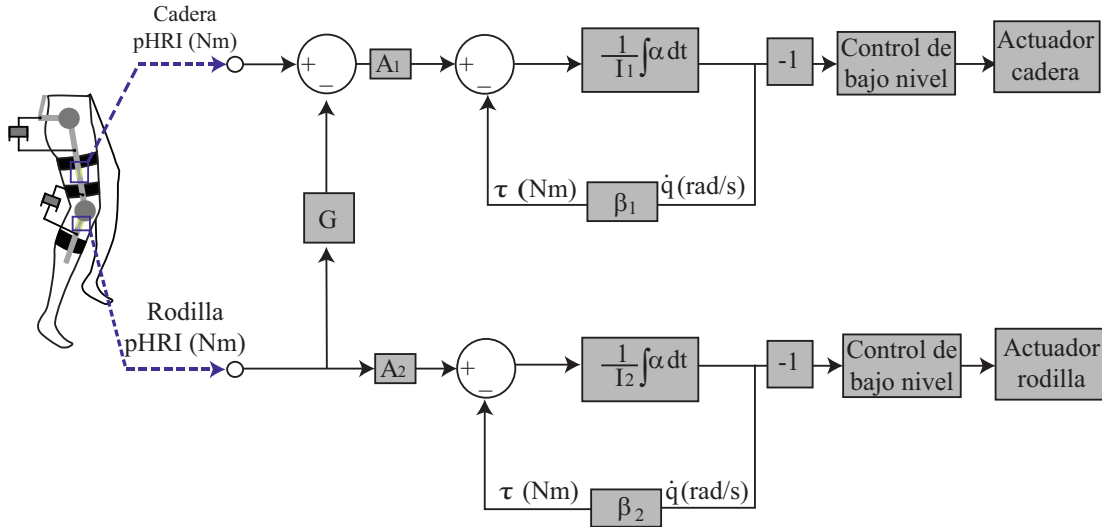


Figura 3.23: Esquema de control aplicado para el módulo de transparencia conformado por controladores de admitancia para la cadera y la rodilla.

El módulo de transparencia es implementado haciendo uso del controlador de admitancia explicado en la sección 3.4.3.2. Esta estrategia de control, da la capacidad de disminuir la inercia de cada una de las articulaciones, producida por la implementación de cajas reductoras acopladas con los actuadores del exoesqueleto. El esquema de control utilizado para esta estrategia de control esta especificado en la Figura 3.23.

El esquema muestra controladores de admitancia aplicados para cada eslabón del exoesqueleto AGoRA. esta estrategia depende de las galgas extensiométricas, utilizadas para la medición el torque generado por el paciente, en el eslabón del muslo y la pierna del dispositivo. El torque generado, se expresa de tal forma que, la obtención de valores negativos corresponden a un movimiento de extensión de la articulación y valores positivos corresponden al movimiento de flexión de esta articulación. Los valores medidos por las galgas, son representados como intensiones de movimiento para las articulaciones de la cadera y de la

rodilla en el esquema. La particularidad del sistema se encuentra en el operador que calcula un error entre las intenciones de movimiento de la cadera y de la rodilla. Esto a razón, de que la intención de movimiento capturada en el eslabón de la pierna, era medido por las galgas ubicadas en el eslabón del muslo. Con la implementación del operador y multiplicando el torque calculado en la pierna por una ganancia de 1.3, se calcula el valor real de la intención de movimiento medida desde el muslo.

Posterior a la adecuada captura de las intenciones de movimiento de ambos eslabones, se procede con el cálculo del error entre el torque recibido y el torque resultante del elemento amortiguador representado en la ecuación 3.30. Para la obtención del parámetro α correspondiente a la aceleración angular, se ejecuta la división del torque resultante del error dividido por I equivalente al momento de inercia del sistema descrito en la sección 3.4.3.2. Multiplicando este valor por un factor de -1 , se cambia el sentido de rotación de la articulación, corrigiendo la rotación invertida generada por la cajas reductoras. Como resultado, la respuesta al sistema disminuye la inercia de cada articulación del exoesqueleto AGoRA. Finalmente, es aplicado el integrador al parámetro α , para obtener la velocidad angular que actúa como entrada al control de bajo nivel y posteriormente a los motores Maxon.

Este modo se encuentra estructurado de la siguiente manera:

- **Configuración de parámetros:** Corresponde a la definición de los controladores de bajo nivel, lectura y calibración de galgas extensiométricas para los dos eslabones del muslo y la pierna del exoesqueleto, definición valores máximos de velocidad angular e intensidad de movimiento
- **Adquisición de intensidad de movimiento:** Corresponde a la lectura y comparación de los torques generados con los valores máximos de intención de movimiento definidos.
- **Obtención de velocidad angular:** Se realiza cálculo del error de torque entre el torque medido y el torque generado por el amortiguador. Posteriormente la división del momento de inercia y la integral del valor obtenido
- **Envío de datos a Motores:** Se procede con la escritura del perfil de velocidad angular al control de bajo nivel. Para esto, es utilizado el controlador de velocidad de los *driver* EPOS4 para actuar los motores de cada articulación.

Los valores de β_1 y β_2 que equivalen a las constantes de amortiguamiento del sistema. los valores seleccionados cumplen con la siguiente condición: $|\tau_x| < |\tau_{x-1}|$ en la ecuación 3.30. Finalmente $A_1 = 0,03$ y $A_2 = 0,08$ son ganancias proporcionales que tienen como función atenuar la señal de torque medida por las galgas extensiométricas, esto con el fin de permitir el ajuste de las constantes de amortiguamiento.

3.4.4.2 Módulo de asistencia en marcha

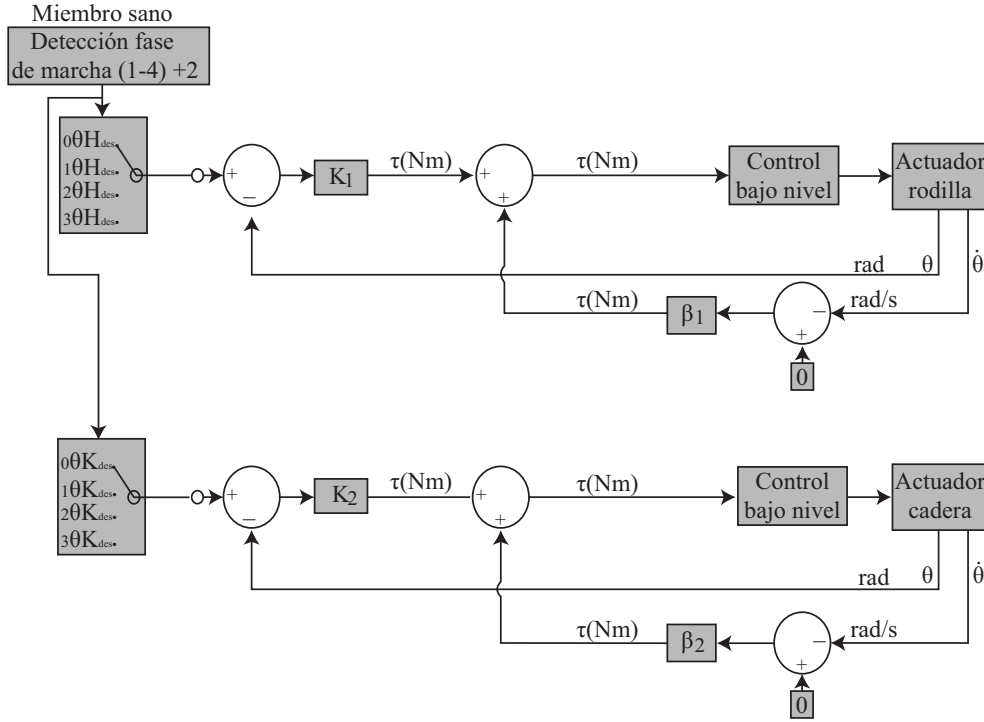


Figura 3.24: Esquema del controlador de impedancia aplicado en la cadera y en la rodilla del exoesqueleto de miembro inferior AGoRA.

Acorde a las capacidades de rehabilitación de los exoesqueletos de los miembro inferior vistas en la sección 2.6, la literatura muestra su aplicabilidad en las terapias de entrenamiento de la marcha [27], [109]. Específicamente, las personas con problemas de movilidad (pacientes con ACV) podrían mostrar un control motor reducido, así como una disminución de la estabilidad y el apoyo en las extremidades inferiores [2]. Por lo tanto, la aplicación de un controlador de impedancia, donde se estipulan un conjunto trayectorias de posición a seguir junto con el concepto de AAN, pueden generar una solución para ayudar al paciente en la ejecución de la marcha [99], [156]. De tal manera que, empleando los sensores IMU (sección 3.2.2), las fase de la marcha pueden ser detectadas [27]. Así, una vez identificada la fase de marcha, valores de posición angular deseadas son estipuladas para cada fase de la marcha las cuales actúan como entrada al controlador de impedancia.

fases de la marcha como contacto de talón (*Heel Strike* o HS por sus siglas en inglés), apoyo plantar (*Flat Foot* o FF por sus siglas en inglés), Elevación e talón (*Heel Off* o HO por sus siglas en inglés) y la fase de despegue del pie (*Toe Off* o TO por sus siglas en inglés), son las fases relevantes identificadas en [27] correspondientes a una de las entradas estipuladas al controlador de impedancia. En la Figura 4.1 esta detección de las fases de marcha se encuentra identificada como el módulo de "detección fases de marcha", del cual se obtiene un valor de 0 a 3 donde cada una corresponde a una fase de marcha (0-HS; 1-FF; 2-HO; 3-TO). De esta manera, es posible definir posiciones angulares deseadas para cada fase de la marcha. Para

esto, literatura como [65], [99], [157] muestra algunas aproximaciones de la posición angular deseada para cada una de estas fase de la marcha. De tal forma que para cada una de estas fases, las posiciones angulares deseadas se muestran en la tabla a continuación:

Fase de marcha	Cadera(rad) θ_{c0-3}	Rodilla(rad) θ_{r0-3}
<i>Heel Strike</i>	0.26	0
<i>Flat Foot</i>	-0.17	0.35
<i>Heel Off</i>	0.17	1.05
<i>Toe Off</i>	0.44	0

Tabla 3.3: Posiciones angulares deseadas para las fases de marcha.

una vez configurados los valores de las constantes k y β , es aplicado el sistema masa resorte amortiguador, obteniendo como respuesta un valor de torque utilizados como entrada para los controladores de bajo nivel de los *drivers* de las EPOS4. Finalmente, se actúan los motores de articulaciones de la cadera y la rodilla. El módulo de asistencia en marcha se encuentra configurado de la siguiente manera:

- **Adquisición de parámetros cinemáticos:** Corresponde a la ubicación del sensor IMU en la punta del pie. Posteriormente, se ejecuta la calibración del sensor IMU para obtener parámetros cinemáticos para la detección de las fases de la marcha.
- **Detección fases de marcha:** Se ejecuta un proceso de entrenamiento del sistema para cada usuario para identificar los parámetros correspondientes a cada una de las cuatro fases mencionadas (este paso solo se ejecuta una vez por usuario). Posterior al entrenamiento del sistema, es ejecutado el módulo de detección de la marcha en línea [27].
- **Configuración de parámetros:** Corresponde a la definición de los controladores de bajo nivel y nivel intermedio, definición valores máximos de velocidad angular e intensidad de movimiento y las posiciones angulares deseadas para cada una de las fases de la marcha.
- **Reconocimiento de estructura de *Hardware* y protocolos de comunicación:** Reconocimiento de motores e inicialización de los enconders magnéticos e incrementales del dispositivo.
- **Ejecución del controlador de impedancia:** Se calcula el error de posición/velocidad angular multiplicados por las constantes de elasticidad y amortiguamiento respectivamente.
- **Envío de datos a Motores:** Escritura del perfil de torque calculado al control de bajo nivel. es utilizado el controlador de corriente o torque del *driver* EPOS4 para actuar los motores.

3.5 Diseño experimental

3.5.1. Controlador de impedancia, prueba de concepto para la articulación de la rodilla

Para llevar a cabo las pruebas de concepto del sistema masa resorte amortiguador para un controlador de impedancia, es utilizada la articulación de rodilla la cual esta conformada por un motor Maxon (EC-60 flat 408057, *Maxon Motor AG*, Suiza) acoplado a la caja reductora (CSD-20-160-2AGR, *Harmonic Drive LLC*, EEUU) y conectado al *driver* EPOS4. Posteriormente, el *driver* es conectado a un computador con sistema operativo Ubuntu (V 16.04, *Linux*), que posee el meta-sistema operativo ROS (*melodic*) con los paquetes del exoesqueleto AGoRA previamente instalados. Para la lectura y escritura de los datos generados por los publicadores y suscriptores en ROS, es utilizado el software MATLAB (V. 2018.a, Matworks) con la librería de ROS *Toolbox*, que permite el uso de los publicadores y suscriptores para la comunicación entre las dos plataformas. La Figura 3.25 muestra el esquema implementado para simular el controlador de impedancia con un sistema masa resorte amortiguador.

