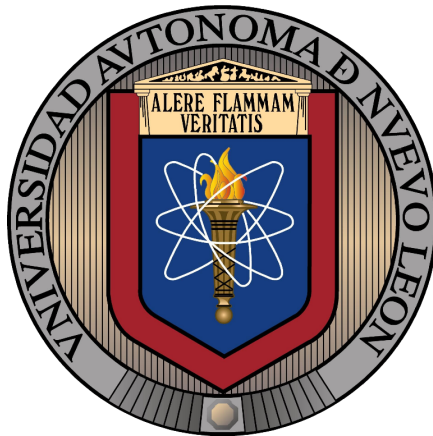


UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN  
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA  
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES DE 14  
GRADOS DE LIBERTAD Y SU APLICACIÓN PARA EMULAR LA  
LOCOMOCIÓN HUMANA.

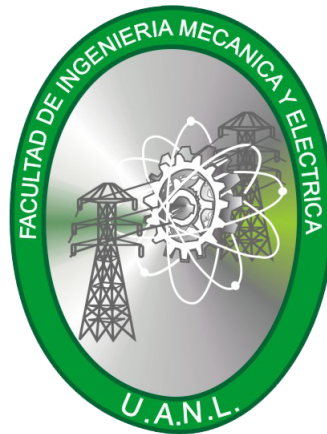
POR  
ING. MIGUEL ANGEL TOVAR ESTRADA

COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA ELÉCTRICA

SAN NICOLÁS DE LOS GARZA, N.L.

SEPTIEMBRE DE 2016

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN  
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA  
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES DE 14  
GRADOS DE LIBERTAD Y SU APLICACIÓN PARA EMULAR LA  
LOCOMOCIÓN HUMANA.

POR  
ING. MIGUEL ANGEL TOVAR ESTRADA

COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA ELÉCTRICA

SAN NICOLÁS DE LOS GARZA, N.L.

SEPTIEMBRE DE 2016

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN  
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA  
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Los miembros del Comité de Tesis recomendamos que la Tesis “**Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores de 14 grados de libertad y su aplicación para emular la locomoción humana.**” realizada por el estudiante **Ing. Miguel Angel Tovar Estrada**, con matrícula 1535273, sea aceptada para su defensa como opción al grado de Maestro en Ciencias de la Ingeniería Eléctrica.

El Comité de Tesis



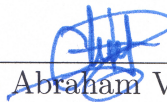
---

Dra. Griselda Quiroz Compeán  
Asesora



---

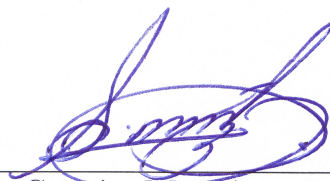
Dr. Juan Angel Rodríguez Liñán  
Revisor



---

Dr. Hugo Abraham Vélez Pérez  
Revisor

Vo. Bo.



---

Dr. Simón Martínez Martínez  
Subdirector de Estudios de Posgrado

*Dedicado a mis padres, quienes siempre han creído en mis sueños y que en conjunto con mis hermanos me han ofrecido el amor y la calidez de familia, a la cual amo.*

# Agradecimientos

Agradezco a mis padres, el Sr. Reynaldo Tovar Duque y a la Sra. Armandina Estrada Ponce por su apoyo y cariño incondicional, por sus enseñanzas y orientación a lo largo de mi vida. También a mis hermanos, Luis Reynaldo y Linda Patricia que siempre me han demostrado su apoyo. A mis abuelos y tíos que me han dado palabras de aliento, consejos y apoyo.

Quiero agradecer a mi asesora, la Dra. Griselda Quiroz Compéan por su orientación y paciencia para el desarrollo de esta tesis, así como la asesoría del Dr. Juan Angel Liñan Rodríguez quienes me aportaron conocimiento base para el desarrollo de este trabajo, y al revisor Dr. Hugo Abraham Vélez Pérez. También a mis demás profesores que me impartieron clase durante la maestría, principalmente al Dr. Miguel Ángel Platas Garza y al Dr. Luis Torres Treviño.

Me gustaría agradecer a la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (FIME), la Universidad Autónoma de Nuevo León y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por otorgarme la beca número 390886 y los medios para realizar este trabajo.

A mis amigos y compañeros de maestría, principalmente a: Aldebaran Alonso, Antonio Zalapa, David Castillo, Erick Ordaz, Oscar Herrera, Carlos Arvizu, Alejandro Montemayor, Alfonso Banda, Alfredo Preciado, Vidal Trejo, Victor Medrano, Luis Mercado, Abraham Villanueva, Gerardo Pachicano, Maripaz Moreno, Karen González, Ivon Leal, Aurora Esquivel y Edgar Guerrero, que de alguna manera hicieron que el transcurso de la maestría fuera una gran experiencia, por todos esos momentos de eternas risas, e igual de hablar de cosas tristes, por sus consejos, por su apoyo, por sus palabra, llevaré por siempre gratos recuerdos con ustedes, espero que perduren los fuertes lazos que hemos formado durante estos dos años. También un agradecimiento a Leo Villanueva y Alex Mercer por su valioso apoyo.

También externo mi agradecimiento a mis siguientes amigos, ya que me han proporcionado en diversos momentos de mi vida palabras que han sido de gran motivación: Ernán Ramírez, Sandra Figueroa, Cristina Majeru, Anya Pinto, Isaac Vasconcelos, Zitlaly González, César Arzola, Julio Covarrubias, Karen Calderon, Victor Pimentel, Lorena Araujo, Belinda Rodríguez , Judith Vázquez, Azael Villedas, Dulce Vargas, Gemma Baez, Abel Ledesma, Cristian González, Natali Sánchez, Alejandra Cervantes, Erick Castillo, Angel Garcia, Alejandra Calderon.

Gracias Dios por todo, por escuchar mis oraciones y por bendecir a mis seres queridos. Flp 4,13.

# Resumen

El uso de exoesqueletos en el campo médico ha sido una alternativa en las terapias de rehabilitación que tienen como propósito devolver la movilidad a pacientes con discapacidades motoras causadas por lesiones neuro-musculares, distrofia muscular o la pérdida de fuerza causada por el proceso natural del envejecimiento.

Por tal motivo, en este trabajo de tesis se realiza el diseño estructural del exoesqueleto que se enfoca como un dispositivo de asistencia cuyo objetivo es emular los movimientos realizados por los miembros inferiores durante la marcha humana, contribuyendo de alguna manera a resolver o corregir el problema de salud dado por la dificultad de caminar.

La capacidad del mecanismo para realizar tareas motrices cercanas a los movimientos naturales de una persona, depende de la precisión con la que se reproduzcan los movimientos de las articulaciones en los tres planos anatómicos: frontal, sagital y transversal. Con esta finalidad, el diseño del mecanismo presentado es un exoesqueleto de miembros inferiores de 14 grados de libertad, 7 grados por cada miembro, establecidos y limitados acorde al rango de movimiento determinado por la fisiología articular, así como la biomecánica en la actividad de locomoción.

La referencia para los movimientos a realizar por el exoesqueleto propuesto es tomada por reportes sobre el ciclo de caminata, donde se documenta la trayectoria por cada articulación durante esta actividad.

Con este fin, se realiza el análisis cinemático y la obtención del modelo dinámico del exoesqueleto para la aplicación de esquemas de control que permiten realizar el seguimiento de una trayectoria de referencia, garantizando la estabilidad del sistema a lo largo de toda la trayectoria de marcha. Evaluando cuál de ellos resulta conveniente para emular los movimientos de los miembros inferiores durante la actividad de locomoción.

---

# Nomenclatura

AM	Apoyo medio.
ANFIS	Adaptive network-based fuzzy inference system.
AP	Apoyo plantar.
BLEEX	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton.
CAD	Computer-aided design.
CSIC	Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
CT	Contacto del talón.
D-H	Denavit-Hartenberg.
DOF	Degree of freedom.
DP	Despegue del pie.
eLEGS	eExoskeleton Lower Extremity Gait System.
ENIGH	Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares.
ET	Elevación del talón.
FdA	Fase de apoyo.
FdB	Fase de balanceo.
GDL	Grados de libertad.
GE	General Electric Co.
HAL	Hybrid Assistive Limb.
MIMO	Múltiple–input múltiple–output.
PBWS	peso corporal parcial del paciente.
PD	Proportional–Derivative.
PD+	Proportional–Derivative plus.
PDA	Pierna derecha apoyo.
PDB	Pierna derecha balanceo.
PF	Plano frontal.
PIA	Pierna izquierda apoyo.
PIB	Pierna izquierda balanceo.
PID	Proportional–Integral–Derivative.
PS	Plano sagital.
PT	Plano transversal.
RIA	Robotics Institute of America.
RM	Rango de movimiento.
LEXOL	Lower-limb Exoskeleton for Locomotion.

# Índice General

Agradecimientos	v
Resumen	vi
Nomenclatura	vii
Índice General	viii
Índice de Tablas	x
Índice de Figuras	xii
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Motivación . . . . .	2
1.2 Estado del arte . . . . .	4
1.3 Definición del problema . . . . .	9
1.4 Hipótesis . . . . .	10
1.5 Objetivos . . . . .	10
1.6 Metodología . . . . .	10
1.7 Organización del documento . . . . .	11
<b>2 Diseño de exoesqueleto</b>	<b>12</b>
2.1 Análisis biomecánico articular . . . . .	13
2.1.1 Dedos del pie . . . . .	14
2.1.2 Tobillo . . . . .	15
2.1.3 Rodilla . . . . .	16
2.1.4 Cadera . . . . .	16
2.2 Diseño CAD de exoesqueleto . . . . .	18
2.2.1 Dedos del pie en plano sagital . . . . .	21
2.2.2 Tobillo en plano frontal . . . . .	23
2.2.3 Tobillo en plano sagital . . . . .	24
2.2.4 Rodilla en el plano sagital . . . . .	27
2.2.5 Movimiento de la pierna en el plano transversal . . . . .	29
2.2.6 Cadera en el plano sagital . . . . .	32
2.2.7 Cadera en plano frontal . . . . .	34
2.2.8 Sujeción del exoesqueleto con el torso de usuario . . . . .	37



2.2.9	Estructura integral del exoesqueleto . . . . .	40
<b>3</b>	<b>Análisis cinemático y modelo dinámico de exoesqueleto</b>	<b>42</b>
3.1	Análisis cinemático . . . . .	43
3.1.1	Asignación de tramas y parámetros D-H para el exoesqueleto . . . . .	46
3.2	Modelo Dinámico . . . . .	54
3.2.1	Obtención de modelo dinámico . . . . .	54
<b>4</b>	<b>La marcha humana y síntesis de controladores</b>	<b>61</b>
4.1	La marcha humana. . . . .	62
4.1.1	Subdivisión de la fase de apoyo . . . . .	63
4.1.2	Subdivisión de la fase de balanceo . . . . .	64
4.2	Trayectorias de referencia articulares . . . . .	64
4.2.1	Movimiento en el plano sagital . . . . .	65
4.2.2	Movimiento en el plano frontal . . . . .	69
4.2.3	Movimiento en el plano transversal . . . . .	71
4.3	Estructuras de control . . . . .	72
4.3.1	Generación de Trayectoria . . . . .	83
<b>5</b>	<b>Simulaciones y resultados</b>	<b>85</b>
5.1	Metodología de simulación . . . . .	85
5.1.1	Simulación . . . . .	88
5.2	Resultados de simulaciones. . . . .	92
5.2.1	Errores de seguimiento de trayectoria de posición articular de pierna derecha	92
5.2.2	Errores de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de pierna derecha	96
5.2.3	Demanda de par virtual requerido de pierna derecha . . . . .	101
5.2.4	Índices de desempeño de pierna derecha . . . . .	105
<b>6</b>	<b>Discusión y conclusión</b>	<b>113</b>
<b>A</b>	<b>Metodología de Denavit-Hartenberg</b>	<b>122</b>
<b>B</b>	<b>Valores numéricos y resultados de pierna izquierda</b>	<b>125</b>
B.1	Tabla de trayectorias articulares de caminata . . . . .	127
B.2	Tensores de inercia y colocación de tramas. . . . .	129
B.3	Tablas D-H y resultados de Pierna Izquierda . . . . .	136
B.3.1	Errores de seguimiento de trayectoria de posición articular de pierna izquierda	138
B.3.2	Errores de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna izquierda	142
B.3.3	Demanda de par virtual requerido de pierna izquierda . . . . .	146
B.3.4	Indices de desempeño de pierna izquierda . . . . .	150
<b>C</b>	<b>Implementación en MATLAB/Simulink®</b>	<b>154</b>
<b>D</b>	<b>Productividad</b>	<b>156</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>158</b>

# Índice de Tablas

2.2.1	Tabla comparativa del rango de movimiento de las principales articulaciones de los miembros inferiores reportadas en diferentes referencias bibliográficas. . . . .	19
2.2.2	Rango de movimiento del exoesqueleto propuesto. . . . .	20
3.1.1	Tabla de parámetros simbólicos D-H de PDA. . . . .	48
3.1.2	Tabla de parámetros simbólicos D-H de PDB durante la fase de balanceo. . . . .	50
3.1.3	Parámetros D-H de centros de masas $C_{mi}$ . . . . .	53
4.3.1	Cálculo de constantes . . . . .	81
5.1.1	Tabla de signos de datos de curvas de referencia para cumplir con el sentido del movimiento definido en el análisis cinemático. . . . .	87
5.1.2	Parámetros D-H para modelo de pierna derecha (PDA). . . . .	88
5.1.3	Parámetros D-H para modelo de pierna derecha (PDB). . . . .	89
5.1.4	Valores numéricos de las masas de los siete eslabones de la pierna derecha del exoesqueleto para cada fase del ciclo de caminata: FdA y FdB. . . . .	89
5.1.5	Centros de masas de PDA. . . . .	90
5.1.6	Centros de masas de PDB. . . . .	90
5.1.7	Parámetros de cada uno de los esquemas de control implementados. . . . .	92
5.2.8	Error promedio de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna derecha ( $^{\circ}$ ). . . . .	105
5.2.9	Máximo error de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna derecha ( $^{\circ}$ ). . . . .	106
5.2.10	Error promedio de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna derecha ( $^{\circ}/s$ ). . . . .	107
5.2.11	Máximo error de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna derecha ( $^{\circ}/s$ ). . . . .	108
5.2.12	Par promedio de articulaciones de pierna derecha (N-m). . . . .	109
5.2.13	Máximo par de articulaciones de pierna derecha (N-m). . . . .	110
5.2.14	Tiempo computacional invertido en cada una de las simulaciones realizadas. . . . .	111
5.2.15	Resumen de índices de desempeño de la pierna derecha. . . . .	112
5.2.16	Resumen de índices de desempeño de la pierna izquierda. . . . .	112
B.1.1	Posiciones articulares en la marcha humana ( $^{\circ}$ ), parte 1 de 2. . . . .	127
B.1.2	Posiciones articulares en la marcha humana ( $^{\circ}$ ), parte 2 de 2. . . . .	128
B.3.3	Parámetros D-H para modelo de pierna izquierda en apoyo (PIA). . . . .	136