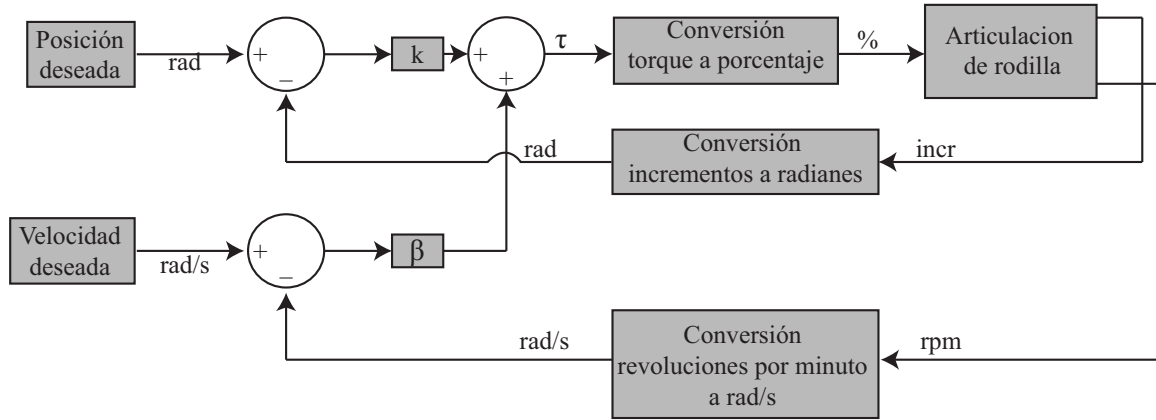


Figura 3.25: Prueba de control de impedancia MATLAB-ROS

A continuación, se explican cada uno de los módulos que se presentan en la figura 3.25:

- **Posición deseada:** Corresponde a la señal senoidal de amplitud pico de $\frac{\pi}{12}$, utilizada como entrada al controlador de impedancia en términos de posición angular *rad*, la frecuencia de las señales de prueba corresponden a $0,2Hz$, $0,5Hz$ y $1Hz$.
- **Conversión torque a porcentaje:** Los *drivers* de los motores Maxon reciben valores en porcentaje del torque que se desea aplicar al motor, ese porcentaje está definido por el torque nominal del motor que actualmente es $35 Nm$, este módulo realiza la conversión del valor de torque, a un valor de porcentaje.
- **Articulación de rodilla:** Módulo que contiene funciones de ROS *toolbox* para MATLAB, en este se encuentran cada uno de los publicadores y suscriptores para la lectura y escritura desde MATLAB al paquete de ROS que controla la articulación de rodilla.

- **Conversión incrementos a radianes:** Los *drivers* EPOS4 permiten la lectura del encoder incremental interno de cada motor, dado que este valor esta dado en incrementos, este módulo aplica la conversión de este valor a radianes.
- **Conversión revoluciones por minuto a rad/s:** Módulo que recibe los valores de velocidad de la articulación de rodilla, estos son entregados por el *driver* EPOS4 expresada en revoluciones por minuto (*rpm*) para convertirlo en radianes/segundo (*rads/s*).

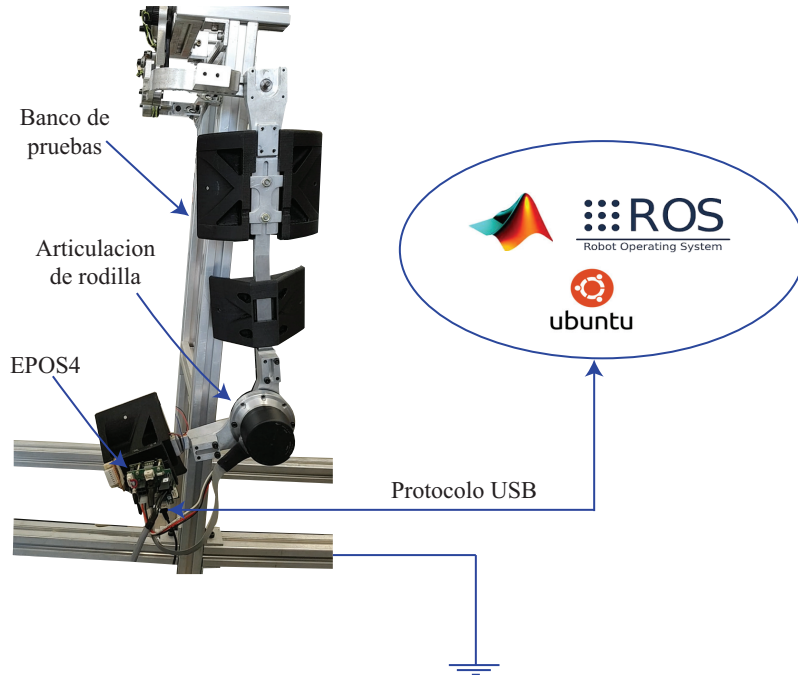


Figura 3.26: Montaje de pruebas para la prueba de concepto del control de impedancia en la articulación de rodilla del exoesqueleto AGoRA

Son ejecutadas tres pruebas de concepto del controlador de impedancia, las constantes k y β fueron obtenidas de forma experimental para la articulación de la rodilla. La prueba de concepto consiste en evaluar el desempeño de este sistema ante una señal de entrada senoidal. Con este objetivo, tal como se indica en la Figura 3.26, el exoesqueleto es montado en un banco de pruebas que le permite a la articulación de la rodilla ejecutar la trayectoria deseada. El motor Maxon se encuentra conectado al *driver* EPOS4 que permite controlar el motor. El *driver* es conectado por protocolo USB al computador Con sistema operativo Ubuntu y con el esquema de MATLAB mostrado en la Figura 3.25. Finalmente, las variables para visualizar el desempeño del controlador, corresponden a la posición angular (*rad*) de la articulación, adquiridas a través de los encoders incrementales del motor Maxon; velocidad angular (*rad/s*) de la articulación, adquiridas por el sensor de efecto Hall que se encuentra integrado en el motor; el torque de salida del controlador τ (*Nm*), adquirido por medio del sensor de efecto Hall integrado en el motor. La respuesta al sistema a esta prueba de concepto se muestra en el capítulo de resultados en la sección 4.2

3.5.2. Frecuencia de operación actuadores exoesqueleto AGoRA

Esta prueba tiene como objetivo obtener la frecuencia de operación del actuador mostrado en la sección 3.2.4 ya que es una constante a utilizar para el cálculo de las ganancias k y β del controlador de impedancia. Para este propósito, es implementado un sistema masa resorte amortiguador.

Para esta prueba, es utilizado el motor Maxon (EC-60 flat 408057, *Maxon Motor AG*, Suiza) acoplado a la caja reductora (CSD-20-160-2AGR, *Harmonic Drive LLC*, EEUU) y conectado al *driver* EPOS4. Posteriormente, el *driver* es conectado a un computador con sistema operativo Ubuntu (V 16.04, *Linux*), que posee el meta-sistema operativo ROS (*melodic*) con los paquetes del exoesqueleto AGoRA previamente instalados. Para la lectura y escritura de los datos generados por los publicadores y suscriptores en ROS, es utilizado el software MATLAB (V. 2018.a, Matworks) con la librería de ROS *Toolbox*, que permite el uso de los publicadores y suscriptores para la comunicación entre las dos plataformas, el montaje de pruebas utilizado, se puede observar en la Figura 3.26. Así mismo, el esquema de control utilizado para la prueba es el mostrado en la Figura 3.25. Para este caso, la señal de excitación del sistema correspondiente al módulo de Posición deseada es una señal tipo chirp, donde la frecuencia de la señal inicial comienza en $0,2Hz$ y termina en $1,2Hz$ en un periodo de tiempo de 80s, el rango de frecuencias usado para la señal es seleccionado, basándose en uno de los resultados obtenidos de la prueba de concepto del controlador de impedancia. Finalmente, para cumplir con el objetivo de esta prueba, solo se requiere de una prueba, dado que el actuador utilizado para la articulación de la cadera es el mismo que se utiliza en la articulación de la rodilla.

La respuesta al sistema a esta prueba de concepto se muestra en el capítulo de resultados en la sección 4.1

3.5.3. Módulo de transparencia

El objetivo de esta prueba, tiene como propósito validar el desempeño del módulo de transparencia (sección 3.4.4.1) cambiando las constantes del sistema, adicionalmente, se desea evaluar la relación de la intención de movimiento con respecto a los perfiles de velocidad generados por el controlador. Para la prueba del módulo explicado en la sección 3.4.4.1 fueron tenidos en cuenta los siguientes criterios:

- **Sujeto de prueba:** La prueba realizada se ejecuta con una persona sin patologías asociadas a la marcha de 26 años de edad, no sufre de alguna enfermedad neurológica o limitación de movimiento en sus miembros inferiores. El sujeto no ha sufrido de fracturas en el ultimo año o ninguna lesión en la piel que le haya impedido el uso del dispositivo, tiene un peso de $71Kg$ y una altura de $1.70\ mtrs$.
- **Lugar de la prueba:** Consiste en un entorno cerrado, no esta adaptada para el uso de dispositivos de asistencia. Las dimensiones del lugar donde se ejecuta la prueba están especificadas en la Figura 3.27.
- **Instrumentación:** Se hace uso de la instrumentación implementada en el exoesqueleto tales como galgas extensiométricas (sensores para la pHRI), encoders magnéticos e incrementales usados para medir las posiciones angulares de la rodilla (miembro actuado

y no actuado), sensor de efecto Hall para medir la velocidad angular de las articulaciones de la rodilla actuada.

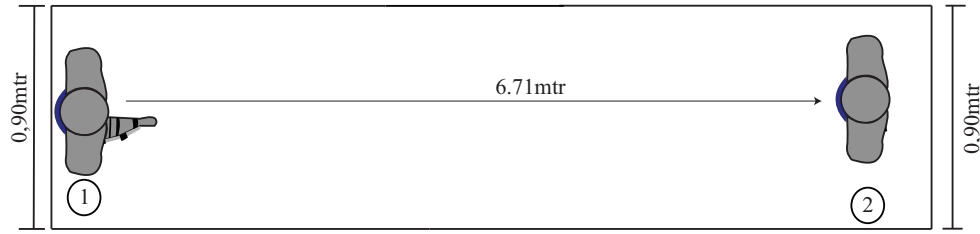


Figura 3.27: Trayectoria de prueba del módulo de transparencia en sujeto sin patologías asociadas a la marcha.

Los sensores y dispositivos utilizados para esta prueba fueron los siguientes:

- **Exoesqueleto de miembro inferior AGoRA:** Dispositivo vestible de estructura rígida que brinda asistencia al miembro inferior derecho (extremidad actuada) y mide la posición angular del miembro derecho (extremidad no actuada). La extremidad actuada cuenta con sensores de fuerza, encoders magnéticos incrementales, absolutos y sensores de efecto hall. La extremidad derecha cuenta dos actuadores que brindan asistencia en el plano sagital de las articulaciones de la cadera y de la rodilla.
- **Módulo de adquisición y procesamiento (Raspberrypi3):** Módulo de procesamiento con sistema operativo *Debian* donde se tiene instalado el meta-sistema operativo ROS con los paquetes correspondientes al exoesqueleto AGoRA. Este módulo se encuentra configurado para generar su propia red y acceder a ella por protocolo SSH, el acceso a este dispositivo se encuentra restringido y configurado previamente con IP autorizadas.
- **Dispositivo interfaz con el usuario:** Se hace uso de un dispositivo externo, para este caso se hace uso de un computador portátil HP (Modelo Pavilion X360, *Hewlett Packard*) con procesador Core I5, cuenta con sistema operativo *Ubuntu(Bionic Beaver V 18.04)*. Igualmente, cuenta con el meta-sistema operativo ROS y con los paquetes que componen la estructura de *software* del exoesqueleto AGoRA. por medio de este dispositivo, es posible acceder al módulo RaspberryPi3 conectándose al a red local que genera el dispositivo y usando el protocolo SSH para acceder a sus funciones e información.

De esta manera, es ejecutada la actividad de la marcha en linea recta ejecutando el módulo de transparencia. Se ejecutaron un total de cinco pruebas, de las cuales en la sección 4, se mostrará el comportamiento del sistema de dos muestras representativas en la ejecución de la actividad de la marcha. las variables a analizar corresponden a la posición angular de la articulación de la rodilla (*rad*), adquiridas por medio del encoder incrementar del motor; velocidad angular calculada por el controlador (*rad/s*), adquiridas por medio del sensor de efecto Hall; intención de movimiento (*Nm*) generada por el sujeto, adquirido por medio de los sensores de fuerza.

El desempeño del módulo de transparencia se muestra en el capítulo de resultados en la sección 4.3

3.5.4. Módulo de asistencia en marcha

Esta prueba tiene como objetivo evaluar el desempeño del módulo de asistencia en marcha validando la respuesta del controlador con respecto a la variación de la fase de marcha detectada.