---

B.3.4 Centro de masas PIA. . . . .	136
B.3.5 Parámetros D-H para modelo de perna izquierda en apoyo (PIB). . . . .	137
B.3.6 Centro de masas PIB. . . . .	137
B.3.7 Error promedio de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna izquierda (°). . . . .	150
B.3.8 Máximo error de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna izquierda (°). . . . .	151
B.3.9 Error promedio de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna izquierda (°/s). . . . .	151
B.3.10 Máximo error de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna izquierda (°/s). . . . .	152
B.3.11 Par promedio de articulaciones de pierna izquierda (N-m). . . . .	152
B.3.12 Máximo Par de articulaciones de pierna izquierda (N-m). . . . .	153

# Índice de Figuras

1.1	Situación de discapacidad en México, ENIGH 2012. . . . .	2
1.2	Línea del tiempo del avance tecnológico en el desarrollo de exoesqueletos. . . . .	5
1.3	a) Exoesqueleto militar BLEEX [21]. b) Exoesqueleto para rehabilitación HAL [1].	6
1.4	Los desarrollos actuales muestran un avance maduro de los exoesqueletos para reproducir los movimientos de los miembros inferiores en el plano anatómico sagital.	8
2.1	Planos anatómicos del cuerpo humano : plano sagital (PS), plano frontal (PF) y plano transversal (PT) [65]. . . . .	13
2.2	Huesos, articulaciones y principales movimientos en los planos anatómicos: sagital (rojo), frontal (azul) y transversal (verde) [60]. . . . .	14
2.3	Articulación de los dedos del pie a) y rangos de movimiento de la extensión b) y la flexión c) [66]. . . . .	15
2.4	a) Articulaciones en movimientos de tobillo. b) En el plano sagital la articulación del tobillo genera un ángulo entre la tibia y el pie de 90°. c) Cuando el pie está fijo, la parte inferior de la pierna se puede mover hacia delante y hacia atrás libremente. d) Movimientos en el plano frontal [66]. . . . .	15
2.5	a) Huesos que conforman la rodilla [66]. b) movimiento de extensión/flexión en diferentes posturas [67]. . . . .	16
2.6	Rangos de movimiento de flexión (a) y (b) extensión de la cadera. [67]. . . . .	17
2.7	Rotación de la cadera en el plano frontal: a) abducción y b) aducción [67]. . . . .	17
2.8	Rotación interna/externa de la cadera en diferentes posturas [67]. . . . .	18
2.9	Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento de los dedos del pie en el plano sagital: a) Componentes de estructura para articulación. b) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. c) Correa ajustable para sujeción del pie en la estructura. d) Correa ajustable sobre el pie. . . . .	21
2.10	Posición <i>cero</i> y limitación mecánica de movimiento en el plano sagital de dedos del pie: a) Posición <i>cero</i> . b) Limitación física del movimiento en extensión. c) Limitación física del movimiento en flexión. d) Vista del rango angular de movimiento.	22
2.11	Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento del tobillo en el plano frontal: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para articulación. c) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. d) Correas ajustables al cuerpo sobre el pie. e) Ubicación de actuador en estructura para este movimiento. . . . .	23

2.12	Posición <i>zero</i> y limitación mecánica de movimiento en el plano frontal del tobillo: a) Posición <i>zero</i> . b) Limitación física del movimiento en parte posterior de la estructura. c) Vista del rango angular de movimiento. d) Limitación física del movimiento en parte anterior de la estructura. . . . .	24
2.13	Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento del tobillo en el plano sagital: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para la articulación. c) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. d) Correas ajustables fijadas en estructura. e) Correas ajustables al cuerpo sobre el pie y espinilla. f) Ubicación de actuador en estructura para este movimiento. . . . .	25
2.14	Posición <i>zero</i> y limitación mecánica de movimiento en el plano sagital del tobillo: a) Posición <i>zero</i> . b) Limitación física del movimiento en costado interior derecha de la estructura. c) Vista del rango angular de movimiento. d) Limitación física del movimiento en costado interior izquierda de la estructura. . . . .	26
2.15	Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento del rodilla en el plano sagital: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para la articulación. c) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. d) Correas ajustables fijadas en estructura. e) Correas ajustables al cuerpo sobre la espinilla y el muslo. . . . .	27
2.16	Posición <i>zero</i> y limitación mecánica de movimiento en el plano sagital de la rodilla: a) Posición <i>zero</i> . b) Limitación física del movimiento en costado interior derecha de la estructura. c) Vista del rango angular de movimiento. d) Limitación física del movimiento en costado interior izquierda de la estructura. . . . .	28
2.17	Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento de cadera en el plano transversal: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para el movimiento. c) Estructura de exoesqueleto y la parte del cuerpo correspondientes. d) Mecanismo y estructura con la pierna para el movimiento en el plano transversal.	29
2.18	Mecanismo para movimiento de la pierna en el plano transversal: a) Correas fijadas en estructura. b) Correas al cuerpo sobre el muslo. c) Componentes de estructura el movimiento y ubicación de actuador. d) Interacción de engranes de mecanismo. e) Guía <i>cola de milano</i> empleada. f) Detalle de la guía <i>cola de milano</i> .	31
2.19	Posición <i>zero</i> y limitación mecánica de movimiento en el plano transversal de la pierna: a) Posición <i>zero</i> . b) Limitación física del movimiento. c) Rango de movimiento interno. d) Rango de movimiento externo. . . . .	32
2.20	Elementos del exoesqueleto para movimiento de cadera en plano sagital: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura. c) Componentes de estructura colocadas en muslo. d) Correas ajustables fijadas en estructura. e) Correas ajustables en muslo. f) Ubicación de actuador. . . . .	33
2.21	a) Guía de <i>cola de milano</i> empleada. b) Detalle de guía <i>cola de milano</i> . c) Posición <i>zero</i> . d) Limitación física y rango del movimiento. . . . .	34
2.22	Elementos del exoesqueleto para movimiento de cadera en plano frontal: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura colocadas en muslo, vista isométrica frontal. c) Componentes de estructura colocadas en muslo vista trimétrica posterior y ubicación de actuador. d) Guía de <i>cola de milano</i> empleada.	35

2.23	a) Detalle de guía <i>cola de milano</i> . b) Posición <i>cero</i> . c) Limitación física. d) Rango del movimiento. . . . .	36
2.24	a) Arnés de seguridad sobre el cuerpo del usuario del exoesqueleto. b) Arnés de seguridad montado en estructura de exoesqueleto. . . . .	37
2.25	Usuario sujetado al exoesqueleto por medio del arnés de seguridad: a) Vista isométrica frontal. b) Vista isométrica posterior. . . . .	38
2.26	a) Vista del uso del gancho comúnmente llamados tipo <i>carabinero</i> para sujeción del arnés de seguridad en estructura de exoesqueleto. b) Ubicación de los ganchos tipo <i>carabinero</i> entre en arnés de seguridad y el exoesqueleto. . . . .	39
2.27	Explosionado de elementos involucrados para la sujeción del arnés de seguridad al exoesqueleto. . . . .	39
2.28	Modelo CAD del exoesqueleto propuesto para reproducir los principales movimientos de los miembros inferiores en los tres planos anatómicos. De izquierda a derecha, vista dimétrica, vista isométrica y vista trimétrica posterior. . . . .	40
2.29	Vistas generales de exoesqueleto con usuario. De izquierda a derecha, vista dimétrica, vista isométrica y vista trimétrica posterior. . . . .	41
3.1	a) Diagrama esquemático de exoesqueleto, donde las variables cinemáticas $q_i$ para $i = 1, 2, \dots, 14$ son ilustradas en cada articulación. b) Diseño Asistido por Computadora (CAD) del mecanismo de exoesqueleto propuesto en esta tesis (los actuadores son ilustrativos). . . . .	43
3.2	Representación de parámetros D-H para articulación giratorio [70]. . . . .	44
3.3	Esquema para el análisis cinemático de los miembros inferiores en la FdA. Cada trama está representado por los vectores $x_i$ (línea roja), $y_i$ (línea verde) y $z_i$ (línea azul) y se representa simbólicamente como $S_i$ (omitido en la imagen para claridad de la misma). . . . .	47
3.4	Esquema usado para el análisis cinemático de los miembros inferiores en la fase de balanceo de la caminata para cada cadena cinemática, note la diferencia en la asignación de la trama base $S_0$ y del efector final $S_7$ , con respecto al análisis en la FdA. . . . .	49
3.5	Esquema para el análisis cinemático de PDA con tramas en los centros de masas. . . . .	52
3.6	Diagrama de entrada-salidas del modelo dinámico del exoesqueleto. . . . .	59
4.1	Fases de la marcha humana normal. . . . .	62
4.2	Subdivisiones de la fase de apoyo. . . . .	63
4.3	Subdivisiones de la fase de balanceo. . . . .	64
4.4	Movimiento de los dedos del pie en el plano sagital. . . . .	65
4.5	Curva que describe el movimiento angular flexión(+)/extensión(-) de los dedos del pie en el plano sagital. . . . .	65
4.6	a) Movimiento de tobillo entre CT-AM. b) Movimiento de tobillo entre AM-DP. c) Movimiento de tobillo durante la fase de balanceo. . . . .	66
4.7	Curva que describe el movimiento angular dorsiflexión(+)/plantarflexión(-) del tobillo en el plano sagital. . . . .	66
4.8	a) Movimiento de rodilla entre CT-AM. b) Movimiento de rodilla entre AM-DP. c) Movimiento de rodilla durante la fase de balanceo. . . . .	67

4.9	Curva que describe el movimiento angular flexión(+)/extensión(-) de la rodilla en el plano sagital. . . . .	67
4.10	a) Movimiento de cadera entre CT-AM. b) Movimiento de rodilla cadera AM-DP. c) Movimiento de cadera durante la fase de balanceo. . . . .	68
4.11	Curva que describe el movimiento angular flexión(+)/extensión(-) de cadera en el plano sagital. . . . .	68
4.12	Movimiento eversión e inversión del tobillo. . . . .	69
4.13	Curva que describe el movimiento angular supinación(+)/pronación(-) del tobillo en el plano frontal. . . . .	69
4.14	Caída de pelvis en lado opuesto durante primera parte de la fase de apoyo. . . .	70
4.15	Curva que describe el movimiento angular aducción(+)/abducción(-) de cadera en el plano frontal. . . . .	70
4.16	a) Movimiento de la pelvis en el plano transversal por medio de lo movimientos sincronizados de las piernas con movimientos de la cadera en el plano transversal. b) Curva que describe el movimiento angular interno(+)/externo(-) de cadera en el plano transversal. . . . .	71
4.17	Diagrama de bloques de un sistema de control el lazo cerrado de un robot. . . .	73
4.18	Diagrama del control por par-calculado [96]. . . . .	74
4.19	Diagrama del control PD+ [96]. . . . .	75
4.20	Diagrama del control PD con compensación [96]. . . . .	75
4.21	Diagrama del control PD con precompensación [96]. . . . .	76
4.22	Diagrama del control PID par-calculado [74]. . . . .	76
5.1	Ilustración de implementación de controlador para cada fase del ciclo de caminata.	85
5.2	Marco de referencia para establecer el sentido de movimiento de las articulaciones del exoesqueleto en los tres planos anatómicos. . . . .	86
5.3	Esquemático de implementación de control en cada pierna en el ciclo de caminata.	87
5.4	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de dedos del pie (PS) de la pierna derecha. . . . .	93
5.5	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PF) de la pierna derecha. . . . .	93
5.6	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PS) de la pierna derecha. . . . .	94
5.7	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de rodilla (PS) de la pierna derecha. . . . .	94
5.8	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PT) de la pierna derecha. . . . .	95
5.9	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PS) de la pierna derecha. . . . .	95
5.10	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PF) de la pierna derecha. . . . .	96
5.11	Trayectorias de velocidad articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna derecha del exoesqueleto para el ciclo de caminata. . . . .	97
5.12	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de dedos del pie (PS) de la pierna derecha. . . . .	97

5.13	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PF) de la pierna derecha. . . . .	98
5.14	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PS) de la pierna derecha. . . . .	98
5.15	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de rodilla (PS) de la pierna derecha. . . . .	99
5.16	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PT) de la pierna derecha. . . . .	99
5.17	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PS) de la pierna derecha. . . . .	100
5.18	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PF) de la pierna derecha. . . . .	100
5.19	Par virtual de articulación dedos del pie (PS) de la pierna derecha. . . . .	101
5.20	Par virtual de articulación tobillo (PF) de la pierna derecha. . . . .	102
5.21	Par virtual de articulación tobillo (PS) de la pierna derecha. . . . .	102
5.22	Par virtual de articulación rodilla (PS) de la pierna derecha. . . . .	103
5.23	Par virtual de articulación cadera (PT) de la pierna derecha. . . . .	103
5.24	Par virtual de articulación cadera (PS) de la pierna derecha. . . . .	104
5.25	Par virtual de articulación cadera (PF) de la pierna derecha. . . . .	104
A.1	Parámetros D-H para un eslabón giratorio. . . . .	123
B.1	Ubicación de tramas en el eslabón 1 del análisis cinemático en FdA. . . . .	129
B.2	Ubicación de tramas en el eslabón 2 del análisis cinemático en FdA. . . . .	129
B.3	Ubicación de tramas en el eslabón 3 del análisis cinemático en FdA. . . . .	130
B.4	Ubicación de tramas en el eslabón 4 del análisis cinemático en FdA. . . . .	130
B.5	Ubicación de tramas en el eslabón 5 del análisis cinemático en FdA. . . . .	131
B.6	Ubicación de tramas en el eslabón 6 del análisis cinemático en FdA. . . . .	131
B.7	Ubicación de tramas en el eslabón 7 del análisis cinemático en FdA. . . . .	132
B.8	Ubicación de tramas en el eslabón 1 del análisis cinemático en FdB. . . . .	132
B.9	Ubicación de tramas en el eslabón 2 del análisis cinemático en FdB. . . . .	133
B.10	Ubicación de tramas en el eslabón 3 del análisis cinemático en FdB. . . . .	133
B.11	Ubicación de tramas en el eslabón 4 del análisis cinemático en FdB. . . . .	134
B.12	Ubicación de tramas en el eslabón 5 del análisis cinemático en FdB. . . . .	134
B.13	Ubicación de tramas en el eslabón 6 del análisis cinemático en FdB. . . . .	135
B.14	Ubicación de tramas en el eslabón 7 del análisis cinemático en FdB. . . . .	135
B.15	Trayectorias de posición articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna izquierda del exoesqueleto para el ciclo de caminata. . . . .	138
B.16	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de dedos del pie (PS) de la pierna izquierda. . . . .	138
B.17	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PF) de la pierna izquierda. . . . .	139
B.18	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PS) de la pierna izquierda. . . . .	139