Como primer paso, es necesario definir los parámetros del sistema masa resorte amortiguador. Para esto, se tiene en cuenta la frecuencia máxima de operación del actuador equivalente a 0.5936 Hz , obtenida como resultado de la prueba en la sección 4.2. Para este objetivo, se hace uso de las ecuaciones que definen un sistema masa resorte amortiguador, donde es posible definir el valor de la constante de elasticidad k del sistema. Inicialmente, la sección 3.4.3.1 se define la ecuación equivalente al sistema masa resorte amortiguador de la siguiente forma:

$$m\ddot{x} + \beta(\dot{x}_d - \dot{x}) + k(x_d - q) = 0 \quad (3.33)$$

Ya que el sistema reporta perfiles de torque, la ecuación 3.22 queda de la siguiente forma:

$$ml^2\ddot{q} + \beta(\dot{q}_d - \dot{q}) + k(x_d - q) = 0 \quad (3.34)$$

donde $\ddot{q}$ es aceleración angular, $\dot{q}$ velocidad angular y q como posición angular, para dejar esa ecuación como una expresión de segundo grado para hallar las raíces, la ecuación 3.34 es igual a:

$$\ddot{q} + \frac{\beta}{ml^2}(\dot{q}_d - \dot{q}) + \frac{k}{ml^2}(x_d - q) = 0 \quad (3.35)$$

donde $w_2^2 = \frac{k}{ml^2}$ y $2\lambda = \frac{\beta}{ml^2}$ la ecuación 3.35 [158] queda expresada como:

$$\ddot{q} + 2\lambda\Delta\dot{q} + \omega^2\Delta q = 0 \quad (3.36)$$

De esta manera y teniendo conocimiento que la frecuencia máxima de operación de nuestro sistema esta próxima a $0.5936 \text{ Hz} = f_n$, es posible hallar el valor de k teniendo en cuenta que $f_n = \frac{\omega_n}{2\pi}$ [158]-[160] y que $\omega_n^2 = \sqrt{\frac{k}{ml^2}}$ [158]-[160]. Teniendo los parámetros de la masa del sistema y la longitud desde donde se genera la palanca para generar torque, podemos definir o siguiente: La constante de elasticidad para el actuador de rodilla equivale a:

$$k = (f_n 2\pi)^2 (ml^2) = 6,55038 \frac{Nm}{rad} \quad (3.37)$$

La constante de elasticidad para el actuador de cadera equivale a :

$$k = (f_n 2\pi)^2 (ml^2) = 28,043 \frac{Nm}{rad} \quad (3.38)$$

Ya que el factor de amortiguamiento le da rigidez al sistema, es requerido que este parámetro sea menor que la constante de elasticidad del sistema. Teniendo dichos valores como referencia, los factores de amortiguamiento se ajustan realizando las respectivas pruebas con el dispositivo. Para las pruebas a realizar, las constantes del sistema fueron ajustados de tal forma que k en la rodilla y en la cadera equivalen a $15 \frac{Nm}{rad}$ y $30 \frac{Nm}{rad}$ respectivamente, las constantes de amortiguamiento β en rodilla y cadera corresponden a $5 \frac{Nms}{rad}$ y $10 \frac{Nms}{rad}$. Una vez configuradas las constantes del controlador, se procede a la descripción de la prueba a

ejecutar de marcha asistida haciendo uso de un controlador de impedancia y la detección de fases de marcha [27] (sección 3.4.4.2)

Para esta prueba se debe tener en cuenta lo siguiente: Las características del sujeto que realizó la prueba del exoesqueleto AGoRA con el módulo de asistencia en marcha, está descrito en la prueba realizada del módulo de transparencia (sección 3.5.3). Así mismo, la trayectoria realizada por el sujeto es la realizada en la prueba del módulo de transparencia, la cual se muestra en la Figura 3.27, esta consiste en la ejecución de la actividad de marcha en línea recta. Los parámetros a medir para validar el desempeño del sistema corresponden a: fase de la marcha detectada del miembro no actuado, adquirida por medio del sensor IMU colocado en la punta del pie; fase de la marcha correspondiente para el miembro actuado; posición angular de la rodilla y de la cadera de la extremidad actuada, adquirida por medio de los encoders absolutos e incrementales del exoesqueleto AGoRA; por ultimo, se miden los torques generados por el controlador de impedancia para las articulaciones de la cadera y de la rodilla, adquirido por medio de los sensores de efecto hall de los motores Maxon. El sujeto realizó 7 pruebas de las cuales en el capítulo de Resultados (4) se mostrará una fase de marcha representativa para mostrar la actuación del dispositivo.

Para el proceso de detección de fases de la marcha se tiene en cuenta lo siguiente:

El sensor IMU utilizado para la adquisición de parámetros cinemáticos es ubicado en la punta del pie del miembro no actuado (extremidad izquierda), esto teniendo en cuenta que el exoesqueleto AGoRA es unilateral del lado derecho. Ya que el sujeto puede mover a voluntad la extremidad izquierda, es ubicado el sensor inercial IMU en la punta del pie izquierdo con el objetivo de realizar la detección de fases de marcha, teniendo en cuenta que la marcha tiene un patrón simétrico, es posible identificar la fase de marcha del miembro actuado teniendo como referencia el miembro no actuado [65], [99], [157]. De las 4 fases de la marcha detectadas en [27], se identifica que el miembro actuado se encuentra 2 fases adelante del miembro no actuado.

El desempeño del módulo de asistencia en marcha se muestra en el capítulo de resultados en la sección 4.4

Capítulo 4

RESULTADOS Y DISCUSIONES

Este capítulo contempla los resultados obtenidos de las 4 pruebas realizadas para la configuración e implementación del control de un exoesqueleto unilateral derecho de miembro inferior. De esta manera, se muestran los resultados de una prueba de concepto, en la implementación de un sistema masa resorte amortiguador en la articulación de la rodilla del exoesqueleto AGoRA; resultados obtenidos para encontrar la frecuencia máxima de operación del sistema de actuación del exoesqueleto AGoRA; resultados obtenidos de la prueba realizada del modulo de transparencia explicado en la sección 3.4.4.1; finalmente, resultados obtenidos de la prueba realizada en el módulo de asistencia en marcha explicado en la sección 3.4.4.2

4.1 Controlador de impedancia, prueba de concepto para la articulación de la rodilla

Acorde al diseño experimental propuesto en la sección 3.5.1, se realizaron tres pruebas para evaluar el comportamiento del sistema masa resorte amortiguador, cada uno de los comportamientos es representado en cuatro parámetros relevantes. El primer parámetro corresponde a la señal de entrada del sistema, donde se asigna un periodo diferente para la señal senoidal en cada prueba, las frecuencias de cada señal fueron 0.2 Hz , 0.5 Hz y 1 Hz respectivamente. La señal senoidal corresponde al módulo de **Posición deseada** mostrado en la Figura 3.25. Para poder observar el comportamiento del controlador de impedancia, es mostrado el segundo parámetro correspondiente a la posición angular del actuador para cada una de las señales de entrada. Estos dos parámetros de posición se encuentran expresados en *rad* y son mostrados en la primera fila de la Figura 4.1 para cada una de las pruebas. El tercer parámetro que muestra el comportamiento del controlador de impedancia, es el torque generado a la salida del controlador expresado en *Nm* y que sirve de entrada al módulo de **Conversión torque a porcentaje** observado en la Figura 3.25, ese parámetro se muestra en la segunda fila de la Figura 4.1 para cada una de las pruebas. Finalmente, el cuarto parámetro, corresponde a la velocidad angular correspondiente a la velocidad que ejerce el actuador para seguir la posición deseada, este comportamiento se observa en la Figura 4.1 en la tercera fila para cada una de las pruebas.

Los resultados de la primera prueba mostrados en la Figura 4.1a, se observa un sistema inestable presentando un comportamiento uniforme por parte de la posición angular del actuador al intentar seguir la posición deseada del sistema. El error presentado ante la posición angular y la deseada es de un 27,79 %. Así mismo, la respuesta en torque observada en la

Figura 4.1a, presenta los perfiles de torque calculados para que el sistema siga la posición deseada. Sin embargo, el comportamiento de esta señal confirma la similitud del sistema con un sistema subamortiguado. Adicionalmente, los perfiles de torque pico calculados por el controlador de impedancia que son aproximadamente de 16.76 Nm , representan a un sistema baja rigidez en comparación con las dos pruebas realizadas. Finalmente, la velocidad angular presentada en la Figura 4.1a confirma el comportamiento del sistema a un subamortiguado, los valores pico de velocidad angular presentados ($0.3593 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$) se deben al valor dado a la constante de amortiguamiento β .

Los resultados obtenidos en la segunda prueba del controlador de impedancia presentados en la Figura 4.1b, muestran un sistema con una posición angular del actuador uniforme a la señal de entrada al sistema. Sin embargo, la posición angular del actuador presenta un retraso con respecto a la posición angular deseada del sistema aproximadamente de 0.13 s . El error del sistema presentado entre la posición angular deseada y la posición del actuador corresponde a un 23.53% . Los perfiles de torque observados en esta prueba en la Figura 4.1b, muestran un sistema rígido presentando perfiles de torque de 23 Nm en comparación con el visto en la Figura 4.1a, el comportamiento visto de estos perfiles de torque calculados por el controlador similares a comportamientos lineales, pueden darse a razón del periodo de la señal senoidal deseada, ya que como se mencionó, la posición del actuador se encuentra en retraso y el sistema es compensado por medio de perfiles de torque, por lo que los perfiles de torque no se presentan en un comportamiento suavizado. Finalmente los valores de velocidad angular presentan un valor pico de $0.88 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$, mayores a los vistos en la primera prueba.

Por ultimo, la tercera prueba presenta en la Figura 4.1c, el comportamiento de un sistema similar al sobreamortiguado, donde la posición angular deseada y la posición del actuador presentan un error del 1.6% presentando un retraso de la posición del actuador con respecto a la posición angular deseada de 0.188 s , así mismo, el comportamiento de la posición del actuador es uniforme a la deseada. Por otro lado, la forma de la señal de los perfiles de torque de salida calculados por el controlador, son similares a los observados en la prueba de la Figura 4.1b considerando que los valores de la constante de elasticidad y la constante de amortiguamiento son menores a los utilizados para la segunda prueba. Adicionalmente, el comportamiento de esta respuesta es semejante a una señal suavizada, este comportamiento es confirmado al observar la forma de la velocidad angular del actuador donde la velocidad pico del sistema corresponde a un valor de $1.2 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$.

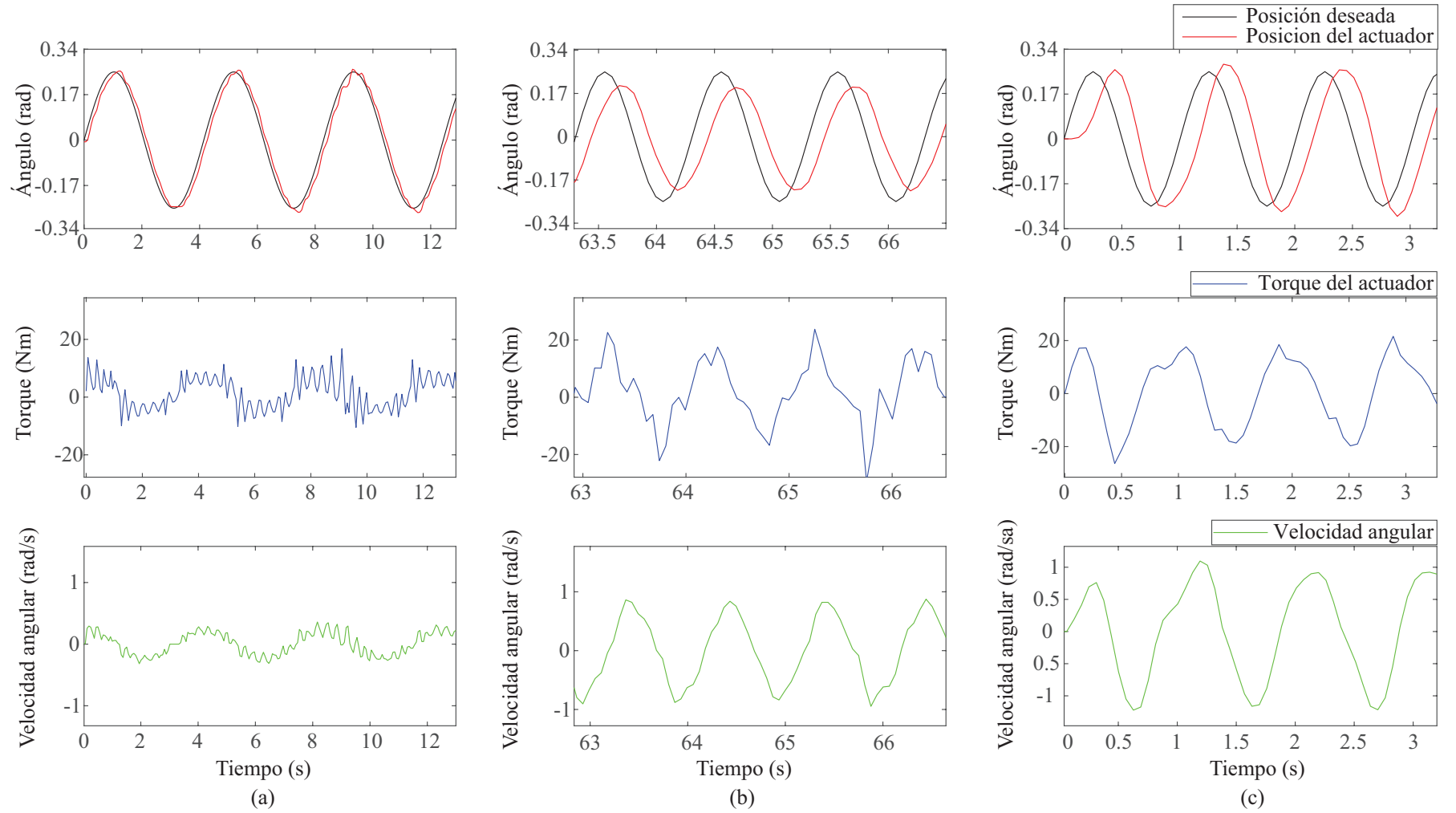
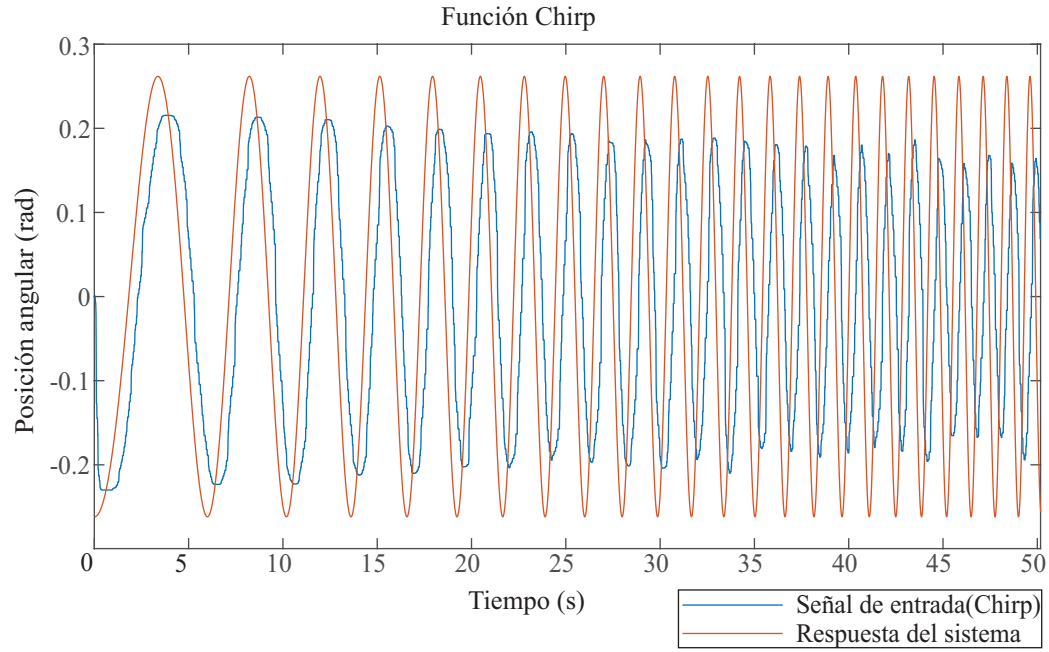
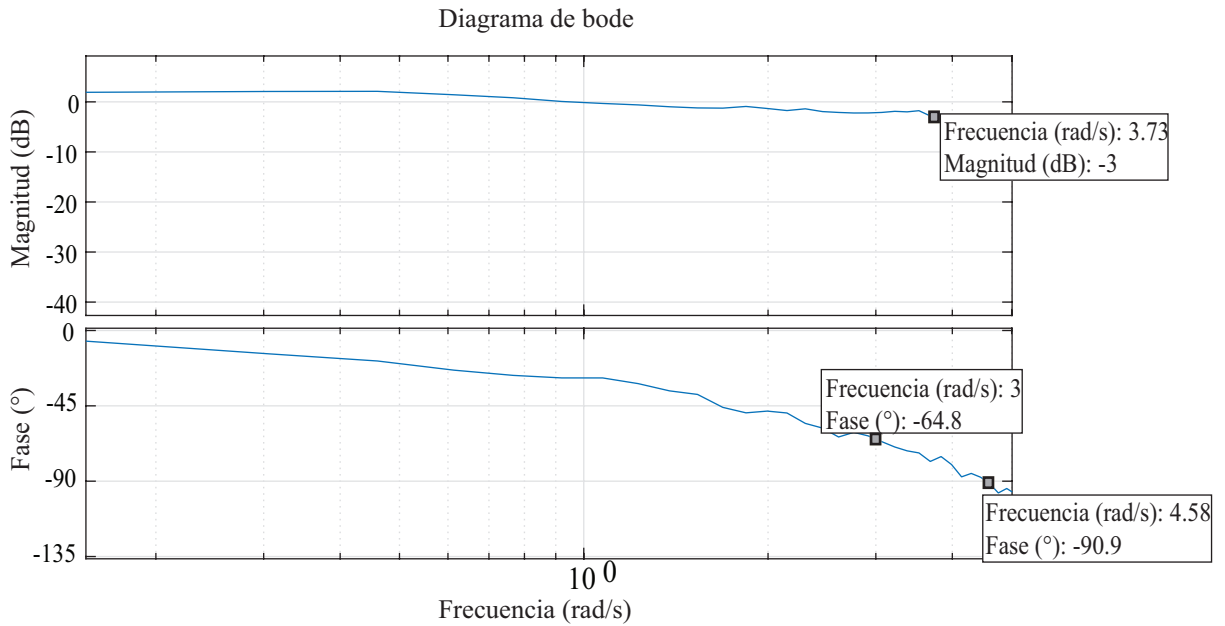


Figura 4.1: Respuestas de posición angular, torque y velocidad angular para (1) prueba realizada aplicando $k = 300 \frac{Nm}{rad}$ y $\beta = 30 \frac{Nm \cdot s}{rad}$ donde la frecuencia de la señal es igual a $0.2 Hz$; (2) prueba realizada aplicando $k = 300 \frac{Nm}{rad}$ y $\beta = 70 \frac{Nm \cdot s}{rad}$ donde la frecuencia de la señal es igual a $1 Hz$; (3) prueba realizada aplicando $k = 100 \frac{Nm}{rad}$ y $\beta = 15 \frac{Nm \cdot s}{rad}$ donde la frecuencia de la señal es igual a $0.57 Hz$.

4.2 Frecuencia máxima de operación



(a) Señal tipo chirp aplicada al controlador de impedancia para validar la frecuencia máxima de operación del actuador



(b) Diagrama de bode del actuador mostrando la frecuencia máxima de operación del sistema

Figura 4.2: Prueba realizada para definir la máxima frecuencia de operación del actuador aplicado para la articulación de rodilla.

Tal como se observa en la Figura 4.2a, conforme la frecuencia de la señal Chirp aumenta, la diferencia entre la señal de entrada y la señal de respuesta incrementa. De tal manera que una atenuación de -3 dB en la función de bode (Figura 4.2b), permite conocer la frecuencia de operación máxima del sistema. Con este procedimiento es posible obtener un valor aproximado de la frecuencia de operación del actuador. Para esta prueba, es utilizado el sistema masa resorte amortiguador como el controlador de impedancia con una constante $k = 100 \frac{Nm}{rad}$ y $\beta = 15 \frac{Nms}{rad}$. Como resultado, se puede observar puntualmente en la Figura 4.2b, que la frecuencia de operación del sistema se aproxima a los $3.73 \frac{rad}{s}$ lo cual equivale a 0.5936 Hz , de tal manera que el rango de frecuencias contemplado en la primera prueba (frecuencia de operación de la articulación 0.2 Hz a 1 Hz) permite confirmar que la frecuencia de operación del actuador se encuentra en los 0.5936 Hz . Con respecto al valor obtenido, dispositivos como Varileg [86], permite tener un aproximado de la frecuencia en la que operan exoesqueletos de miembro inferior, para este dispositivo se ha reportado en la literatura una frecuencia de paso aproximada de 0.7 a 1.1 Hz [86], en donde el actuador utilizado para el exoesqueleto AGoRA se aproxima a esta cifra.

4.3 Módulo de transparencia

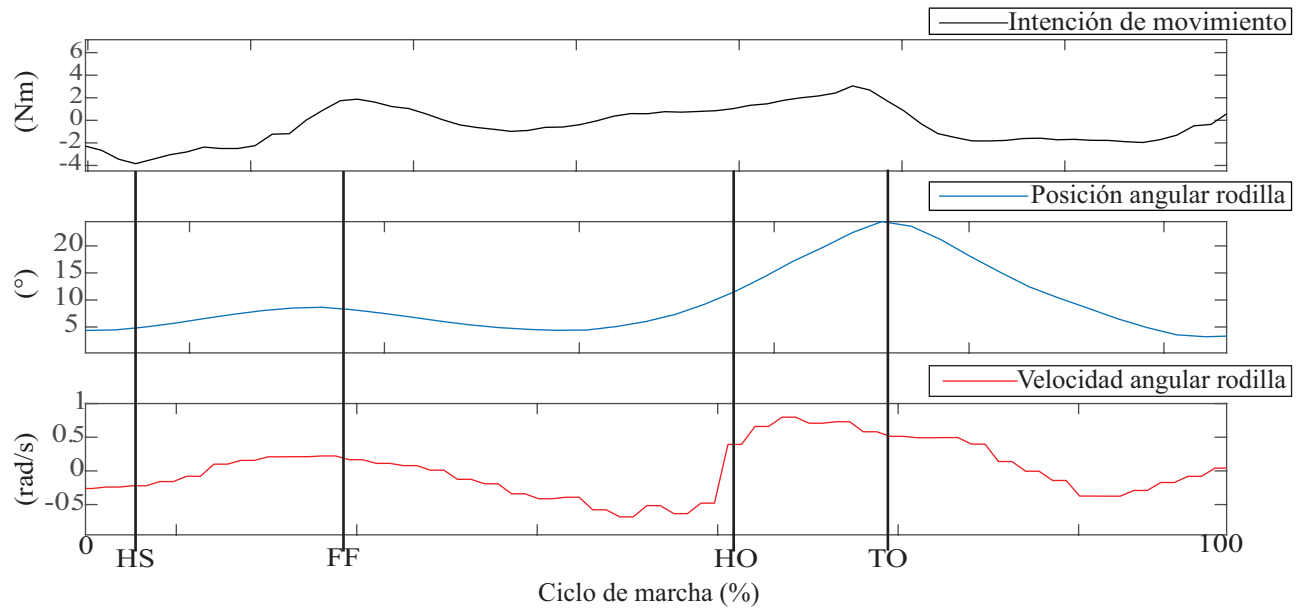
Acorde al diseño experimental elaborado y presentado en la sección 3.5.3, los resultados obtenidos para la prueba del módulo de transparencia corresponden a la entrada y la salida del controlador de admitancia para la articulación de la rodilla, las cuales equivalen al torque generado por la persona hacia el exoesqueleto AGoRA y el perfil de velocidad angular calculado por el control de admitancia respectivamente. La validación del comportamiento del módulo de transparencia se presenta en la Figura 4.3. La Figura 4.3a presenta el desempeño del módulo de transparencia en un ciclo característico de la marcha ejecutado por la persona. La constante de amortiguamiento del sistema para esta prueba en la articulación de rodilla corresponde a $34 \frac{Nms}{rad}$. Igualmente, la Figura 4.3b muestra el desempeño del modulo de transparencia en un ciclo característico de la marcha ejecutado por la persona. La constante de amortiguamiento utilizada para esta prueba en la articulación de rodilla corresponde a $32 \frac{Nms}{rad}$.

La primera prueba reportada en la Figura 4.3a permite observar la relación obtenida entre la intención de movimiento de la persona expresada en términos de torque (Nm) con respecto a los valores de velocidad angular generados por el controlador de admitancia. Para este caso, el sistema reporta valores de velocidad del motor cercanos a $1 \frac{rad}{s}$ en la articulación de la rodilla actuada, donde la persona alcanzó una velocidad de $0.372 \frac{m}{s}$ en la actividad de la marcha y una posición angular pico de 30° . Los valores de intención de movimiento ingresados a la entrada del controlador de admitancia se aproximan a torques pico de 3 Nm .

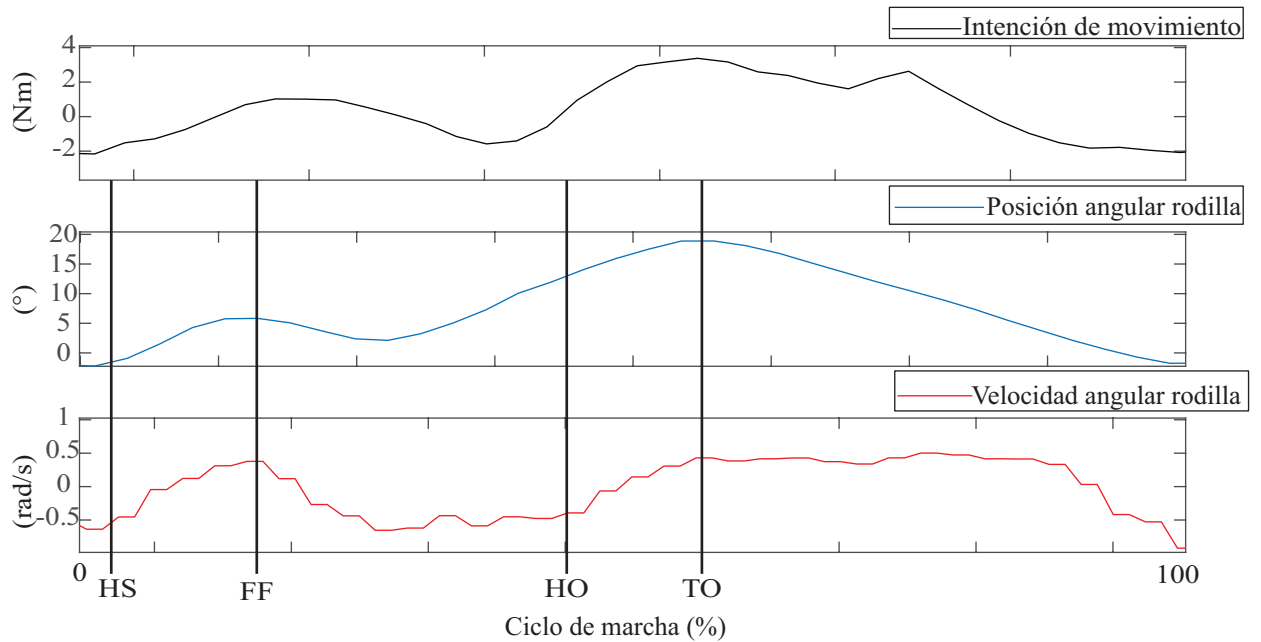
La segunda prueba reportada en la Figura 4.3b muestra la relación de la intención de movimiento de la persona expresada en torque (Nm) y los valores de velocidad angular del motor generados por el controlador de admitancia. Para la constante de amortiguamiento configurada en la articulación de rodilla, el controlador de admitancia calculó valores de velocidad angular cercanos a los $0.5 \frac{rad}{s}$ la cual le permitió a la persona lograr una velocidad de $0.248 \frac{m}{s}$ en la actividad de la marcha y una posición angular pico cercana a los 20° . El controlador de admitancia percibe en este caso torques pico cercanos a los 3 Nm .