B.19	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de rodilla (PS) de la pierna izquierda. . . . .	140
B.20	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PT) de la pierna izquierda. . . . .	140
B.21	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PS) de la pierna izquierda. . . . .	141
B.22	Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PF) de la pierna izquierda. . . . .	141
B.23	Trayectorias de velocidad articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna izquierda del exoesqueleto para el ciclo de caminata. . . . .	142
B.24	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de dedos del pie (PS) de la pierna izquierda. . . . .	142
B.25	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PF) de la pierna izquierda. . . . .	143
B.26	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PS) de la pierna izquierda. . . . .	143
B.27	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de rodilla (PS) de la pierna izquierda. . . . .	144
B.28	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PT) de la pierna izquierda. . . . .	144
B.29	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PS) de la pierna izquierda. . . . .	145
B.30	Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PF) de la pierna izquierda. . . . .	145
B.31	Par virtual de articulación dedos del pie (PS) de la pierna izquierda. . . . .	146
B.32	Par virtual de articulación tobillo (PF) de la pierna izquierda. . . . .	146
B.33	Par virtual de articulación tobillo (PS) de la pierna izquierda. . . . .	147
B.34	Par virtual de articulación rodilla (PS) de la pierna izquierda. . . . .	147
B.35	Par virtual de articulación cadera (PT) de la pierna izquierda. . . . .	148
B.36	Par virtual de articulación cadera (PS) de la pierna izquierda. . . . .	148
B.37	Par virtual de articulación cadera (PF) de la pierna izquierda. . . . .	149
B.38	Trayectoria de aceleración articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna derecha del exoesqueleto para el ciclo de caminata. . . . .	149
B.39	Trayectoria de aceleración articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna izquierda del exoesqueleto para el ciclo de caminata. . . . .	150
C.1	Implementación en simulink de pierna derecha de exoesqueleto a escala para simulación de los diferentes controladores, la implementación en pierna izquierda es similar. . . . .	154
C.2	Control del modelo de la pierna derecha en la fase de apoyo (PDA), para la fase de apoyo es similar. . . . .	155
C.3	Controlador de PDA. . . . .	155

# Capítulo 1

## Introducción

Las patologías neuromotrices de miembros inferiores debilitan o suprimen las capacidades de movimiento de las personas que las padecen, impidiéndoles realizar actividades tan fundamentales como caminar o correr. Por tal motivo, su atención es indispensable para que los pacientes recuperen sus capacidades y se reintegren exitosamente a sus actividades cotidianas. El desarrollo de tecnología para tratamiento de enfermedades neuromotrices es un campo de investigación muy activo [1]. Una de sus ramas es el desarrollo de dispositivos de asistencia que contribuyen en las terapias de rehabilitación de discapacidades motrices ocasionadas por lesiones neuromusculares, tales como distrofia muscular o pérdida de fuerza ocasionada por el envejecimiento natural de los músculos.

El uso de exoesqueletos como dispositivos de asistencia ha mostrado ser una alternativa para la recuperación de las capacidades motrices de los pacientes [2]. Por tal motivo, en esta tesis se propone el diseño de un exoesqueleto que pueda funcionar como dispositivo de asistencia, con el fin de proveer un mecanismo capaz de emular los movimientos realizados por los miembros inferiores durante la marcha humana. En este capítulo se describe el problema de salud que representan las patologías neuromotrices, así como la intención general del uso de dispositivos robóticos para su tratamiento y en particular, el interés de usar exoesqueletos. Después de esto, se presenta una descripción de los avances en el desarrollo de exoesqueletos en usos diversos, así como en terapia de rehabilitación. Teniendo lo anterior como fundamento, en el final del capítulo se describe el problema que aborda esta investigación, así como la hipótesis y los principales objetivos a alcanzar.

---

## 1.1 Motivación

De acuerdo con la Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares (ENIGH) 2012 en México, el 6.6% de la población total presenta dificultad (discapacidad) para realizar al menos una de las siguientes actividades: caminar, ver, escuchar, hablar o comunicarse, poner atención o aprender, atender el cuidado personal y mental. Donde señala que las dificultades para caminar son el tipo de discapacidad de mayor presencia (57.5%), ver Figura 1.1.

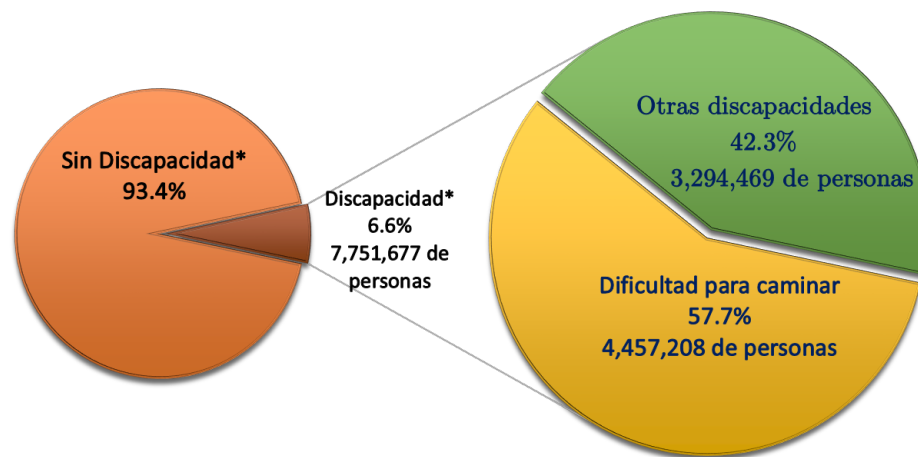


Figura 1.1: Situación de discapacidad en México, ENIGH 2012.

En el caso de Estados Unidos, en el 2010 alrededor de 30.6 millones de personas tenían una discapacidad asociada con la dificultad al caminar, subir o bajar escaleras, o tenían la necesidad de usar una silla de ruedas, andador, bastón o muletas. En el 2011, en la Unión Europea, había alrededor de 11.8 millones de personas con discapacidad para caminar. Aunado a lo anterior, se estima que en el año 2050 los adultos mayores (60 años en adelante) representen el 9.4% de la población global, respecto al 2.5% reportado en 1990. Este incremento impacta también en el riesgo potencial de un mayor número de personas con problemas motrices derivados del envejecimiento [3].

La rehabilitación de la marcha humana ha sido parte importante del tratamiento para los pacientes con dificultades de locomoción en las extremidades inferiores. El objetivo de la terapia de caminata es volver a entrenar el sistema nervioso, que vuelva la fuerza muscular, mejorar el equilibrio y entrenar la cinemática con el fin de reducir las tensiones aplicadas a los huesos y músculos. Al mismo tiempo, ayudar al paciente a recuperar un mayor nivel de independencia y mejoramiento de calidad de vida física, emocional y social [4].

En el ámbito clínico, la rehabilitación de enfermedades de las extremidades inferiores tradicionalmente se ha realizado con terapias asistidas por fisioterapeutas, realizando ejercicios específicos en sólo un movimiento de una articulación a la vez. El desempeño de mejora del paciente depende en gran medida de antecedentes de la preparación profesional, métodos y ejercicios aplicados por el terapeuta, así como la disponibilidad del paciente en realizar los ejercicios impuestos. Otra manera tradicional más sofisticada de terapia para caminata ha sido el dar pasos sobre una cinta de una caminadora eléctrica con asistencia manual y un soporte de peso corporal parcial del paciente (PBWS por sus siglas en inglés). Este tipo de terapia hace uso de un sistema de suspensión para proporcionar la postura erguida adecuada, así como el equilibrio y la seguridad del paciente durante la marcha en la caminadora. Sin embargo, la asistencia manual requiere de al menos 2 fisioterapeutas sentados al lado de la caminadora, orientando manualmente las piernas del paciente en coordinación de la cinta eléctrica. Siendo para los terapeutas una práctica exhaustiva, a la vez de que en esas terapias carecen de repetibilidad y precisión en los movimientos de las piernas del paciente al no proporcionar un patrón de marcha adecuado [4].

Una solución prometedora para ayudar a los pacientes durante el proceso de rehabilitación es diseñar dispositivos robóticos. Ya que pueden mejorar las técnicas de tratamiento tradicionales al permitir la rehabilitación de todas las articulaciones entre sí, que es más eficaz que el entrenamiento de sólo una articulación a la vez y al mismo tiempo proporcionar trayectoria de marcha más precisa y repetitiva, siendo esto el principal problema con la terapia de asistencia manual [4,5]. Potencialmente podrían aumentar la recuperación de la deambulación en personas después de una lesión neurológica mediante el aumento de la duración total de la terapia y se elimina la ayuda intensiva en mano de obra proporcionada por los terapeutas físicos [1]. En el caso de los exoesqueletos de miembros inferiores, se ha mostrado que pueden mejorar índices tanto espaciales (longitud y anchura de paso) como temporales (velocidad, cadencia) respecto a las terapias convencionales [2].

Es por ello que existe la necesidad de realizar investigación científica y desarrollo tecnológico sobre dispositivos robóticos de asistencia en la tarea de caminata, siendo la motivación principal de esta tesis el de contribuir a la solución del problema de salud relacionado con la dificultad para caminar.

## 1.2 Estado del arte

El desarrollo de mecanismos para asistir en la actividad de locomoción humana ha estado presente desde hace muchos años. Uno de los registros más antiguos es el diseño de un aparato para asistencia de caminata reportado por N. Yang en 1890 [6]. Pero no fue sino hasta principios de la década de los 1960s que en los laboratorios de la Universidad de Cornell se plantearon algunas de las primeras ideas del exoesqueleto como se conceptualiza actualmente [7]. En el año 1960, la empresa General Electric Co. (GE) presentó el *Handyman*, un mecanismo manipulador teleoperado con innovadores mecanismos de brazos antropomórficos [8]; y a principios de la década de 1970 desarrolló el proyecto *Hardiman*, bajo el concepto de amplificar las capacidades humanas [9]. En 1974 Vukobratovic y colaboradores desarrollaron el primer exoesqueleto para usos médicos, el cual fue probado en pacientes con paraplejia y discapacidades similares. Este desarrollo estaba programado electrónicamente y tenía actuación neumática [10]. En 1976 Rabischong y colaboradores desarrollan un sistema que funciona de acuerdo al concepto maestro-esclavo, también con propósitos de rehabilitación. En esa propuesta, la persona que tiene el exoesqueleto-maestro realiza los movimientos de interés, y éstos se transmiten al exoesqueleto-esclavo para que los emule [11]. En 1978 se desarrolló el denominado *Active Suit*, fue una órtesis modular activa para la rehabilitación de distrofia muscular, impulsado por medios electromecánicos y microcomputadora programada y controlada, siendo el primer exoesqueleto completamente activo en el mundo [12]. En los años 80, Seireg y colaboradores construyeron un exoesqueleto para sujetos con paraplejia, que utilizaba actuadores hidráulicos en las articulaciones de la cadera y rodilla [13]. Hasta ese momento sólo se habían analizado los exoesqueletos sin la consideración de la interacción del paciente. Fue Kazerooni quien a inicio de la década de los 1990s propuso el análisis de la interacción dinámica entre el usuario y el exoesqueleto y propuso una serie de estrategias de control para que el exoesqueleto y el usuario realicen las tareas de interés en coordinación [14–16]. La Figura 1.2 muestra la línea del tiempo de las principales contribuciones en el desarrollo de exoesqueletos.

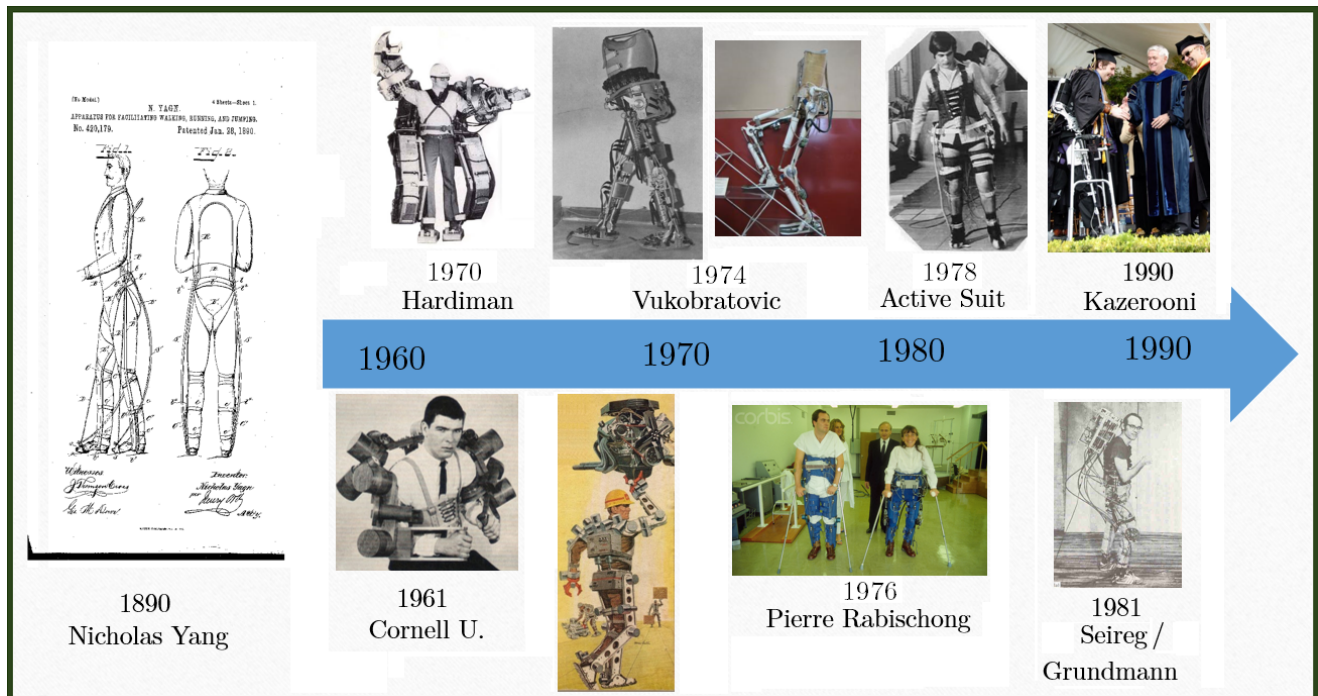


Figura 1.2: Línea del tiempo del avance tecnológico en el desarrollo de exoesqueletos.