Acorde a lo mencionado, la variación de las constantes de amortiguamiento del sistema en las dos pruebas. Muestra en primer lugar la reducción de la velocidad de la marcha entre la

primera prueba comparada con la segunda prueba, este efecto es resultado de la disminución de la constante de amortiguamiento del sistema, con el que la velocidad angular de la articulación de la rodilla en la segunda prueba (Figura 4.3b), se vio drásticamente reducida a la mitad (velocidad angular pico de $0.5 \frac{rad}{s}$), en comparación a la primera prueba (Figura 4.3a) donde se reportó una velocidad angular en la articulación de la rodilla aproximadamente de $1 \frac{rad}{s}$. Finalmente, se observa una reducción de el ROM de la rodilla restringiendo lo cual disminuye la cadencia de paso de la persona. La comparación realizada entre las dos pruebas fue realizada teniendo en cuenta que fueron generados valores de intención de movimiento similares en la actividad de la marcha por parte de la persona.



(a) Respuesta del controlador de admitancia de torque, posición y velocidad angular caminando las constantes de amortiguamiento utilizadas para la cadera y la rodilla son $305 \frac{Nms}{rad}$ y $34 \frac{Nms}{rad}$



(b) Respuesta del controlador de admitancia de torque, posición y velocidad angular caminando las constantes de amortiguamiento utilizadas para la cadera y la rodilla son $280 \frac{Nms}{rad}$ y $32 \frac{Nms}{rad}$

Figura 4.3: Resultados obtenidos del módulo de transparencia en la actividad de marcha.

4.4 Módulo de asistencia en marcha

Acorde al diseño experimental propuesto en la sección 3.5.4 los resultados obtenidos del módulo de asistencia en marcha se muestran en tres figuras. La Figura 4.4 contempla el funcionamiento de la detección de fases de la marcha realizada en la extremidad no actuada (extremidad izquierda de la persona) para determinar la fase de marcha de la extremidad actuada (extremidad derecha de la persona) de un ciclo representativo de la marcha. Posteriormente, las Figuras 4.5 y 4.6, muestran el comportamiento de las articulaciones de la rodilla y de la cadera en términos de la posición angular deseada y posición angular actual que corresponde a la posición angular de la articulación. Así mismo se muestra la actuación del sistema en términos del torque calculado por el controlador de impedancia para cada articulación. Las figuras muestran el comportamiento del sistema en un ciclo representativo de la marcha.

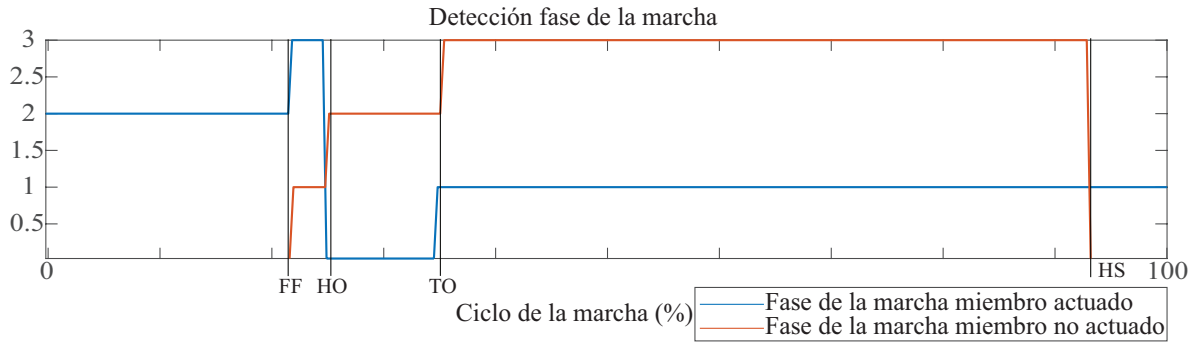


Figura 4.4: Gráfica de la detección de fases de marcha de la extremidad actuada y la extremidad no actuada

La Figura 4.4 muestra el funcionamiento de la detección de fases de la marcha correspondiente a la extremidad actuada basandose en la extremidad no actuada, obteniendo como resultado las cuatro fases de la marcha relevantes y detectadas por el módulo de detección de fases de la marcha indicadas en la sección 3.4.4.2. A continuación, se presenta el comportamiento de la articulación de la rodilla en las cuatro fases de la marcha detectadas.

la Figura 4.5 muestra la posición angular deseada para cada una de las fases de la marcha indicadas. Para este caso, el grado de asistencia contemplado con el exoesqueleto AGoRA requiere que la persona complemente la acción ejecutando movimientos voluntarios en la articulación, los 20 ° pico observados en la gráfica son obtenidos por el torque generado por el actuador de la articulación de la rodilla. la gráfica de torque representada en la Figura 4.5 permite validar los perfiles de torque entregados por la articulacion de la rodilla acorde a la detección de las fases de la marcha utilizada.

La Figura 4.6 muestra el comportamiento del controlador de impedancia configurado para la articulación de la cadera, la gráfica de posición que se presenta, permite validar el correcto funcionamiento de la identificación de las posiciones angulares deseadas acorde a la fase de marcha detectada, adicionalmente, es posible observar el comportamiento de la posición angular de la cadera identificado como la posición angular deseada. Sin embargo, esta presenta una variación mínima acorde a las fases de marcha. Por otro lado, la gráfica que muestra el torque entregado por el actuador, muestra el comportamiento de los perfiles de torque que

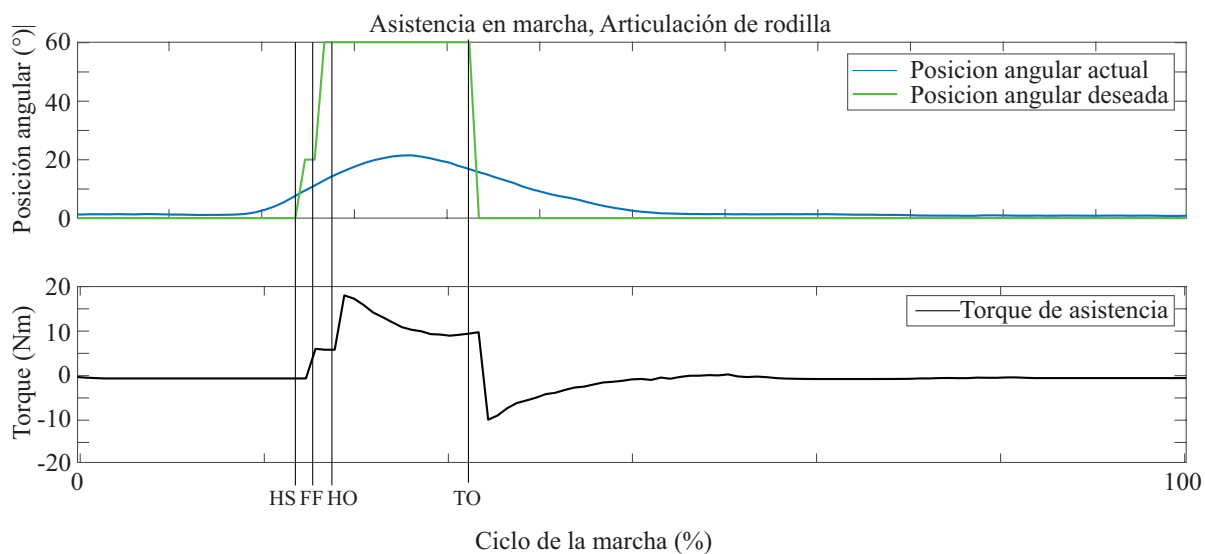


Figura 4.5: Asistencia en la actividad de la marcha de la articulación de rodilla

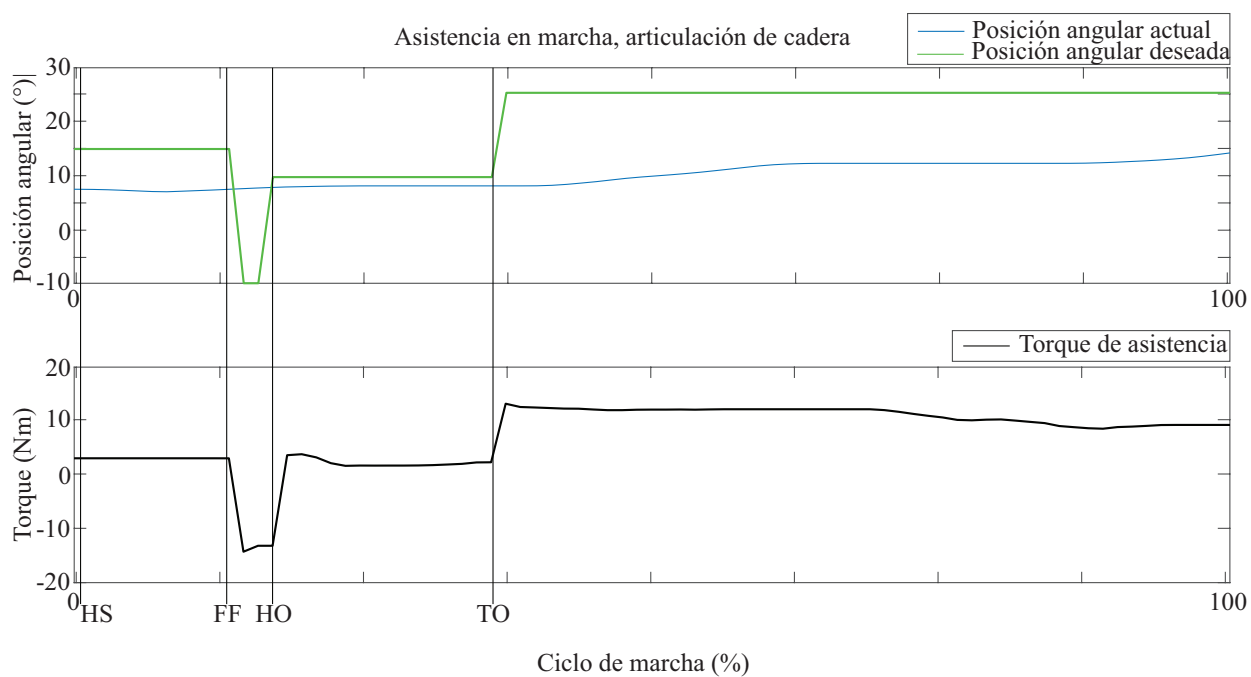


Figura 4.6: Asistencia en la actividad de la marcha de la articulación de cadera

varían según la fase de marcha detectada.

Finalmente, se debe considerar que aunque el controlador propuesto envía los perfiles de torque para poder llegar a la posición deseada, la persona debe apoyar el movimiento que el exoesqueleto AGoRA esta ejecutando. Adicionalmente, cabe mencionar que la frecuencia de operación del sistema se encuentra por los $0,5936Hz$, para la prueba realizada con el módulo de asistencia en marcha, el periodo se zancada se aproxima a $1Hz$ a una velocidad de marcha de $0,375\frac{m}{s}$ por lo que el cambio entre las fases HS, FF y TO mostrada en la Figura 4.5 y la Figura 4.5 se dan en un tiempo relativamente corto el cual el sistema no alcanza a seguir. Sin embargo, las constantes k y β configuradas para el controlador dan como resultado un sistema con rigidez baja que permite al a la persona realizar movimientos en la misma dirección en la que el dispositivo generaba los torques de asistencia.

Capítulo 5

CONCLUSIONES

Como resultado de este proyecto, es presentado el exoesqueleto de miembro inferior AGoRA el cual se basó en dos conceptos clave:

El primer concepto aplicado en la percepción del dispositivo, contempló la instrumentación implementada en el exoesqueleto AGoRA, con la que fue posible aplicar el concepto de pHRI habilitando la comunicación de manera bilateral entre el dispositivo de asistencia y el sujeto. Este objetivo incluye la implementación de sensores que permitieron medir parámetros cinéticos y cinemáticos como galgas extensiométricas, encoders absolutos e incrementales, sensores inerciales IMU. Adicionalmente, el exoesqueleto AGoRA se presenta como un dispositivo portable y vestible, que posee un sistema de alimentación, procesamiento y actuación adaptados para su correcto funcionamiento. De esta manera, fueron identificadas e implementadas las herramientas de *Hardware* requeridas para la ejecución de ADL como la marcha asistida.