En los últimos 15 años el avance tecnológico que han tenido los sistemas electrónicos de procesamiento, así como el desarrollo de mejores sensores y actuadores, ha dado lugar a una nueva generación de exoesqueletos con capacidades de instrumentación y control superiores a los desarrollados a finales del siglo pasado [17–19]. De acuerdo con Makhtar y colaboradores, la implementación de exoesqueletos puede clasificarse de acuerdo con sus capacidades o aplicaciones [20]: i) amplificadores de fuerza, ii) con interacción háptica y iii) para rehabilitación. El desarrollo más destacado del primer grupo es el denominado BLEEX (por su nombre en inglés de Berkeley Lower Extremity Exoskeleton). Este es un exoesqueleto de uso militar (ver Figura 1.3a) cuyo objetivo es amplificar la resistencia del usuario, mediante la transferencia directa de la carga al piso a través de la estructura del exoesqueleto. Permitiendo realizar los movimientos sin necesidad de colocar sensores sobre el cuerpo del usuario o movimientos preprogramados [21]. El control de BLEEX está basado en una función de sensibilidad para reaccionar al movimiento del sujeto, aunque esta técnica hace del controlador un sistema bastante rápido, también lo hace poco robusto [22]. Respecto al segundo grupo, los exoesqueletos desarrollados por GE son los más representativos. En el tercer grupo, uno de los desarrollos más avanzados es el exoesqueleto HAL (por su nombre en inglés Hybrid Assistive Limb), su función es amplificar la resistencia del usuario dándole la posibilidad de cargar elementos pesados con menor esfuerzo. Este exoesqueleto basa su sistema de control en la identificación de la intención de movimiento

y suministra los pares de control proporcionales a las señales mioeléctricas generadas por los músculos asociados a cada articulación, ver Figura 1.3b [23–25]. Dado que esta investigación se inserta en el tercer grupo, a continuación se presenta una descripción de los avances en las principales etapas del diseño e instrumentación de los exoesqueletos usados en rehabilitación.

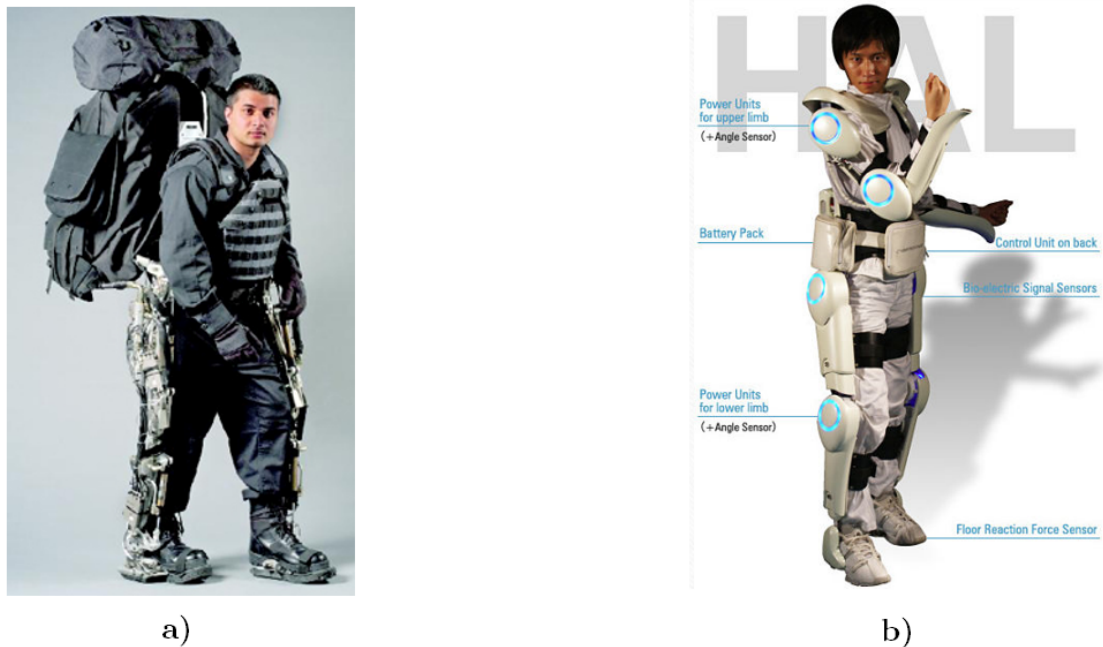


Figura 1.3: a) Exoesqueleto militar BLEEX [21]. b) Exoesqueleto para rehabilitación HAL [1].

Existe un gran número de exoesqueletos y pueden ser estudiados desde diferentes enfoques; sin embargo, en cualquier desarrollo existen dos etapas principales: el diseño y la instrumentación. En la etapa de diseño se establecen requerimientos de funcionalidad de la máquina, de acuerdo con los principios físicos que la definen. La etapa de instrumentación consiste en la selección de materiales y dispositivos (eléctricos, electrónicos y mecánicos) para tener una realización física de la máquina, siguiendo los lineamientos planteados en su diseño. Dado que el principal requerimiento de funcionalidad de los exoesqueletos usados en rehabilitación es la reproducción del movimiento humano, uno de los puntos más destacados es la definición de las capacidades cinemáticas del exoesqueleto (diseño biomecánico), esto es, la definición del conjunto de grados de libertad y rangos de movimiento. Otra consideración relevante en el diseño es la definición de las tareas de movimiento que el exoesqueleto debe ser capaz de realizar y, finalmente la determinación del sistema de control, cuya tarea es modular la energía del exoesqueleto de forma que realice las tareas encomendadas de acuerdo con sus capacidades cinemáticas [26–28].

En el caso de los exoesqueletos de miembros inferiores usados en aplicaciones médicas, la mayoría se diseñan en función de cumplir los movimientos determinados por el análisis del ciclo de caminata [29]. Esto implica que el objetivo de control sea que cada articulación del exoesqueleto siga una función temporal articular de posiciones deseadas, esto es, las posiciones que cada articulación del miembro inferior humano realiza durante el ciclo de caminata y definen la trayectoria de referencia que debe seguir el exoesqueleto.

Para resolver el problema de control del exoesqueleto es necesario contar con un modelo matemático que reproduzca su comportamiento dinámico. La solución numérica de estos modelos, o simulación permite recrear la dinámica del mecanismo de una manera acertada, incluyendo detalles de rozamientos, viscosidades e inercias. Para lo cual se requieren tratar el sistema de manera global e implementar controladores MIMO (multiple-input multiple-output). Sin embargo, la sintonización de estos controladores presentan retos relacionados con la estabilidad, desempeño, robustez, rechazo de perturbaciones y la variaciones de parámetros en el sistema. Por ejemplo, para el control del BLEEX se han desarrollado tres modelos dinámicos diferentes donde sus variaciones se basan en las fases del ciclo de caminata; el apoyo individual, el doble apoyo, y el doble apoyo con redundancia. Cada modelo dinámico tiene diferentes mecanismos de control [30]. En [31] presentan un exoesqueleto de dos grados de libertad (una rotación en la articulación de rodilla y otra en la articulación de cadera) y proponen un control híbrido basado en una ecuación dinámica de la posición angular, velocidad e información interactiva de la fuerza. En [32] habla de un exoesqueleto de 3 grados de libertad diseñado para personas de la tercera edad para las tareas en sostenerse de pie y la de caminata y hacen uso de una máquina de estados finitos para controlar las variaciones según la fase en el ciclo de la caminata combinando un controlador PID y control por lógica difusa. Cabe señalar que una de las estrategias de control más recurrida para el control de exoesqueletos es el controlador PID [33–37]. También se encuentran aquellos que como sistema de control tienen sistemas inteligentes de lógica difusa [38]. En [39] se hace una estrategia más compleja usando el sistema ANFIS (del inglés Adaptive network-based fuzzy inference system). En [40], se describe un exoesqueleto de 3 grados de libertad por pierna, usado para realizar tareas como caminata, ascender y descender escaleras y emplea un control jerárquico basado en ANFIS.

Actualmente se encuentran en el mercado una serie de exoesqueletos de miembros inferiores que incluyen sistemas de apoyo para que el usuario realice esfuerzo con los brazos para mantener el equilibrio. Algunos ejemplos son el *eLEGS<sup>TM</sup>* desarrollado por EKSO Bionics, el exoesqueleto *ReWalk<sup>TM</sup>* de ReWalk Robotics y el exoesqueleto *Hyper* de CSIC [41]. El movimiento del cuerpo humano evoluciona en los llamados planos anatómicos: sagital, transversal y frontal; en la Figura 1.4 se muestran algunas imágenes de los exoesqueletos comerciales descritos, en donde es evidente la característica de que su movimiento se desarrolla sólo en el plano sagital.



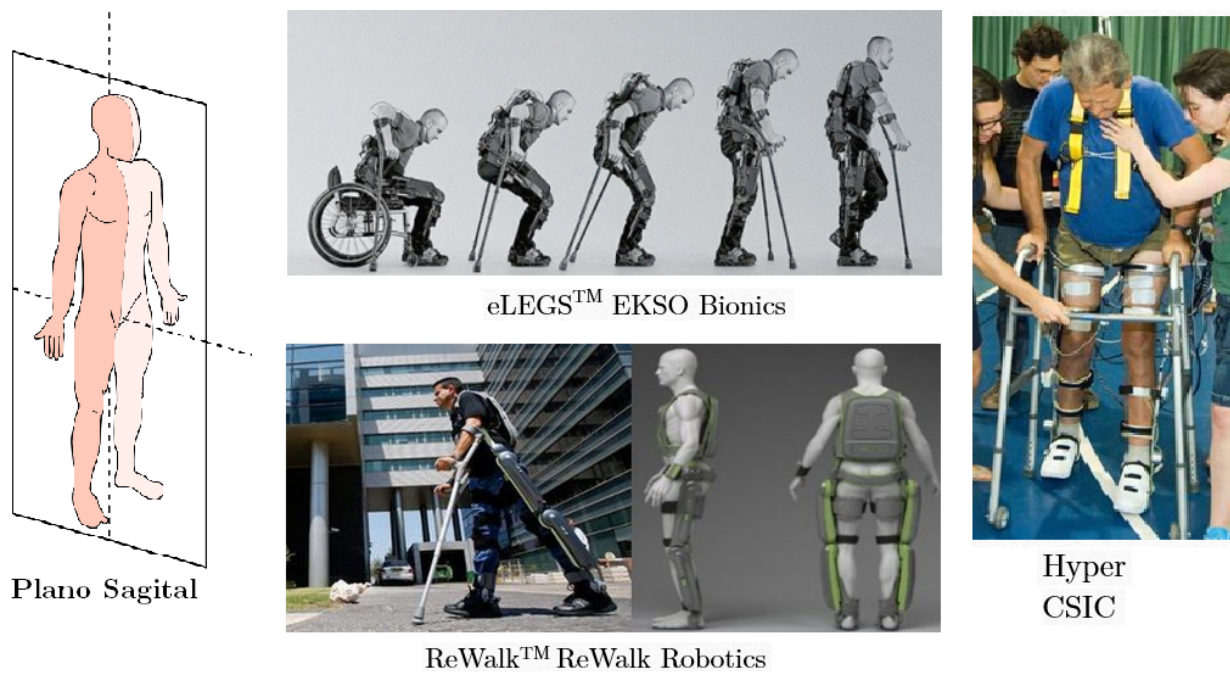


Figura 1.4: Los desarrollos actuales muestran un avance maduro de los exoesqueletos para reproducir los movimientos de los miembros inferiores en el plano anatómico sagital.

Dentro del desarrollo tecnológico de dispositivos robóticos de rehabilitación se encuentran diseños que emplean sistemas con PBWS, que mantiene al mecanismo del exoesqueleto parcialmente en suspensión [42]. Algunos más añaden en sus sistema el uso de caminadoras eléctricas, teniendo 3 grados de libertad por pierna con movimiento en dos planos, sagital y frontal para la cadera y para la articulación de la rodilla en el plano sagital, utilizando un PID como controlador [43]. Un ejemplo más es el presentado en [44] donde el exoesqueleto tiene 10 grados de libertad, 5 para cada pierna; 3 grados en plano sagital y el resto en el plano frontal, utilizando un control difuso adaptativo como controlador. Otro diseño es descrito en [45] donde presenta un mecanismo que consiste en un exoesqueleto el cual proporciona la asistencia al paciente auxiliándose con un andador.

En la actualidad la mayoría de las investigaciones realizadas en el desarrollo de exoesqueletos de miembros inferiores móviles portátiles ha sido para la asistencia en el movimiento en el plano sagital, sin el apoyo de mecanismo como los mencionados anteriormente. Los principales grados de libertad son las rotaciones en el plano sagital de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo [46–51]. Un ejemplo es la reportada en [52], el diseño propuesto es de 3 grados de libertad de una pierna en el plano sagital siendo la cadera, la rodilla y el tobillo como las articulaciones a activar, dándole importancia a la seguridad en cuestión del rango de movimiento en cada

articulaciones, donde los eslabones son ajustables, el control es jerárquico compuesto por dos controladores, uno por medio de un subcontrol robusto adaptativo que desarrolla el par para compensación en el control y el segundo subcontrol es un PI para generar el control para el motor dando el par deseado. Otro ejemplo es el descrito en [53], que usa un PID contemplando el modelo de las piernas para conjuntar con el del exoesqueleto. Cabe destacar que algunos desarrollos sólo se han enfocado en 2 grados de libertad en el plano sagital, siendo la rodilla la articulación en común entre ellos. Por ejemplo el conjunto Rodilla-Tobillo se presenta en [54] y en [55] donde en este último se hace uso de Control PD con compensación de la gravedad para controlar la tarea de rehabilitación estática de las articulaciones. En otros trabajos las 2 articulaciones activas son cadera y rodilla [56–58].

En este sentido, han sido muy pocos los trabajos desarrollados con movimiento en los tres planos anatómicos, como ejemplo es el presentado en [59]. En ese diseño se propone un exoesqueleto de 14 grados de libertad, siete por cada pierna; tres para la cadera, uno para la rodilla, y tres para el tobillo. La misma cantidad y selección de grados de libertad se presentan en [60] y en [61]. La diferencia de la última propuesta es que se le agrega un grado de libertad más en la articulación de los dedos del pie en el plano sagital. Otros trabajos similares están descritos en [62] y [63]. Cabe destacar que a pesar que tener grados de libertad en los planos transversal y frontal, en su mayoría son articulaciones pasivas, es decir, que el paciente realiza los movimientos de manera voluntaria sin ayuda de fuerza externa, lo que indica que sólo es posible controlar los movimientos en el plano sagital, porque son los únicos grados de libertad que cuentan con actuadores para inyectar fuerza externa.

### 1.3 Definición del problema

La revisión bibliográfica discutida en la sección anterior pone en evidencia que los actuales desarrollos comerciales de exoesqueletos de miembros inferiores usados en rehabilitación sólo son capaces de reproducir los movimientos en el plano sagital de manera activa. Esto representa una limitante en las capacidades de movimiento del usuario para realizar movimientos más complejos que involucren los tres planos anatómicos. Como se discutió también en revisión anterior, esta limitante es actualmente un problema abierto en el que la comunidad científica está trabajando activamente. Este hecho da lugar a la principal hipótesis de este trabajo de investigación.

## 1.4 Hipótesis

Es posible diseñar un exoesqueleto de 14 grados de libertad repartidos en los tres planos anatómicos (en el plano sagital, frontal y transversal) que sea capaz de emular la locomoción humana considerando los principales movimientos de las articulaciones de los miembros inferiores, de tal manera que estas articulaciones sean activas para implementar control de movimiento.

## 1.5 Objetivos

### Objetivo general

Diseñar un mecanismo para la reproducción del movimiento de miembros inferiores en locomoción humana en los tres planos anatómicos.

### Objetivos particulares

- Diseño mecánico de exoesqueleto que emule los principales movimientos de las articulaciones de miembros inferiores en los tres planos anatómicos.
- Análisis y desarrollo de los modelos matemáticos del exoesqueleto por la actividad de la locomoción humana.
- Síntesis y simulación de esquema de control para seguimiento de trayectorias de los movimientos de las articulaciones de los miembros inferiores durante la marcha humana.

## 1.6 Metodología

Para alcanzar los objetivos planteados se propuso la siguiente metodología de trabajo:

1. Búsqueda bibliográfica.
2. Estudio de fisiología articular y biomecánica de la marcha humana en los miembros inferiores.
3. Diseño estructural del exoesqueleto y realización del CAD de exoesqueleto.
4. Análisis cinemático de exoesqueleto usando metodología Denavit-Hartenberg

5. Modelado matemático dinámico de exoesqueleto usando las ecuaciones de movimiento de Lagrange.
6. Selección y síntesis de controladores.
7. Realización de simulación, aplicando los esquemas de control para el seguimiento de trayectorias articulares obtenidas de estudios de análisis del ciclo de caminata humana para cada articulación.

## 1.7 Organización del documento

El contenido de los siguientes capítulos de esta tesis se describe a continuación: en el segundo capítulo se expone el análisis biomecánico articular de las principales articulaciones de los miembros inferiores así como el rango de movimiento; también explica el diseño CAD estructural del exoesqueleto de 14 grados de libertad que se propone en esta tesis. En el capítulo tres se muestra el análisis cinemático usando la metodología de Denavit-Hartenberg y también la metodología para la obtención del modelado dinámico por medio de las ecuaciones de movimiento de Lagrange. En el capítulo cuatro se presenta el problema de control a resolver, esto es, el seguimiento de trayectoria por cada articulación; también se explican las leyes de control con las cuales se pretende resolver dicho problema. La implementación numérica así como los resultados obtenidos al usar las leyes de control mencionadas se muestran en el capítulo cinco. Finalmente se tiene discusión y conclusiones. En el Apéndice A se presenta la metodología de Denavit-Hartenberg, en el Apéndice B están los valores numéricos y resultados de pierna izquierda, en el Apéndice C se muestran de manera ilustrativa la implementación de la simulación en el ambiente de MATLAB/Simulink<sup>®</sup> y en el Apéndice D un artículo de conferencia como producto de este trabajo.

## Capítulo 2

# Diseño de exoesqueleto

Son muchas las disciplinas involucradas en el desarrollo de un exoesqueleto, ya que es un sistema biomecatrónico [64]. En particular, esta tesis se enfoca en el diseño mecánico estructural de un exoesqueleto, el cual incluye el estudio biomecánico articular, así como el análisis de la caminata humana.

El diseño estructural propuesto en esta tesis pretende ser una alternativa en el diseño de dispositivos de asistencia en actividades motrices de miembros inferiores. La intención es que el exoesqueleto ayude al paciente a realizar los movimientos requeridos en su terapia de rehabilitación, de manera que se alcancen los objetivos de la misma, entre otros, que los músculos del paciente recuperen sus condiciones anatómicas y metabólicas normales. La recuperación de la marcha humana es uno de los objetivos de muchas de las terapias de rehabilitación; por tanto, la mayoría de los exoesqueletos de miembros inferiores consideran en su diseño las condiciones necesarias para reproducir los movimientos determinados por el análisis clínico de la marcha humana [29]. Es por ello que el exoesqueleto debe de ser análogo a los miembros inferiores humanos, es decir, que el diseño cuente con la posición y distribución de articulaciones similar a las piernas de una persona [28]; la reproducción de movimientos de manera más natural durante las sesiones de terapia de los pacientes o un sistema sofisticado de uso diario. De este modo, se busca que el exoesqueleto sea seguro, confiable, ergonómico y altamente manipulable. Así pues, el estudio del movimiento de las articulaciones es relevante en el diseño de exoesqueletos.

En este capítulo se muestra una síntesis del análisis biomecánico articular para definir las condiciones de diseño cinemático del exoesqueleto en lo relativo a capacidades de movimiento del mecanismo propuesto. Después se muestran los principales diagramas del diseño CAD del exoesqueleto para miembros inferiores que se propone en esta tesis.

---

## 2.1 Análisis biomecánico articular

Debido a la interacción funcional que existe entre un exoesqueleto y el usuario, el diseño del exoesqueleto debe considerar ciertas características del cuerpo humano; en lo que concierne a este trabajo, características anatómicas y funcionales de los miembros inferiores. La función de interés de los miembros inferiores es su movimiento. De acuerdo con convenciones internacionales [65], el movimiento del cuerpo humano tiene lugar en el espacio tridimensional formado por los llamados planos anatómicos: plano sagital (PS), plano frontal (PF) y plano transversal (PT), Figura 2.1.

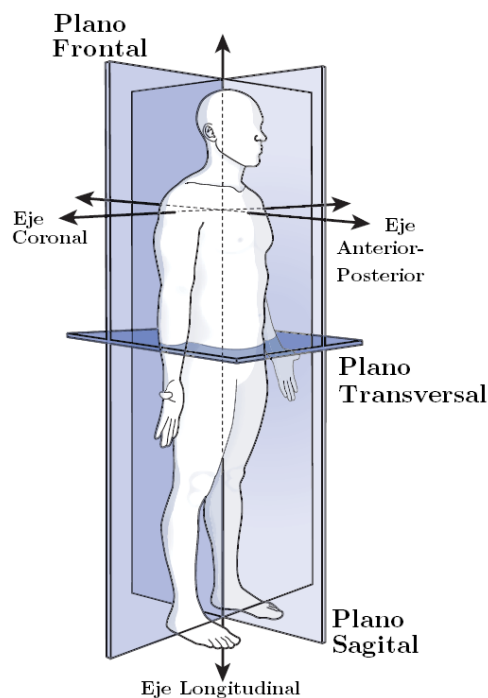


Figura 2.1: Planos anatómicos del cuerpo humano : plano sagital (PS), plano frontal (PF) y plano transversal (PT) [65].

La estructura de los miembros inferiores está definida por los principales huesos que los conforman: fémur, tibia y el conjunto de huesos del pie. Estos huesos forman las principales articulaciones: cadera, rodilla, tobillo y la articulación metatarsfalángica (llamada articulación de dedos del pie); tal como se muestra el lado izquierdo de la Figura 2.2. Los movimientos de cada articulación en los tres planos anatómicos se muestran en el lado derecho de la misma figura. Cada uno de los movimientos da lugar a un grado de libertad, por lo que la reproducción del movimiento del miembro inferior en los tres planos anatómico requiere del análisis en ocho grados de libertad: tres movimientos en la cadera, uno en la rodilla, tres en el tobillo y uno en los dedos del pie.

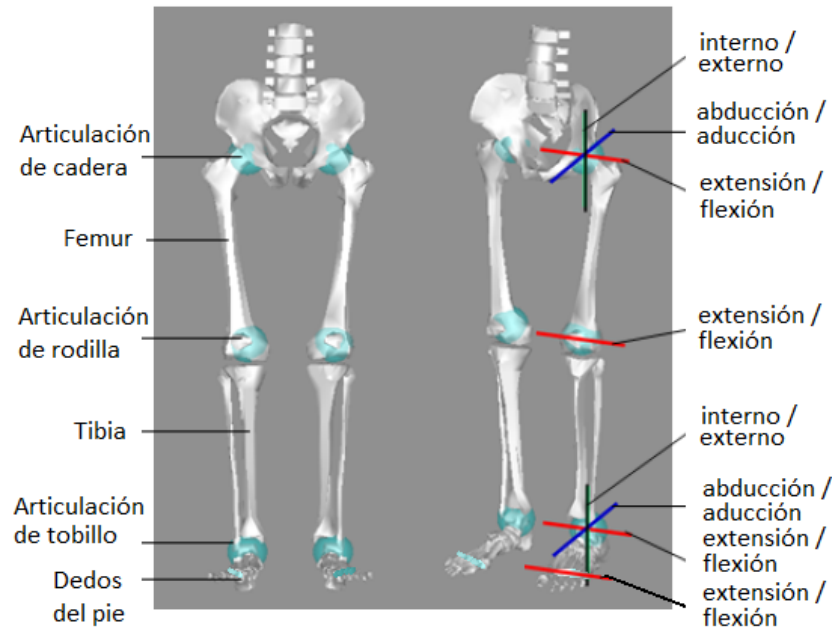


Figura 2.2: Huesos, articulaciones y principales movimientos en los planos anatómicos: sagital (rojo), frontal (azul) y transversal (verde) [60].

De acuerdo a lo anterior, el diseño de un exoesqueleto debe considerar los siguientes factores biomecánicos [26, 27]:

- Grados de libertad (GDL): Determinan el número de actuadores, es decir, las articulaciones en donde existirá una fuente de fuerza externa.
- Rango de movimiento (RM): Es la magnitud de movimiento articular en que los GDL se mueven.

A continuación se muestra una breve descripción de los rangos de movimiento de los ocho principales grados de libertad del miembro inferior:

### 2.1.1 Dedos del pie

Esta articulación está formada por los metatarsos y las falanges (Figura 2.3a). Su movimiento es la rotación llamada extensión/flexión que evoluciona en el plano sagital. Considerando la posición horizontal en reposo ( $0^\circ$ ), la articulación tiene un rango de movimiento de hasta  $60^\circ$ - $70^\circ$ , tanto en sentido contrario a las manecillas del reloj (Figura 2.3b) como en sentido de las manecillas (Figura 2.3c), donde al pararse de puntas este rango se puede extender hasta los  $90^\circ$ .

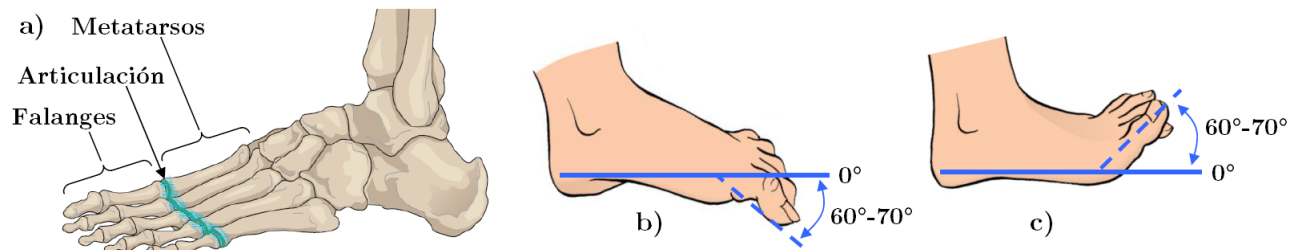


Figura 2.3: Articulación de los dedos del pie a) y rangos de movimiento de la extensión b) y la flexión c) [66].

### 2.1.2 Tobillo

Los movimientos en el tobillo se realizan en dos articulaciones (Figura 2.4a): la llamada propiamente articulación de tobillo (formada por el complejo tibia-peroné y el astrágalo del pie) y la articulación intertarsal (formada por el astrágalo y el hueso calcáneo). Los movimientos de la articulación de tobillo son la rotación en el plano sagital (llamada Dorsiflexión/Plantiflexión), Figura 2.4b-c; mientras que el movimiento de la articulación intertarsal es una rotación que evoluciona en el plano frontal (llamada Pronación/Supinación) Figura 2.4d. La rotación en el plano transversal es llamada Abducción/Aducción.

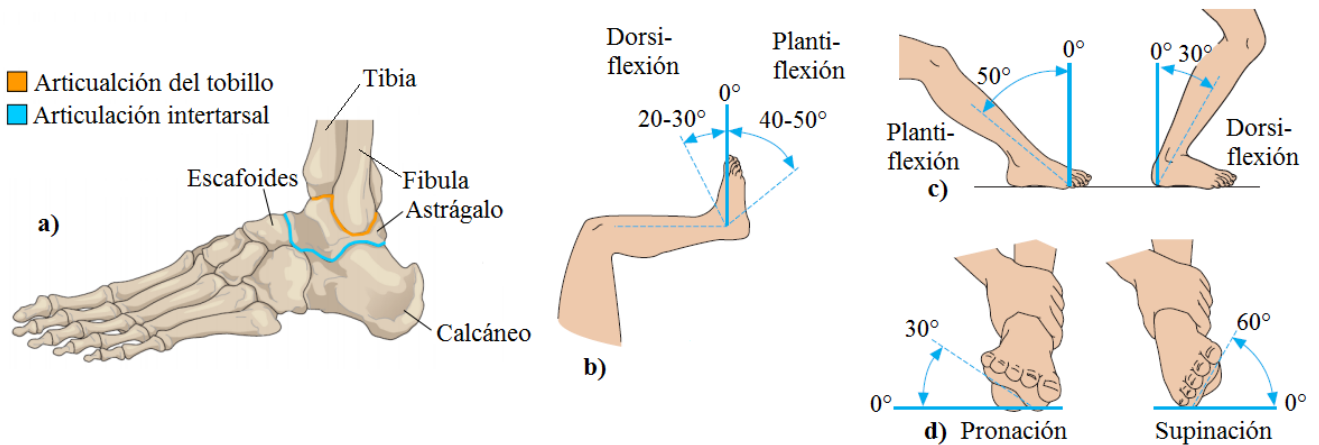


Figura 2.4: a) Articulaciones en movimientos de tobillo. b) En el plano sagital la articulación del tobillo genera un ángulo entre la tibia y el pie de 90°. c) Cuando el pie está fijo, la parte inferior de la pierna se puede mover hacia delante y hacia atrás libremente. d) Movimientos en el plano frontal [66].



### 2.1.3 Rodilla

La rodilla está formada por dos articulaciones: la tibio-femoral y la patelofemoral (Figura 2.5a). Su principal movimiento es en la articulación tibio-femoral y es una rotación en el plano sagital llamada extensión/flexión. El rango de movimiento de la extensión/flexión depende de la posición relativa de la cadera: si la cadera está flexionada el movimiento de flexión puede alcanzar  $160^\circ$ , mientras que sólo puede alcanzar  $120^\circ$  si la cadera está extendida (Figura 2.5b).