La actuación del exoesqueleto AGoRA fue realizada con actuadores para la cadera y la rodilla brindando torques de asistencia el plano sagital para la actividad de la marcha asistida. Haciendo uso de pHRI se introdujo al individuo dentro de las estrategias de control implementadas en el exoesqueleto de miembro inferior AGoRA tales como un controlador de admitancia y un controlador de impedancia. De esta manera, estos dos conceptos de control de nivel intermedio se consideraron la base para el desarrollo de las estrategias de alto nivel. Bajo este concepto, se concluye la implementación de dos controladores mencionados en la literatura, para el desarrollo e implementación de un exoesqueleto de miembro inferior de rehabilitación.

la prueba de concepto mencionada como “Controlador de impedancia, prueba de concepto en la articulación de la rodilla” (sección 4.1), permitió validar el desempeño de un sistema masa resorte amortiguador como un controlador de impedancia. Adicionalmente los resultados obtenidos durante la prueba 1 vistos en la Figura 4.1a, muestran respuestas de torque similares a las de ANdROS [68], que también aplica un sistema masa resorte amortiguador para corregir la posición de la articulación de la rodilla. Igualmente, el torque ejercido durante esta prueba es significativamente menor que los perfiles exhibidos en pruebas posteriores. Adicionalmente, se generan errores de posición debido a la baja rigidez presentada por el sistema masa resorte amortiguador. La configuración del sistema mostrada en la prueba 3 mostrado en la Figura 4.1c, puede ser utilizada en un entorno de rehabilitación, donde un sistema de baja rigidez permite el movimiento de la articulación por parte del paciente, acompañados por perfiles de torque de asistencia generados por el dispositivo. Este comportamiento se puede observar en dispositivos de asistencia para la articulación de rodilla mencionado en [161]. Finalmente, lo

observado en la Figura 4.1a y la Figura 4.1b, donde se presenta un desfase y una atenuación en la señal, se evaluó la posibilidad de que entre las frecuencias de 0.2 Hz y 1 Hz se encuentre la frecuencia máxima de operación de la articulación, esta afirmación es confirmada en la prueba realizada para encontrar la frecuencia máxima de operación del actuador, donde el rango de frecuencias entre 0.2 Hz y 1 Hz son configuradas en la señal tipo chirp, obteniendo el resultado de una frecuencia máxima de operación de 0.5936 Hz , esta frecuencia máxima de operación es semejante a la reportada para el exoesqueleto Varileg [86] donde se reporta una frecuencia máxima de paso entre los 0.7 y 1.1 Hz .

El desarrollo de las estrategias de control de nivel intermedio, permitió el uso del dispositivo bajo el concepto de pHRI. Como resultado, se desarrollan los módulos de transparencia basado en controladores de admitancia y un módulo de asistencia en marcha basado en controladores de impedancia que con la implementación de un clasificador de las fases de la marcha, se brindó asistencia a una ADL como la marcha actuando las articulaciones de la rodilla y la cadera de la extremidad derecha.

Como resultado de la prueba de desempeño realizada al módulo de transparencia (sección 4.3), las constantes de amortiguamiento aplicadas para la prueba 1 (figura 4.3a) permiten mayor libertad de movimiento al sujeto en comparación de las constantes configuradas para la prueba 2 de la figura 4.3b, esto teniendo en cuenta que los valores de las intensiones de movimiento son similares. Así mismo, se puede observar que la gráfica de posición angular de la rodilla en la marcha, no se ve afectada por el módulo de transparencia, el cual es similar al reportado en [65]. Como aplicaciones a este módulo, se abre la posibilidad de realizar el entrenamiento del módulo de detección de fases de la marcha haciendo uso del exoesqueleto AGoRA, esto mejorará el funcionamiento del módulo de detección de fases de la marcha [148].

Como resultado de la prueba ejecutada del módulo de asistencia en marcha (sección 3.4.4.2) se contempla un incremento de las constantes de k y β tanto en la cadera como en la rodilla para que el exoesqueleto AGoRA brinde un nivel de asistencia mayor. Lo mencionado implica que el grado de rigidez de las articulaciones incrementa, lo cual puede dificultar los movimientos voluntarios de la extremidad en el momento que el sujeto lo desee. Otro factor relevante en este tipo de pruebas es la frecuencia de muestreo en la que el módulo de asistencia en marcha se encuentra operando, ya que el módulo de detección de fases de la marcha maneja una frecuencia aproximada de 100 Hz mientras que el módulo que incluye los controladores de impedancia para cadera rodilla opera a 40 Hz , esto puede generar que la fase de marcha detectada por el módulo de detección de fases de marcha no sea identificado por el módulo del controlador, por lo que se requiere validar alternativas que permitan incrementar la frecuencia de operación del módulo de asistencia en marcha.

Finalmente, una prueba piloto realizada con un sujeto sin patologías asociadas a la marcha, permitió validar la interacción del ser humano con el dispositivo, los resultados obtenidos mostraron una aproximación de la interacción entre la robótica de asistencia y una persona, donde el módulo de transparencia brinda libertad al sujeto de moverse sin restricción, y un módulo de asistencia en marcha, generó perfiles de torque de asistencia para cada articulación para asistir el movimiento de la extremidad derecha para las cuatro fases de la marcha identificadas por el módulo de detección de fases de la marcha. Es claro que un incremento de las constantes de amortiguamiento y elasticidad en el sistema puede disminuir el error de posición mostrados en los resultados presentados en la sección 4.4. Sin embargo, el incrementar la constante de amortiguamiento del sistema, aumenta la rigidez del sistema limitando el movimiento de la articulación del sujeto.

Capítulo 6

RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El exoesqueleto de miembro inferior presentado en este trabajo, que hace parte del proyecto AGoRA tiene estipulados los siguientes trabajos futuros:

- Para validar la efectividad de los controladores, la estructura mecánica y la instrumentación implementada presentados en este trabajo, se tiene programado el desarrollo de pruebas de los módulos de transparencia y asistencia en marcha con sujetos sanos con un número de muestra mayor.
- Dispositivos como el caminador Robótico AGoRA *Walker* y la órtesis de tobillo *t-flex* se encuentran en funcionamiento para asistencia en marcha y para brindar soporte y balance a la persona, por lo que, la integración de los tres dispositivos en el desarrollo de esta actividad se encuentra programada para así evaluar la efectividad de la plataforma AGoRA.
- Con las estrategias de control de nivel intermedio desarrolladas se tiene estipulado el desarrollo de una herramienta de software para la ejecución de otras ADL tales como levantarse de una silla (STS) haciendo uso de herramientas como *machine learning* para la identificación de las fases que componen esta actividad.
- El desarrollo de otro tipo de ADL con el exoesqueleto de miembro inferior se encuentran programadas para que en conjunto con el caminador Robótico AGoRA *Walker* y la ortesis de tobillo *t-flex* sea posible brindar asistencia a pacientes con enfermedades neurológicas.

Capítulo 7

ANEXOS

Bibliografía

- [1] M. clinic, *stroke*, 2020. dirección: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/stroke/symptoms-causes/syc-20350113>.
- [2] R. Verma, K. N. Arya, P. Sharma y col., «Understanding gait control in post-stroke: Implications for management», *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, vol. 16, n.º 1, págs. 14-21, 2012, ISSN: 13608592. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.12.005>.
- [3] Z. Kiliç, B. Erhan, B. Gunduz y col., «Central Post-Stroke Pain in Stroke Patients: Incidence and the Effect on Quality of Life», *Turkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi*, vol. 61, n.º 2, págs. 142-147, 2015, ISSN: 13020234.
- [4] K. Kim, Y. M. Kim y E. K. Kim, «Correlation between the activities of daily living of stroke patients in a community setting and their quality of life», *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 26, n.º 3, págs. 417-419, 2014, ISSN: 09155287.
- [5] E. N. Trujillo, «Accidente cerebrovascular en un adulto joven con deficiencia de proteínas y foramen oval patente . Reporte de caso», págs. 46-49, 2016.
- [6] S. Lui y M. H. Nguyen, «Elderly Stroke Rehabilitation : Overcoming the Complications», *HIndawi*, vol. 2018, págs. 1-9, 2018.
- [7] T. Truelsen, B. Piechowski-Jozwiak, R. Bonita y col., «Stroke incidence and prevalence in Europe: A review of available data», *European Journal of Neurology*, vol. 13, n.º 6, págs. 581-598, 2006, ISSN: 13515101.
- [8] V. Y. Ma, L. Chan y K. J. Carruthers, «Incidence, prevalence, costs, and impact on disability of common conditions requiring rehabilitation in the united states: Stroke, spinal cord injury, traumatic brain injury, multiple sclerosis, osteoarthritis, rheumatoid arthritis, limb loss, and back pa», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 95, n.º 5, 986-995.e1, 2014, ISSN: 1532821X. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2013.10.032>.
- [9] A. A. Divani, S. Majidi, A. M. Barrett y col., «Consequences of stroke in community-dwelling elderly: The health and retirement study, 1998 to 2008», *Stroke*, vol. 42, n.º 7, págs. 1821-1825, 2011, ISSN: 00392499.
- [10] I. R. Salvador, *Hemiparesia: tipos, síntomas, causas y tratamiento*, 2020. dirección: <https://psicologiyamente.com/clinica/hemiparesia>.
- [11] U. B. Flansbjer, A. M. Holmback, D. Downham y col., «Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke», *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 37, n.º 2, págs. 75-82, 2005, ISSN: 16501977.

- [12] M. E. Mlinac y M. C. Feng, «Assessment of Activities of Daily Living, Self-Care, and Independence», *Archives of Clinical Neuropsychology*, vol. 31, n.º 6, págs. 506-516, 2016, ISSN: 08876177.
- [13] W. Sanngoen, S. Nillnawarad y S. Patchim, «Design and development of low-cost assistive device for lower limb exoskeleton robot», *Proceedings - 2017 10th International Conference on Human System Interactions, HSI 2017*, págs. 148-153, 2017.
- [14] H. A. Haghgoo, E. S. Pazuki, A. S. Hosseini y col., «Depression, activities of daily living and quality of life in patients with stroke», *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 328, n.º 1-2, págs. 87-91, 2013, ISSN: 0022510X.
- [15] L. B. Luengo, «“Efectos adversos en la utilizacion de silla de ruedas en mayores”», pág. 14, 2010.
- [16] J. A. Stevens, K. Thomas, L. Teh y col., «Unintentional fall injuries associated with walkers and canes in older adults treated in U.S. emergency departments», *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 57, n.º 8, págs. 1464-1469, 2009, ISSN: 00028614.
- [17] S. Viteckova, P. Kutilek y M. Jirina, «Wearable lower limb robotics: A review», *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 33, n.º 2, págs. 96-105, 2013, ISSN: 02085216. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2013.03.005>.
- [18] H. Kawainot, S. Lee, S. Kanbe y col., «Power Assist Method for HAL-3 using EMG-based Feedback Controller *», págs. 1648-1653, 2003.
- [19] N. Aphiratsakun y M. Parnichkun, «Fuzzy based Gains Tuning of PD Controller for Joint Position Control of AIT Leg Exoskeleton-I (ALEX-I)», *2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2008*, págs. 859-864, 2008.
- [20] C Bayon, O Ramirez, F Molla y col., «CPWalker, Robotic Platform for Gait Rehabilitation and Training in patients with Cerebral Palsy», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, under review, págs. 3736-3741, 2015.
- [21] A. Magazine, «Team ReWalk Ranked First in the Cybathlon 2016 Exoskeleton Final», n.º december, 2017.
- [22] Y. T. Triana y A. C. Diaz, «Evaluacion de un programa de fisioterapia convencional mas terapia acuatica en niños con parálisis cerebral espástica Evaluation of a conventional physical therapy program plus aquatic therapy in children with spastic cerebral palsy», págs. 21-37, 2007.
- [23] K. Shihomi, O. Koji, T. Tadao y col., «Development of new rehabilitation robot device that can be attached to the conventional Knee-Ankle-Foot-Orthosis for controlling the knee in individuals after stroke», *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, págs. 304-307, 2017, ISSN: 19457901.
- [24] A. M. Alonso, L. Jimenez, J. Sebastian y col., «Rehabilitacion robotica de la marcha con lokomat en Colombia: Estado actual y oportunidades de la robotica social», págs. 1-11, 2017.
- [25] S. D. Sierra, J. F. Molina, A. G. Daniel y col., «Development of an Interface for Human-Robot Interaction on a Robotic Platform for Gait Assistance : AGoRA Smart Walker», *2018 IEEE ANDESCON*, págs. 1-7,