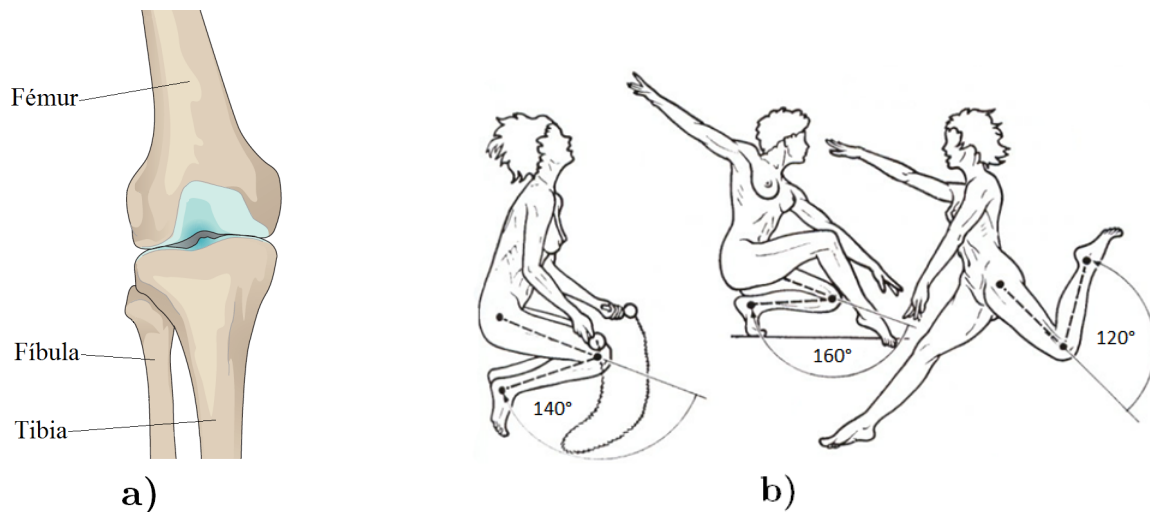


Figura 2.5: a) Huesos que conforman la rodilla [66]. b) movimiento de extensión/flexión en diferentes posturas [67].

### 2.1.4 Cadera

La cadera tiene tres movimientos de rotación, una en cada plano anatómico. La rotación en el plano sagital se llama extensión/flexión, el rango de movimiento de la flexión va de  $90^\circ$  a  $145^\circ$ , dependiendo de la posición de la rodilla (ver Figura 2.6a); mientras que el rango de movimiento de la extensión va de  $10^\circ$  a  $30^\circ$ , también dependiendo de la posición de la rodilla (ver Figura 2.6b).

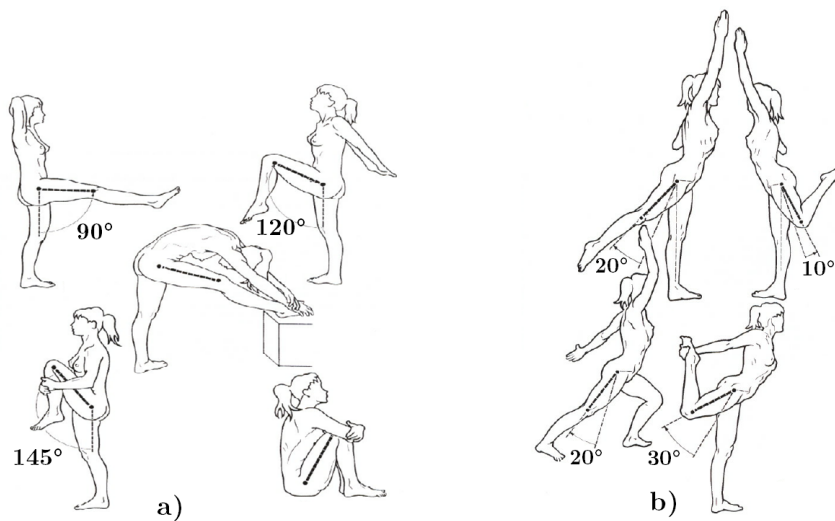


Figura 2.6: Rangos de movimiento de flexión (a) y (b) extensión de la cadera. [67].

La rotación de la cadera en el plano frontal se define como abducción/aducción. El movimiento de abducción normal es de 30°, pero puede variar dependiendo de cómo se mida, respecto a una pierna o cuando ambas piernas están en abducción respecto al eje central del cuerpo, tal como se muestra en la Figura 2.7a. Por su parte, el movimiento de aducción puede tener un valor máximo de 30° (ver Figura 2.7b).

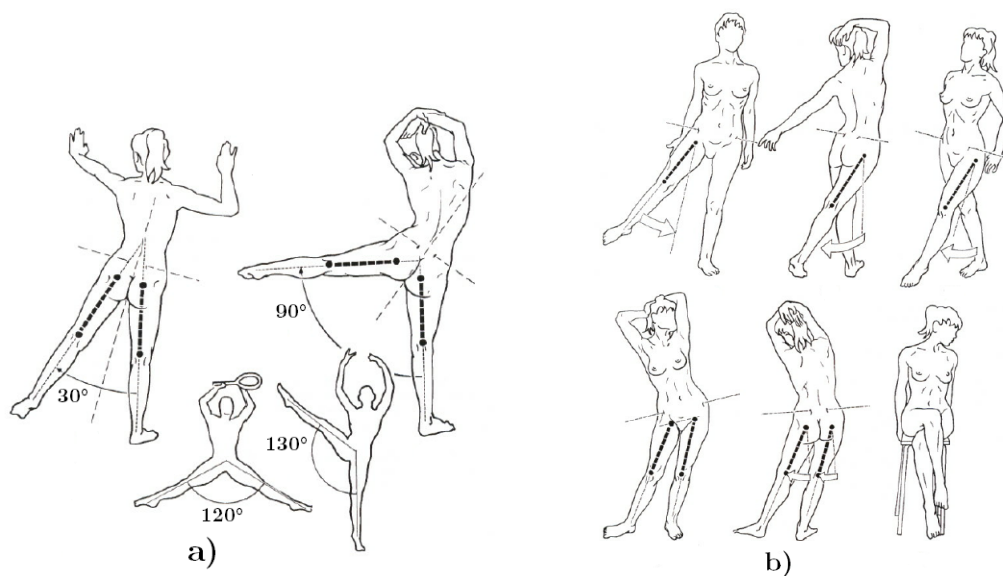


Figura 2.7: Rotación de la cadera en el plano frontal: a) abducción y b) aducción [67].

La rotación de la cadera en el plano transversal se llama rotación interna/externa, la interna puede alcanzar hasta  $60^\circ$ , mientras que la externa puede alcanzar  $30^\circ$  (ver Figura 2.8).

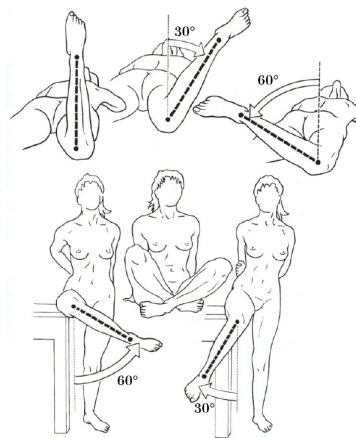


Figura 2.8: Rotación interna/externa de la cadera en diferentes posturas [67].

## 2.2 Diseño CAD de exoesqueleto

De acuerdo con la revisión anterior, en esta investigación se selecciona un conjunto de grados de libertad que permitan reproducir los principales movimientos del miembro inferior en caminata. A continuación se enlistan los grados de libertad de acuerdo a la articulación y el plano en el que evolucionan:

### *Cadera*

- PS: Flexión/extensión.
- PF: Aducción/abducción.
- PT: Rotación Interna/externa.

### *Rodilla*

- PS: Flexión/extensión.

### *Tobillo*

- PS: Dorsiflexión/plantiflexión.

- PF: Supinación/pronación

*Dedos del pie*

- PS: Flexión/extensión.

Acorde a la revisión bibliográfica sobre reportes biomecánicos, se determinan los rangos de movimiento de cada uno de los grados de libertad del diseño del exoesqueleto. Dicha revisión se sintetizan en la Tabla 2.2.1. Las primeras tres referencias [65–67] reportan datos experimentales del rango de movimiento medido en las poblaciones de estudio. Mientras que la referencia [21] muestra los rangos de movimiento del exoesqueleto BLEEX, así como otros movimientos. En el caso de las líneas punteadas no se cuenta con esa información.

Tabla 2.2.1: Tabla comparativa del rango de movimiento de las principales articulaciones de los miembros inferiores reportadas en diferentes referencias bibliográficas.

Articulación	Plano anatómico	Movimiento articular	Nordin et al. [65]	Faller et al. [66]	Kapandji [67]	Zoss et al. [21]		
						BLEEX máximo	Rango promedio hombre militar	Máximo rango caminata humana
Dedos del pie	Sagital	Extensión	-----	90°	-----	-----	-----	-----
		Flexión	-----	50°	-----	-----	-----	-----
Tobillo	Sagital	Plantar Flexión	50°	30° - 50°	40° - 55°	45°	38°	20.6°
		Dorsial Flexión	30°	20° - 30°	10° - 20°	45°	35°	14.1°
	Frontal	Pronación	30°	-----	-----	20°	23°	-----
		Supinación	60°	-----	-----	20°	24°	-----
Rodilla	Sagital	Extensión	-----	-----	3°	-----	-----	-----
		Flexión	-----	120° 140°	155°	121°	159°	73.5°
Rotación Interna <sup>a</sup>	Transversal	-----	-----	-----	-----	35°	66°	1.6°
Rotación Externa <sup>a</sup>	Transversal	-----	-----	-----	-----	35°	73°	13.2°
Cadera	Sagital	Extensión	15°	30°	15°	10°	-----	22.5°
				10°				
		Flexión	130° - 140°	90°	140°	121°	125°	32.2°
	120° - 145°							
	Frontal	Abducción	30° - 45°	45°	30°	16°	53°	7.9°
		Aducción	20° - 30°	30°	25°	16°	31°	6.4°
Transversal	Interno	30° - 45°	30° - 40°	70°	35°	66°	1.6°	
	Externo	40° - 50°	60°	90°	35°	73°	13.2°	

<sup>a</sup> Referente a la rotación total de la pierna desde la cadera.

Teniendo como fundamento esta síntesis, la Tabla 2.2.2 muestra los rangos de movimiento (valores mínimos y máximos) que se consideran en el diseño del exoesqueleto.

Tabla 2.2.2: Rango de movimiento del exoesqueleto propuesto.

Articulación	Plano	Movimiento	Rango de movimiento
Dedos del pie	Sagital	Extensión	0° - 90°
		Flexión	0°
Tobillo	Frontal	Abducción	0° - 20°
		Aducción	0° - 20°
	Sagital	Extensión	0° - 40°
		Flexión	0° - 30°
Rodilla	Sagital	Extensión	0°
		Flexión	0° - 70°
Rotación total de pierna	Transversal	Interno	0° - 40°
		Externo	0° - 60°
Cadera	Sagital	Extensión	0° - 22°
		Flexión	0° - 45°
	Frontal	Abducción	0° - 50°
		Aducción	0° - 6°

Los rangos de movimiento considerados en la Tabla 2.2.2 están dentro de los rangos de movimiento anatómico de cada articulación. Algunos de ellos son menores, ya que el mecanismo que reproduciría el movimiento impone propiamente restricciones físicas (ver [21], [65–67]). Una vez definidos los grados de libertad y los rangos de movimiento de cada uno de ellos, se procede con el diseño de la estructura del exoesqueleto. El diseño asistido por computadora (CAD, por las siglas en inglés de computer assisted design) se realizó en la plataforma SolidWorks®, tomando como referencia las longitudes promedio de una hombre de 1.72 metros de estatura [68]. Cabe mencionar que el movimiento de rotación del miembro inferior en el plano transversal es una de las principales novedades respecto a otros diseños de exoesqueletos previamente presentados, como también en los registrados en las patentes: US 7190141 B1 (2007), CN 201510472 U (2010), US 20110040216 A1 (2011), US 20130226048 A1 (2013), US 20130231595 A1 (2013), US 20130231595A1 (2013), US 8,968,222 B2 (2015). En la mayoría de ellas, el movimiento asistido es exclusivamente en el plano sagital. Además de la característica fundamental de la reproducción de movimiento en los tres planos anatómicos, el diseño de la estructura del exoesqueleto considera que éste tienda a ser antropomorfo, ergonómico y que ofrezca seguridad al usuario a través de un sistema de soporte. A continuación se muestra una breve descripción del mecanismo, en particular sólo se describen las piezas de la pierna derecha, la descripción de la pierna izquierda se omite considerando la simetría de las piezas. Debido a que el objetivo del diseño es respecto a la estructura del exoesqueleto, los motores presentados en los planos de las piezas son sólo ilustrativos. El orden de la descripción es de acuerdo con lo presentado en la Tabla 2.2.2.

### 2.2.1 Dedos del pie en plano sagital

Para la realización del movimiento en la articulación de los dedos del pie se diseñaron dos piezas como se ve en la Figura 2.9a. En el Elemento 16 es donde se posicionarían los dedos del pie y en el Elemento 15 se localizaría el resto de la planta del pie. Para movimiento en la misma dirección del eje del actuador se implementa un pivote auxiliar, como ayuda en el movimiento a efectuar, de esta manera las piezas involucradas en el movimiento mantienen el paralelismo entre las paredes en las cuales se desplazan las piezas y mantienen la distancia establecida, también evitando que el rotor del actuador sufra desbalanceo de cargas. En la Figura 2.9b se aprecian los componentes para realizar el movimiento en la articulación de los dedos del pie en conjunto con las partes del cuerpo involucradas. En la Figura 2.9c se puede ver la correa (Elemento 47) para el pie en la estructura que sólo está fijada al Elemento 15 por los Elementos 62 y 63. Se puede apreciar en la Figura 2.9d como los dedos del pie no se sujetan a la estructura, ya que no es necesario porque en el momento de realizar la caminata los dedos se posicionan sobre el Elemento 16.

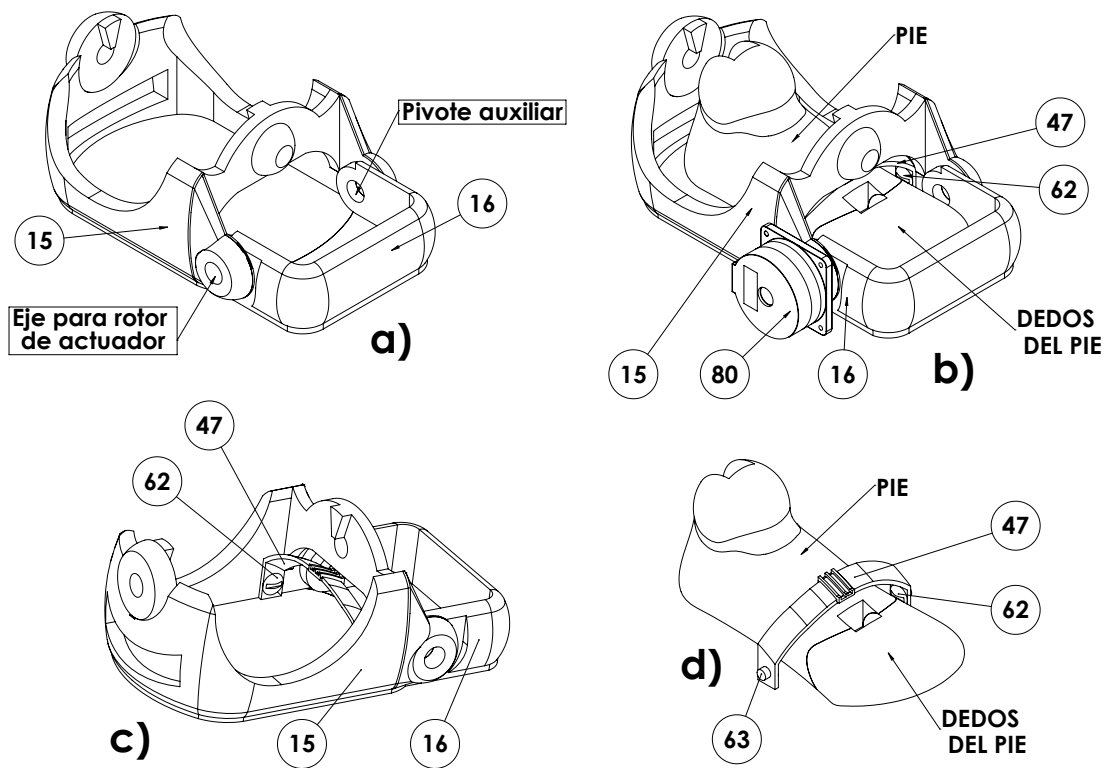


Figura 2.9: Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento de los dedos del pie en el plano sagital: a) Componentes de estructura para articulación. b) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. c) Correa ajustable para sujeción del pie en la estructura. d) Correa ajustable sobre el pie.

En la Figura 2.10a se observa la posición *zero* en esta articulación del exoesqueleto, donde los Elementos 15 y 16 se encuentren sobre la horizontal con respecto a la vista desde el plano sagital. Como se determina en la Tabla 2.2.2, el movimiento de esta articulación sólo efectúa el movimiento de extensión, el cual esta limitado a un rango de  $0^\circ$  a  $90^\circ$  partiendo desde la posición *zero*. El movimiento de flexión es nulo. En la Figura 2.10b se aprecia cómo se limita el movimiento de manera física a  $90^\circ$ , donde se puede observar que en el Detalle A se señala la *superficie de contacto a* en el Elemento 15 y en el Detalle B se señala la *superficie de contacto b* en el Elemento 16, entre ambas superficies crean un ángulo de  $90^\circ$  en posición *zero*, que se puede ver con mayor claridad en la sección AA-AA de la Figura 2.10d. Como el actuador esta fijo al Elemento 15 en el momento que se realice el movimiento en contra de las manecillas del reloj, las superficies no podrán seguir avanzando radialmente porque se encontrarán una con otra. En la Figura 2.10c se aprecia la limitación física en el movimiento de flexión, en la posición *zero*, donde no se permite el movimiento por el diseño de los Elementos 15 y 16, en la Figura 2.10d se observa en la sección AA-AA, el encuentro de caras de los dos elementos involucrados en el movimiento. Así que cuando el actuador haga el movimiento en sentido de las manecillas del reloj en la posición *zero*, físicamente tendrá esta restricción.

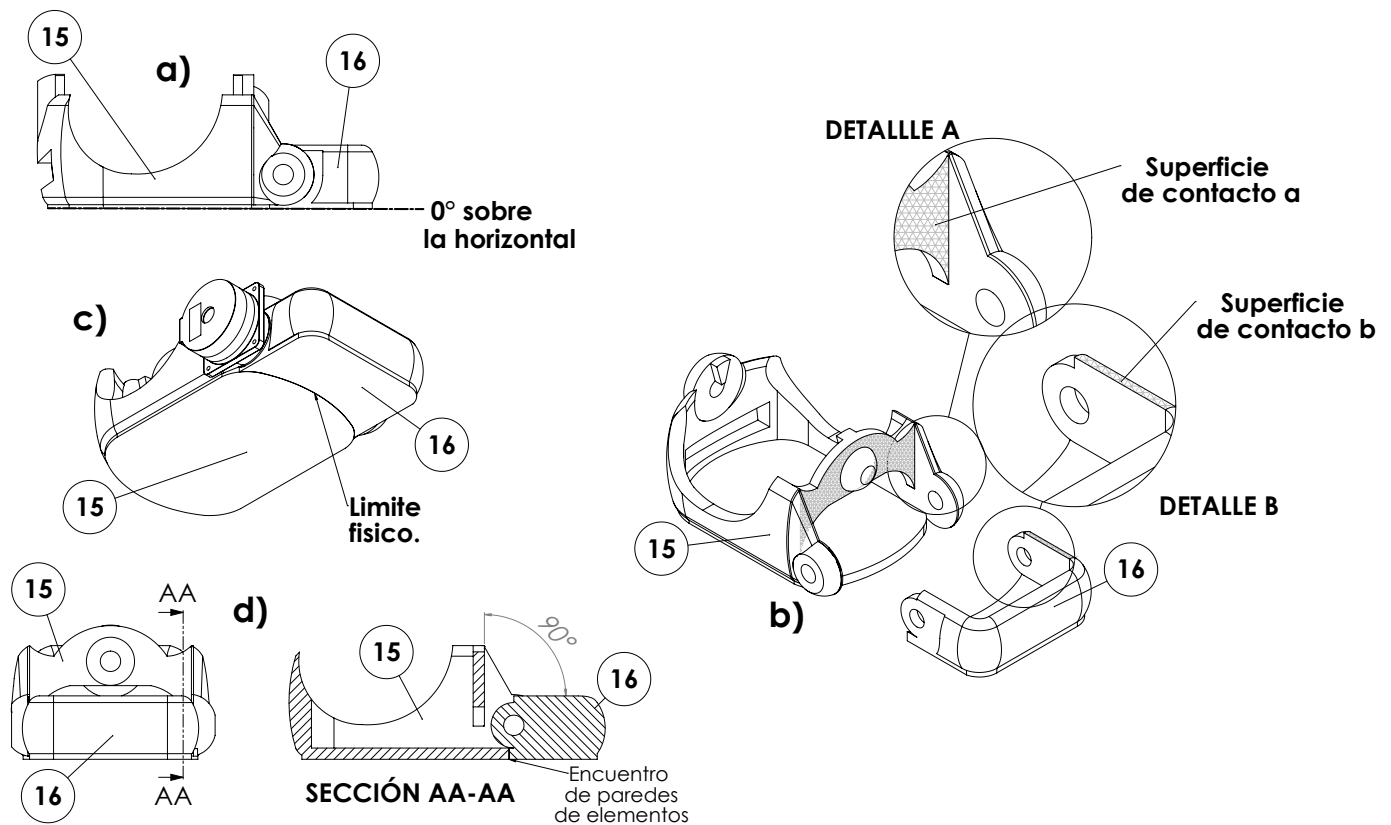


Figura 2.10: Posición *zero* y limitación mecánica de movimiento en el plano sagital de dedos del pie: a) Posición *zero*. b) Limitación física del movimiento en extensión. c) Limitación física del movimiento en flexión. d) Vista del rango angular de movimiento.

### 2.2.2 Tobillo en plano frontal

Los movimientos en plano frontal del tobillo son abducción y aducción, los cuales son realizados por los Elementos 14 y 15 del exoesqueleto, ver en la Figura 2.11b. se puede apreciar que también cuenta con pivote auxiliar, con el mismo propósito que en la articulación dedos del pie. En la Figura 2.11c se pueden observar los elementos del exoesqueleto relacionados con los movimientos en el plano frontal y la posición del pie. La planta del pie queda en contacto con el Elemento 15, se sujeta por medio de una correa ajustable (Figura 2.11d). Para una estabilización del pie se cuenta con otra correa para sujetar el tobillo al Elemento 14. El Elemento 14 es diseñado para que pueda efectuar los movimiento en los dos planos que se tienen contemplados para el tobillo. La colocación del actuador es importante para que al momento de realizar la tarea de caminata no sea un obstáculo para llevarla a cabo. En este caso el actuador (Elemento 76) se fija en la parte posterior del Elemento 15 (ver Figura 2.11e), el rotor va fijado al Elemento 14 como se señala en la Figura 2.11b.

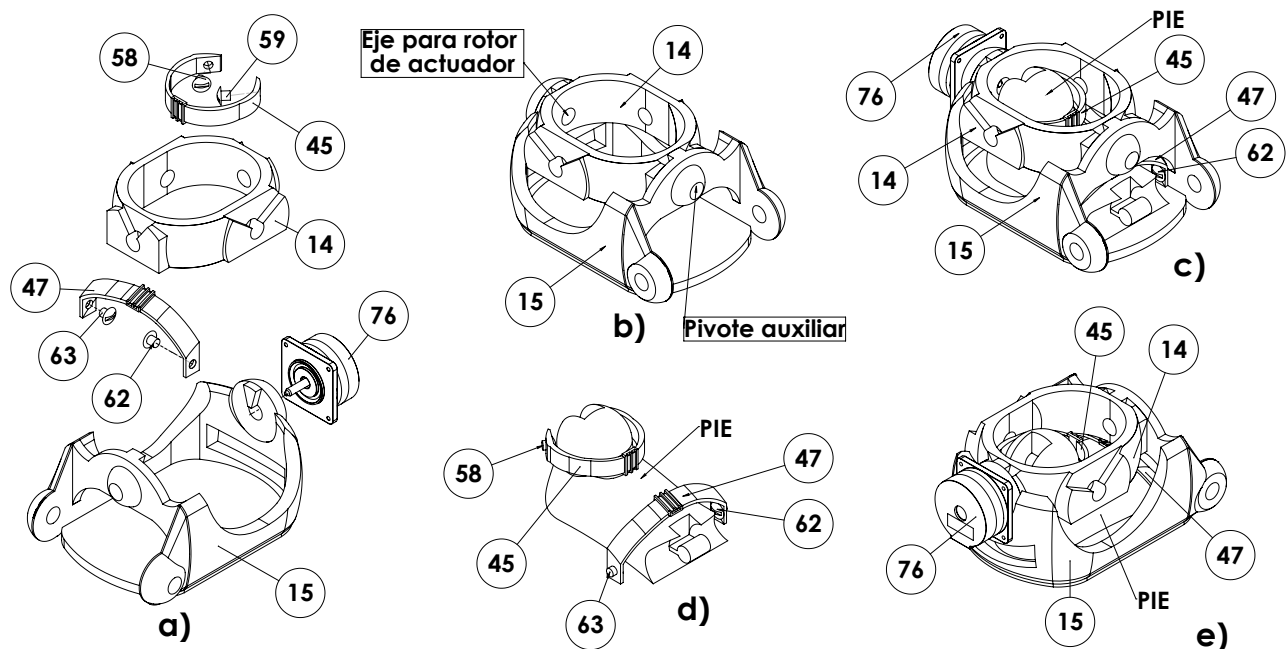


Figura 2.11: Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento del tobillo en el plano frontal: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para articulación. c) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. d) Correas ajustables al cuerpo sobre el pie. e) Ubicación de actuador en estructura para este movimiento.

La posición *zero* para este movimiento en el plano frontal es cuando las líneas señaladas en la Figura 2.12a de los elementos 14 y 15 están de manera paralela. La limitación física del movimiento se puede apreciar en las Figuras 2.12b-c. En el Detalle C de la Figura 2.12b hay



una *superficie de contacto a* la cual, al momento del movimiento a efectuar por el actuador, se desplaza haciendo contacto con la *superficie de contacto b* señalada en el Detalle D del Elemento 14. La apertura del hueco de la *superficie de contacto b* es de  $70^\circ$  y la *protuberancia* de la *superficie de contacto a* es de  $30^\circ$ , por lo que en posición *cero* del exoesqueleto se tiene en abducción hasta  $20^\circ$  de rango de movimiento radial y  $20^\circ$  en el movimiento de aducción, que se puede apreciar de mejor manera en la Figura 2.12c. La limitación física mostrada en la Figura 2.12b aplica también para la Figura 2.12d, que cumple con el mismo rango de movimiento radial.

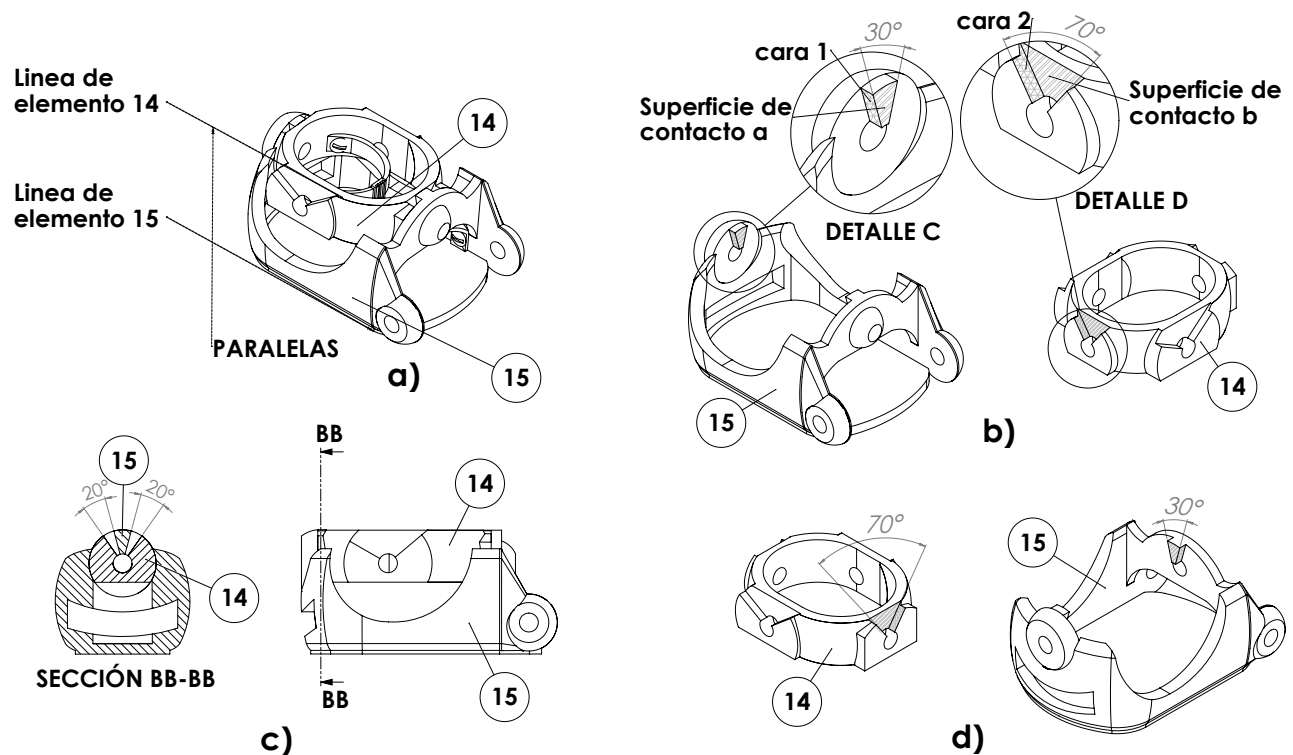


Figura 2.12: Posición *cero* y limitación mecánica de movimiento en el plano frontal del tobillo:  
 a) Posición *cero*. b) Limitación física del movimiento en parte posterior de la estructura.  
 c) Vista del rango angular de movimiento. d) Limitación física del movimiento en parte anterior de la estructura.