- [26] M. Sanchez-Manchola, D. Gomez-Vargas, D. Casas-Bocanegra y col., «Development of a Robotic Lower-Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: AGoRA Exoskeleton», *2018 IEEE ANDESCON, ANDESCON 2018 - Conference Proceedings*, págs. 1-6, 2018.
- [27] M. D. Manchola, M. J. Bernal, M. Munera y col., «Gait phase detection for lower-limb exoskeletons using foot motion data from a single inertial measurement unit in hemiparetic individuals», *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, n.º 13, 2019, ISSN: 14248220.
- [28] G. S. Silva, W. J. Koroshetz, R. G. Gonzalez y col., «Causes of Ischemic Stroke», n.º October, 2010.
- [29] B. Ovbiagele y M. N. Nguyen-huynh, «Stroke Epidemiology : Advancing Our Understanding of Disease Mechanism and Therapy», págs. 319-329, 2011.
- [30] A. A. Divani, G. Vazquez, A. M. Barrett y col., «Risk factors associated with injury attributable to falling among elderly population with history of stroke», *Stroke*, vol. 40, n.º 10, págs. 3286-3292, 2009, ISSN: 00392499.
- [31] L. Pei, X.-y. Zang, Y. Wang y col., «ScienceDirect Factors associated with activities of daily living among the disabled elders with stroke», *International Journal of Nursing Sciences*, vol. 3, n.º 1, págs. 29-34, 2016, ISSN: 2352-0132. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijnss.2016.01.002>.
- [32] G. D. Whitiana y A. Cahyani, «Level of Activity Daily Living in Post Stroke Patients», vol. 4, n.º 2, págs. 261-266, 2017.
- [33] A. Sunderland, D. Fletcher, L. Bradley y col., «Enhanced physical therapy for arm function after stroke : a one year follow up study», págs. 856-858, 1994.
- [34] G Kwakkel, B. J. Kollen y R. C. Wagenaar, «Long term effects of intensity of upper and lower limb training after stroke: a randomised trial», págs. 473-479, 2002.
- [35] P. Appelros y A. Tere, «Living setting and utilisation of ADL assistance one year after a stroke with special reference to gender differences», vol. 28, n.º January, págs. 43-49, 2006.
- [36] M. clinic, *Spinal cord injury*, 2019. dirección: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/spinal-cord-injury/symptoms-causes/syc-20377890>.
- [37] W. H. Organization, *Spinal Cord Injury*, 2013. dirección: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>.
- [38] J. W. McDonald y C. S. More, «Spinal-cord injury», *SEMINAR*, págs. 417-425, 2002.
- [39] A. Alizadeh, S. M. Dyck y S. Karimi-Abdolrezaee, «Traumatic Spinal Cord Injury: An Overview of Pathophysiology, Models and Acute Injury Mechanisms», *Frontiers in Neurology*, vol. 10, n.º March, págs. 1-25, 2019, ISSN: 1664-2295.
- [40] Z. Zhu, C. Jiang, X. Wang y col., «Design of a wearable lower limb exoskeleton for paralyzed individuals», *M2VIP 2016 - Proceedings of 23rd International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice*, 2017.
- [41] D. Wolfe, A. McIntyre, K. Ravenek y col., *Spinal cord injury rehabilitation evidence*, 2011.
- [42] E. Peter, B. Deb, S. Sukesh y col., *Activities of Daily Living (ADLs)*. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470404/>.

- [43] A. Balaguer, *Actividades de la vida diaria*, 2016. dirección: <https://asapmebajoaragon.org/actividades-de-la-vida-diaria/>.
- [44] C. Blomgren, K. Jood, C. Jern y col., «Long-term performance of instrumental activities of daily living (IADL) in young and middle-aged stroke survivors : Results from SAHLSIS outcome», vol. 8128, n.º May, págs. 0-8, 2017.
- [45] P. H. Veltink, H. B. Bussmann, W. De Vries y col., «Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers», *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 4, n.º 4, págs. 375-385, 1996, ISSN: 10636528.
- [46] S. J. Olney y C. Richardsb, «Hemiparetic gait following stroke . Part I : Characteristics», vol. 4, págs. 136-148, 1996.
- [47] K. Han, J. Lee y W. K. Song, «Application scenarios for assistive robots based on in-depth focus group interviews and clinical expert meetings», *2013 44th International Symposium on Robotics, ISR 2013*, n.º C, 2013.
- [48] M. A. Laribi y S. Zeghloul, *Human lower limb operation tracking via motion capture systems*. Elsevier Inc., 2019, págs. 83-107, ISBN: 9780128156599. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-815659-9.00004-4>.
- [49] F. Bionics, *The Gait Cycle*, 2013. dirección: <https://www.footbionics.com/Patients/The+Gait+Cycle.html>.
- [50] Y. Xiang, *Predicting the Biomechanics of Walking*. Elsevier Inc., 2013, págs. 149-186, ISBN: 9780124051904. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-405190-4.00007-6>.
- [51] Tekscan, «The Gait Cycle: Phases, Parameters to Evaluate & Technology», 2019. dirección: <https://www.tekscan.com/blog/medical/gait-cycle-phases-parameters-evaluate-technology>.
- [52] M. Karadsheh, «Gait Cycle», 2020. dirección: <https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7001/gait-cycle>.
- [53] R. S. Sanchez, «Influencia de la carga aplicada sobre bastones de antebrazo en parámetros cinemáticos durante la marcha asistida en sujetos sanos», Tesis doct., Universidad de Sevilla, 2017, pág. 240.
- [54] D. L. Rudman, «Living in a restricted occupational world: The occupational experiences of stroke survivors who are wheelchair users and their caregivers», págs. 141-152, 2015.
- [55] T.-s. Kuan y J.-y. Tsou, «Hemiplegic Gait of Stroke Patients : The Effect of Using a Cane», 1999.
- [56] P.-T. Hu, K.-H. Lin, T.-W. Lu y col., «Effect of a Cane on Sit-to-Stand Transfer in Subjects with Hemiparesis», n.º 1, págs. 191-202, 2013.
- [57] P. Herrera-Saray, I. Pelaez-Ballestas, L. Ramos-Lira y col., «Problemas con el uso de sillas de ruedas y otras ayudas técnicas y barreras sociales a las que se enfrentan las personas que las utilizan. Estudio cualitativo desde la perspectiva de la ergonomía en personas discapacitadas por enfermedades reumáticas y otras condiciones», *Reumatología Clínica*, vol. 9, n.º 1, págs. 24-30, 2013, ISSN: 1699258X.

- [58] B. J. Makinson, *Research and Development Prototype for Machine Augmentation of Human Strength and Endurance. Hardiman I Project*, 1971.
- [59] H. Kim, Y. J. Shin y J. Kim, «Kinematic-based locomotion mode recognition for power augmentation exoskeleton», *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 14, n.º 5, págs. 1-14, 2017, ISSN: 17298814.
- [60] R Ekkelenkamp, J Veneman y H. V. D. Kooij, «LOPES : a lower extremity powered exoskeleton», n.º April, págs. 3132-3133, 2007.
- [61] S. S. Banala SK, Agrawal SK, «Active leg exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. IEEE Int Conf Rehabil Robot 2007, 401–7», *Rehabilitation Robotics*, vol. 00, n.º c, 2007, ISSN: 1050-4729.
- [62] M. Talaty, A. Esquenazi y J. E. Briceno, «Differentiating ability in users of the Re-WalkTM powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics», *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013, ISSN: 19457898.
- [63] J. Choi, B. Na, P.-G. Jung y col., «WalkON Suit», *IEEE ROBOTICS & AUTOMATION MAGAZINE*, n.º November, págs. 75-86, 2017.
- [64] D. S. Miguel, L. J. A. Mayag, M. Munera y col., «Impedance-based Backdrivability Recovery of a Lower-limb Exoskeleton for Knee Rehabilitation», págs. 1-6, 2019.
- [65] A. C. Villa-Parra, D. Delisle-Rodriguez, J. S. Lima y col., «Knee impedance modulation to control an active orthosis using insole sensors», *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, n.º 12, 2017, ISSN: 14248220.
- [66] F. L. Haufe, A. M. Kober, K. Schmidt y col., «User-driven walking assistance : first experimental results using the MyoSuit», *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, págs. 944-949, 2019.
- [67] S. O. Schrade, K. Datwyler, M. Stucheli y col., «Development of VariLeg, an exoskeleton with variable stiffness actuation: First results and user evaluation from the CYBATHLON 2016 Olivier Lamercy; Roger Gassert», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, n.º 1, págs. 1-18, 2018, ISSN: 17430003.
- [68] O. Unluhisarcikli, M. Pietrusinski, B. Weinberg y col., «Design and control of a robotic lower extremity exoskeleton for gait rehabilitation», *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, págs. 4893-4898, 2011.
- [69] L. E. Alex, S. K. Banala, S. H. Kim y col., «Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX)», *Rehabilitation*, vol. 17, n.º 1, págs. 2-8, 2009.
- [70] P Cherelle, V Grosu, P Beyl y col., «The MACCEPA Actuation System as Torque Actuator in the Gait Rehabilitation Robot ALTACRO», págs. 27-32, 2010.
- [71] V. Grosu, C. Rodriguez-Guerrero, S. Grosu y col., «Design of Smart Modular Variable Stiffness Actuators for Robotic-Assistive Devices», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, n.º 4, págs. 1777-1785, 2017, ISSN: 10834435.
- [72] V. Damme, D. Lefeber, R. V. Ham y col., «MACCEPA , the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator : Design and implementation in a biped robot», vol. 55, págs. 761-768, 2007.
- [73] M. M. Mirbagheri, C Tsao, E Pelosin y col., «Therapeutic Effects of Robotic-Assisted Locomotor Training on Neuromuscular Properties», págs. 561-564, 2005.

- [74] B. Brackx, V. Grosu y D. Lefeber, «ALTACRO: Design of the gait rehabilitation robot», English, en *Symposium on Robot-Assisted Gait Rehabilitation (ALTACRO)*, oct. de 2013.
- [75] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. G. Hekman y col., «Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, n.º 3, 2007, ISSN: 07907915.
- [76] B. Koopman, E. H. F. V. Asseldonk y H. V. D. Kooij, «Selective control of gait subtasks in robotic gait training : foot clearance support in stroke survivors with a powered exoskeleton», págs. 1-21, 2013.
- [77] M. Cenciarini y A. M. Dollar, «Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons», *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, págs. 10-14, 2011, ISSN: 19457898.
- [78] F. S. Ayachi, H. P. Nguyen, E. Goubault De Brugiere y col., «The Use of Empirical Mode Decomposition-Based Algorithm and Inertial Measurement Units to Auto-Detect Daily Living Activities of Healthy Adults», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, n.º 10, págs. 1060-1070, 2016, ISSN: 15344320.
- [79] P. Sale, E. F. Russo, M. Russo y col., «Effects on mobility training and de-adaptations in subjects with Spinal Cord Injury due to a Wearable Robot: A preliminary report», *BMC Neurology*, vol. 16, n.º 1, págs. 2-9, 2016, ISSN: 14712377. dirección: <http://dx.doi.org/10.1186/s12883-016-0536-0>.
- [80] A. C. Villa-Parra, D. Delisle-Rodriguez, T. Botelho y col., «Control of a robotic knee exoskeleton for assistance and rehabilitation based on motion intention from sEMG», *Research on Biomedical Engineering*, vol. 34, n.º 3, págs. 198-210, 2018, ISSN: 2446-4732.
- [81] J. M. A. Poveda, J. L. P. Rovira, A. F. Neto y col., «Exoesqueletos Roboticos para Rehabilitacion y Asistencia de Pacientes con Daño Neurologico», en *Exoesqueletos Roboticos para Rehabilitacion y Asistencia de Pacientes con Daño Neurologico*, 2017, cap. 4. Estruct, págs. 63-82, ISBN: 978-84-15413-29-5.
- [82] K. Schmidt, J. E. Duarte, M. Grimmer y col., «The myosuit: Bi-articular anti-gravity exosuit that reduces hip extensor activity in sitting transfers», *Frontiers in Neurobotics*, vol. 11, n.º OCT, págs. 1-16, 2017, ISSN: 16625218.
- [83] J. E. Duarte, K. Schmidt, R. Riener y col., «The Myosuit : textile-powered mobility The The Myosuit : Myosuit : textile-powered», *IFAC-PapersOnLine*, vol. 51, n.º 34, págs. 242-243, 2019, ISSN: 2405-8963. dirección: <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2019.01.046>.
- [84] T. Bacek, M. Moltedo, K. Langlois y col., «BioMot exoskeleton - Towards a smart wearable robot for symbiotic human-robot interaction», *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, págs. 1666-1671, 2017, ISSN: 19457901.
- [85] B. Chen, C. H. Zhong, X. Zhao y col., «A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients», *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 11, n.º March, págs. 7-18, 2017, ISSN: 2214031X.

- [86] S. O. Schrade, Y. Nager, A. R. Wu y col., «Bio-inspired Control of Joint Torque and Knee Stiffness in a Robotic Lower Limb Exoskeleton Using a Central Pattern Generator», *International Conference on Rehabilitation Robotics*, págs. 1387-1394, 2017.
- [87] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Packel y col., «The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level», *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, págs. 911-921, 2012.
- [88] J. T. Meyer, S. O. Schrade, O. Lambercy y col., «User-centered Design and Evaluation of Physical Interfaces for an Exoskeleton for Paraplegic Users», *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, págs. 1159-1166, 2019.
- [89] R. O. F. Cybathlon, *Chapter 12. WalkON Suit: A Medalist in the Powered Exoskeleton Race of Cybathlon 2016*. INC, 2020, págs. 231-250, ISBN: 9780128146590. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00012-6>.
- [90] J.-M. Belda-Lois, S. M.-d. Horno, I. Bermejo-bosch y col., «Rehabilitation of gait after stroke:a top down approach», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 66, n.º December, 2011.
- [91] G. E. Frykberg y C. K. Hager, «Movement analysis of sit-to-stand—research informing clinical practice», *Physical Therapy Reviews*, vol. 20, n.º 3, págs. 156-167, 2015, ISSN: 1743288X.
- [92] J. L. Pons, «Human-robot cognitive interaction», en *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, 2008, cap. 4.
- [93] M. Beetz, M. Buss y D. Wollherr, «Cognitive technical systems - What is the role of artificial intelligence?», *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 4667 LNAI, págs. 19-42, 2007, ISSN: 03029743.
- [94] NeuronUP, *Cognitive Functions*, 2008. dirección: <https://www.neuronup.com/en/areas/functions>.
- [95] E. Fosch-Villaronga y B. Ozcan, «The Progressive Intertwinement Between Design, Human Needs and the Regulation of Care Technology: The Case of Lower-Limb Exoskeletons», *International Journal of Social Robotics*, n.º 0123456789, 2019, ISSN: 18754805. dirección: <https://doi.org/10.1007/s12369-019-00537-8>.
- [96] A. Costa, R. Salazar-Varas, E. Ianez y col., «Studying Cognitive Attention Mechanisms during Walking from EEG Signals», *Proceedings - 2015 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, SMC 2015*, págs. 882-886, 2016.
- [97] L. M. Mooney y H. M. Herr, «Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, n.º 1, págs. 1-12, 2016, ISSN: 17430003. dirección: <http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0111-3>.
- [98] H. V. D. Kooij, «Admittance control for physical human – robot interaction», 2018.
- [99] «Active impedance control of a knee-joint orthosis during swing phase», *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, págs. 435-440, 2017, ISSN: 19457901.

- [100] Z. Li, B. Huang, Z. Ye y col., «Physical human-robot interaction of a robotic exoskeleton by admittance control», *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 65, n.º 12, págs. 9614-9624, 2018, ISSN: 02780046.
- [101] M. D. C. Sanchez-Villamanan, J. Gonzalez-Vargas, D. Torricelli y col., «Compliant lower limb exoskeletons: a comprehensive review on mechanical design principles», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 16, n.º 1, pág. 55, 2019, ISSN: 1743-0003.
- [102] M. Cempini, S. M. M. De Rossi, T. Lenzi y col., «Self-alignment mechanisms for assistive wearable robots: A kinetostatic compatibility method», *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, n.º 1, págs. 236-250, 2013, ISSN: 15523098.
- [103] J. Beil, C. Marquardt y T. Asfour, «Self-aligning exoskeleton hip joint: Kinematic design with five revolute, three prismatic and one ball joint», *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, págs. 1349-1355, 2017, ISSN: 19457901.
- [104] S.-a. E. Axes y T. Decoupling, «Self-Aligning Exoskeleton Axes Through Decoupling of Joint Rotations and Translations», *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, págs. 628-633, 2009.
- [105] Trac, *PLA filament*, 2020. dirección: <https://tractus3d.com/materials/pla>.
- [106] Tractus3D, *TPU Material*, 2020. dirección: <https://tractus3d.com/materials/tpu/>.
- [107] S. Haddadin y E. Croft, «Physical Human–Robot Interaction», págs. 1835-1874, ene. de 2016.
- [108] J. Schuy, A. Burkl, P. Beckerle y col., «A new device to measure load and motion in lower limb prosthesis - Tested on different prosthetic feet», *2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, IEEE ROBIO 2014*, págs. 187-192, 2014.
- [109] M. Molinari, M. Masciullo, F. Tamburella y col., «Exoskeletons for over-ground gait training in spinal cord injury», *Biosystems and Biorobotics*, vol. 19, págs. 253-265, 2018.
- [110] C. A. S. Rodriguez, «Clasificación Y Selección De Strain Gages Y Su Aplicación En La Industria Mecánica», Tesis doct., UNIVERSIDAD DEL Bío-Bío, 2013, pág. 166.
- [111] A. Semiconductor, *24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales*.
- [112] T. Petric, A. Gams, T. Debevec y col., «Control approaches for robotic knee exoskeleton and their effects on human motion», *Advanced Robotics*, vol. 27, n.º 13, págs. 993-1002, 2013, ISSN: 01691864.
- [113] A. J. Young y D. P. Ferris, «State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, n.º 2, págs. 171-182, 2017, ISSN: 15344320.
- [114] M. N. Victorino, X. Jiang y C. Menon, *Wearable Technologies and Force Myography for Healthcare*. Elsevier Inc., 2018, págs. 135-152, ISBN: 9780128118108. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-811810-8.00007-5>.
- [115] N. Abhayasinghe e I. Murray, «Human activity recognition using thigh angle derived from single thigh mounted IMU data», *IPIN 2014 - 2014 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation*, n.º October, págs. 111-115, 2014.

- [116] D. Micucci, M. Mobilio y P. Napoletano, «UniMiB SHAR: A dataset for human activity recognition using acceleration data from smartphones», *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 7, n.º 10, 2017, ISSN: 20763417. arXiv: 1611.07688.
- [117] B. Barshan y M. C. Yuksek, «Recognizing daily and sports activities in two open source machine learning environments using body-worn sensor units», *Computer Journal*, vol. 57, n.º 11, págs. 1649-1667, 2013, ISSN: 14602067.
- [118] S. Chung, J. Lim, K. J. Noh y col., «Sensor Positioning and Data Acquisition for Activity Recognition using Deep Learning», *9th International Conference on Information and Communication Technology Convergence: ICT Convergence Powered by Smart Intelligence, ICTC 2018*, págs. 154-159, 2018.
- [119] R. Alami, A. Bicchi, R. Bischoff y col., «Safe and Dependable Physical Human-Robot Interaction in Anthropic Domains : State of the Art and Challenges», n.º 1,
- [120] K. Isik, S. He, J. Ho y col., «Re-Engineering a High Performance Electrical Series Elastic Actuator for Low-Cost Industrial Applications», *actuators*, págs. 1-16, 2017.
- [121] S. Arumugom, S. Muthuraman y V. Ponselvan, «Modeling and Application of Series Elastic Actuators for Force Control Multi Legged Robots», vol. 1, n.º 1, págs. 26-33, 2009.
- [122] M. motors, «maxon flat EC motor», 2017.
- [123] A. Ortlieb, M. Bouri, R. Baud y col., «An assistive lower limb exoskeleton for people with neurological gait disorders BT - 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2017, July 17, 2017 - July 20, 2017», págs. 441-446, 2017. dirección: <http://dx.doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009287>.
- [124] ROS.org, *About ROS*. dirección: <https://www.ros.org/about-ros/>.
- [125] L. Peppoloni, F. Brizzi, C. A. Avizzano y col., «Immersive ROS-integrated framework for robot teleoperation», en *2015 IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI)*, 2015, págs. 177-178.
- [126] Y. Pyo, H. Cho, R. Jung y col., *ROS Robot Programming*, 1.ª ed. ROBOTIS Co.,Ltd, 2017, ISBN: 9791196230715. dirección: www.robotis.com.
- [127] K. Hambuchen, «Exoskeleton control of the robonaut through rapid and ROS», n.º May 2013, 2018.
- [128] J. Sales, J. V. Martí, R. Marín y col., «CompaRob: The Shopping Cart Assistance Robot», *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. 12, n.º 2, pág. 4781280, 2016.
- [129] Y. cruz Gomez y J. E. C. Ramon, «Sistema Nervioso: Fisiología Sináptica y Elementos de Neuroanatomía», en *Aparato Urogenital. De la biología a la fisiopatía*, cap. 1, pág. 21.
- [130] R. S. Calabro, A. Naro, M. Russo y col., «Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial», *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 15, n.º 1, pág. 35, 2018, ISSN: 17430003.
- [131] T. Siebert y C. Rode, «Computational modeling of muscle biomechanics», 2014.
- [132] D. G. Caldwell, «Bond Graph Modeling Of An Exoskeleton Actuator», n.º April 2019, 2018.

- [133] N. Hogan, «Impedance Control: An Approach to Manipulation», *1984 American Control Conference*, págs. 304-313, 1984. dirección: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4788393/>.
- [134] F. R. Cortes, *Control de robots manipuladores*, 1.^a ed., F. J. Rodriguez Cruz, ed. alfaomega, 2011, pág. 592.
- [135] P. Corke, *Robotics, Vision and control*, first edit, S. T. i. A. Robotics, ed., 5. 2011, vol. 73, ISBN: 978-3-642-20143-1.
- [136] X. Li, Y. Pan, G. Chen y col., «Multi-modal control scheme for rehabilitation robotic exoskeletons», *International Journal of Robotics Research*, págs. 1-19, 2017, ISSN: 17413176.
- [137] K. Lochan y B. K. Roy, «Control of Two-link 2-DOF Robot Manipulator Using Fuzzy Logic Techniques : A Review», págs. 499-511,
- [138] Harmonic Drive, *Speed Reducers for Precision Motion Control*, 2018.
- [139] F. Monasterio, *Motor DC, etapa de potencia y PWM*, 2016. dirección: http://www.robolabo.etsit.upm.es/asignaturas/seco/apuntes/motor{_}dc.pdf.
- [140] M. H. Qureshi, Z. Masood, L. Rehman y col., «Biomechanical Design and Control of Lower Limb Exoskeleton for Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Movements», *2018 14th IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA)*, págs. 1-6, 2018.
- [141] M. motor, *EPOS4 control Positioning controllers*, 2017.
- [142] F. R. O. Andres, Alberto Lopez-Delis y Adson Ferreira da Rocha, *Upper and lower extremity exoskeletons*. Elsevier Inc., 2018, págs. 283-317, ISBN: 9780128125397. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-812539-7.00011-8>.
- [143] I. T. Silva, «Modelo para la estimacion de una frecuencia natural a partir de la respuesta vibratoria de un sistema sometido a un barrido sinusoidal de alta aceleracion,», vol. 26, págs. 54-61, 2018.
- [144] I. Campus, «Variable admittance control of the exoskeleton for gait rehabilitation based on a novel strength metric Ali Taherifar, Gholamreza Vossoughi, and Ali Selk», págs. 1-21, 2017.
- [145] C. C. Serrano, *Sistema masa resorte con movimiento libre amortiguado, casos: Sobre-amortiguado, críticamente amortiguado y subamortiguado*, 2016.
- [146] K Wen, D Neculescu y J Sasiadek, «Haptic force control base don impedance/admittance control», *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 38, n.º 1, págs. 427-432, 2005, ISSN: 1474-6670. dirección: <http://dx.doi.org/10.3182/20050703-6-CZ-1902.01341>.
- [147] A. Fortin-c, «An admittance control scheme for haptic interfaces based on cable-driven parallel mechanisms An Admittance Control Scheme for Haptic Interfaces Based on Cable-Driven Parallel Mechanisms», n.º February 2017, 2014.
- [148] M Bortole, A Ama, E Rocon y col., «A Robotic Exoskeleton for Overground Gait Rehabilitation *», págs. 3356-3361, 2013.

- [149] G. Aguirre-Ollinger, J. E. Colgate, M. A. Peshkin y col., «A 1-DOF assistive exoskeleton with virtual negative damping: Effects on the kinematic response of the lower limbs», *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, págs. 1938-1944, 2007.
- [150] S. Srivastava, P.-c. Kao, S. H. Kim y col., «Assist-as-needed Robot-aided Gait Training Improves Walking Function in Individuals Following Stroke .», vol. 4320, n.º c, págs. 1-9, 2014.
- [151] S. Yao, Y. Zhuang, Z. Li y col., «Adaptive Admittance Control for an Ankle Exoskeleton Using an EMG-Driven Musculoskeletal Model», vol. 12, n.º April, 2018.
- [152] C. C. D, C. A, D. L y col., *ReCAD – Revista electronica de Ciencias Aplicadas al Deporte*, 2011.
- [153] R. J. Farris, H. A. Quintero y M. Goldfarb, «Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals», *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 19, n.º 1142, 2011.
- [154] J. Cao, S. Q. Xie, R. Das y col., «Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: The state of art and future prospects», *Medical Engineering and Physics*, vol. 36, n.º 12, págs. 1555-1566, 2014, ISSN: 18734030. dirección: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.08.005>.
- [155] A. L. Jutinico, J. C. Jaimes, F. M. Escalante y col., «Impedance control for robotic rehabilitation: A robust markovian approach», *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 11, n.º AUG, págs. 1-16, 2017, ISSN: 16625218.
- [156] C Bayon, S Lerma, O Ramirez y col., «Locomotor training through a novel robotic platform for gait rehabilitation in pediatric population : short report», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, págs. 1-6, 2016, ISSN: 1743-0003. dirección: <http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0206-x>.
- [157] J. B. Webster y B. J. Darter, *4 - Principles of Normal and Pathologic Gait*, Fifth Edition. Elsevier Inc., 49-62.e1. dirección: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-48323-0.00004-4>.
- [158] V. Meruane, *Vibraciones Mecanicas*.
- [159] H. Vivas C., *Fisica De Oscilaciones, Ondas Y Optica*. Manizales, 2013, pág. 436. dirección: <https://core.ac.uk/download/pdf/11058206.pdf>.
- [160] L. Marino, S. Giorgi, C. Camara y col., «Controversias en el tratamiento del movimiento oscilatorio armonico simple en libros de Fisica del nivel basico universitario», *Revista de enseñanza de la fisica*, vol. 27, n.º 1, págs. 79-87, 2015, ISSN: 2250-6101.
- [161] *Impedance control of a rotary series elastic actuator for knee rehabilitation*, 3. IFAC, 2014, vol. 19, págs. 4801-4806, ISBN: 9783902823625. dirección: <http://dx.doi.org/10.3182/20140824-6-ZA-1003.00987>.