### 2.2.3 Tobillo en plano sagital

Los movimientos en el plano sagital para la articulación del tobillo son llamados extensión y flexión, los cuales son efectuados por los Elementos 13 y 14 del exoesqueleto que se aprecian en la Figura 2.13. También se cuenta con un pivote auxiliar, teniendo el mismo propósito que en los movimientos anteriores (Figura 2.13b). En la Figura 2.13c se observan los elementos del exoesqueleto que se involucran en el movimiento del tobillo así como las partes del cuerpo para este movimiento. El Elemento 13 corresponde a la espinilla, la cual es sujeta por medio de

correas ajustables (elementos 42 y 43 en Figura 2.13d) a la pierna del usuario (Figura 2.13e). Dichas correas son fijadas por medio de los elementos 53 y 54 al Elemento 13 del exoesqueleto. La ubicación del actuador (Elemento 77) para los movimientos del tobillo en el plano sagital se muestra en la Figura 2.13f, situándose hacia el costado exterior de la pierna derecha.

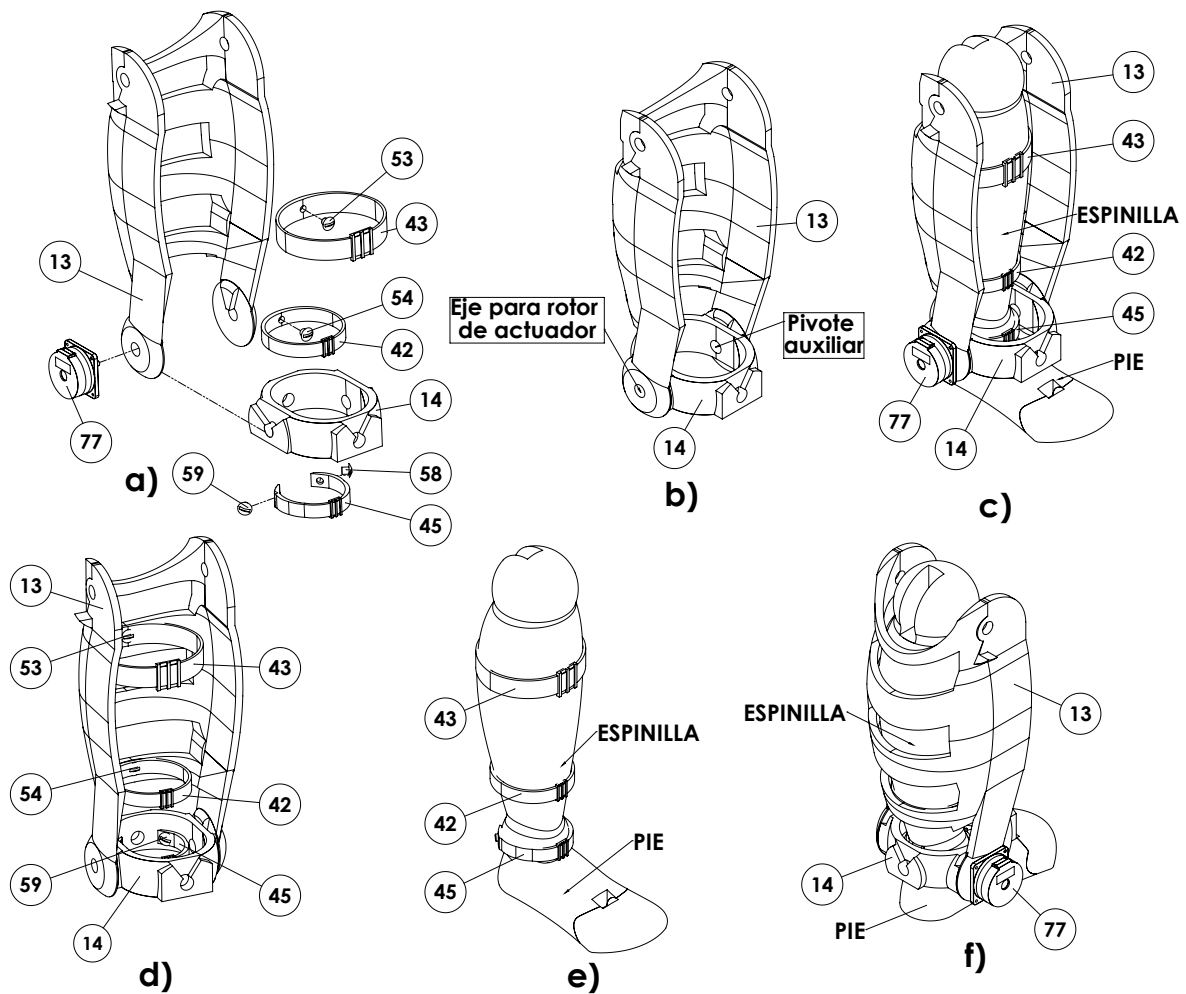


Figura 2.13: Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento del tobillo en el plano sagital: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para la articulación. c) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. d) Correas ajustables fijadas en estructura. e) Correas ajustables al cuerpo sobre el pie y espinilla. f) Ubicación de actuador en estructura para este movimiento.

La posición *zero* para esta articulación en el plano sagital es cuando las líneas ilustradas en la Figura 2.14a de los elementos 13 y 14 son paralelas entre ellas. La limitación de los movimientos en el plano sagital se observa en la Figura 2.14b y Figura 2.14c. En la Figura 2.14b, en el Detalle E del Elemento 13 hay una *superficie de contacto a* que se desplaza a través de la *superficie de contacto b*, tal como se aprecia en el Detalle F del Elemento 14, ambas observaciones están

situadas al costado externo del exoesqueleto en la articulación del tobillo, donde se encuentra el actuador. El movimiento de la *cara 1* y *cara 2* de los elementos 13 y 14 está limitado. La *superficie de contacto b* en el Detalle F mide  $110^\circ$  y la *protuberancia* de la *superficie de contacto a* del Detalle E mide  $40^\circ$ , quedando  $70^\circ$  libres de desplazamiento, repartidos en un rango de movimiento de hasta  $40^\circ$  para el movimiento de extensión y  $30^\circ$  en el movimiento de flexión a partir de la posición *cero*, dichos rangos de movimiento se pueden observar con mayor detalle en la Figura 2.14c, en la sección CC-CC. En lo que corresponde a la parte interna de la pierna del exoesqueleto para esta articulación, en la Figura 2.14d se puede ver que se tienen las mismas limitaciones físicas de movimiento en el plano sagital y mismos rangos descritos para la Figura 2.14b.

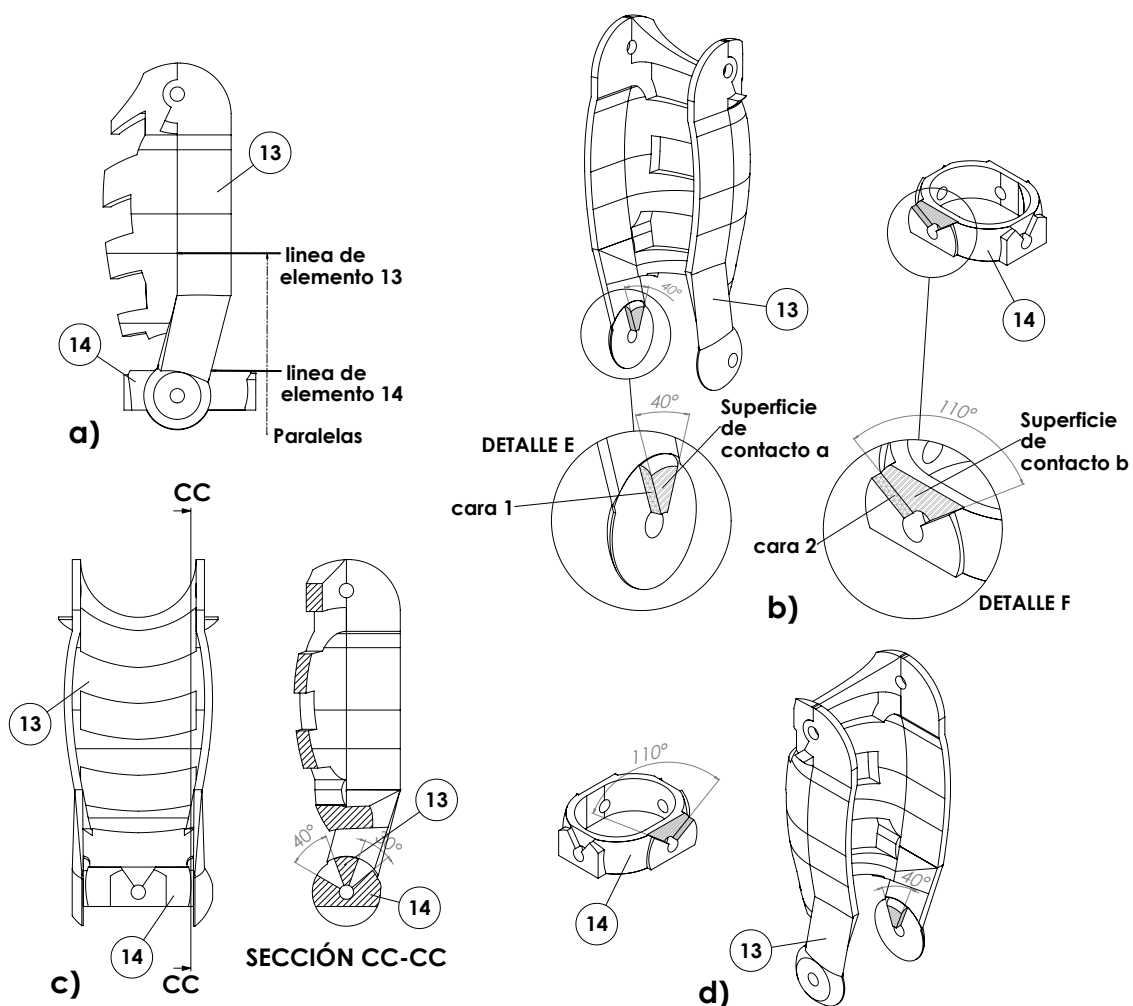


Figura 2.14: Posición *cero* y limitación mecánica de movimiento en el plano sagital del tobillo: a) Posición *cero*. b) Limitación física del movimiento en costado interior derecha de la estructura. c) Vista del rango angular de movimiento. d) Limitación física del movimiento en costado interior izquierda de la estructura.

### 2.2.4 Rodilla en el plano sagital

En el caso de la articulación de la rodilla, se ha establecido sólo movimiento de extensión sobre el plano sagital. Los elementos relacionados con la ejecución del movimiento de extensión son los 13 y 11, tal como se muestra en la Figura 2.15a. El pivote auxiliar y el rotor del actuador también se muestran la Figura 2.15b. La colocación del actuador (Elemento 74) en el movimiento de la articulación de rodilla sobre el plano sagital se aprecia en la Figura 2.15c. Se ha establecido en la parte exterior de la pierna derecha de la estructura del exoesqueleto, donde el actuador se fija en el Elemento 11 y el rotor se fija al Elemento 13. En la misma figura se puede observar el muslo y la espinilla de la pierna derecha donde el Elemento 11 se encuentra en la parte baja del muslo mientras que el Elemento 13 corresponde a la espinilla, ambas partes del cuerpo están sujetas a los elementos del exoesqueleto por medio de correas ajustables (elementos 39,42 y 43) y se puede observar con mayor detalle su fijación sobre la estructura del exoesqueleto en los Elementos 11 y 13 en la Figura 2.15d. La colocación de las correas ajustables en la parte baja del muslo y en la espinilla se puede apreciar de mejor manera en la Figura 2.15e. Donde se trata de tener la mejor sujeción posible a la estructura del exoesqueleto, al colocar las correas en la parte alta y baja de la espinilla.

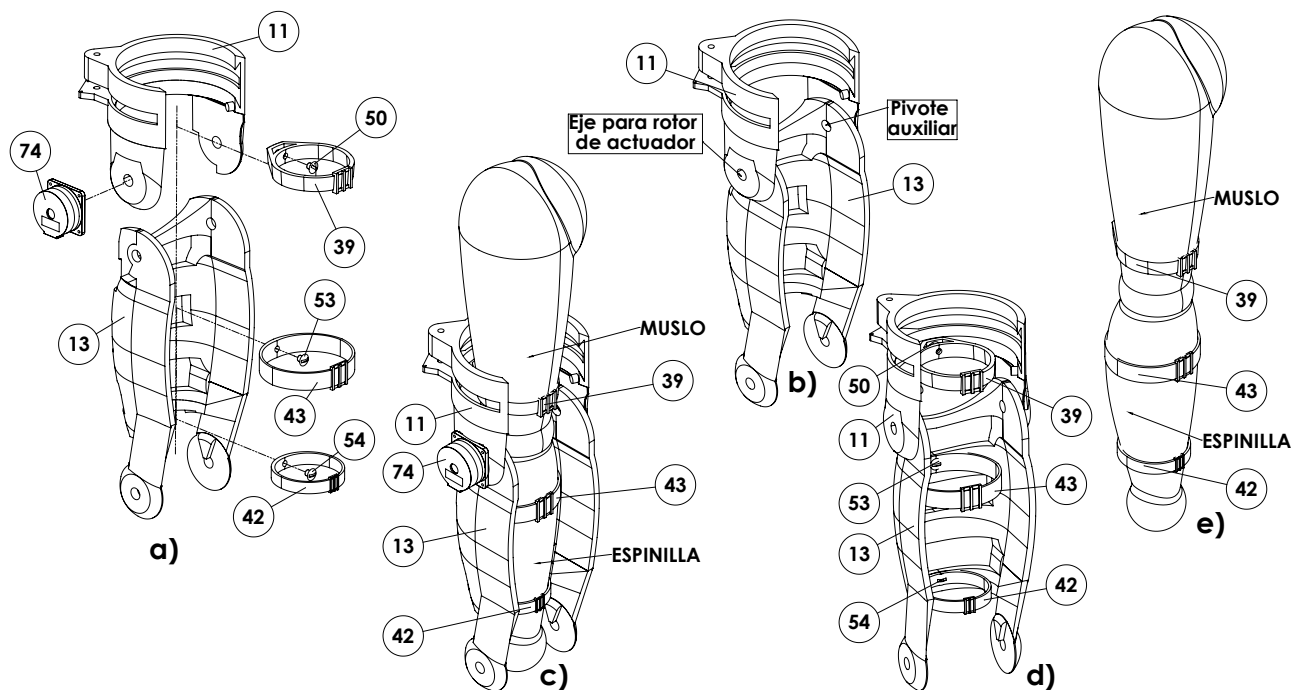


Figura 2.15: Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento del rodilla en el plano sagital: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para la articulación. c) Estructura de exoesqueleto y las partes del cuerpo correspondientes. d) Correas ajustables fijadas en estructura. e) Correas ajustables al cuerpo sobre la espinilla y el muslo.

La posición *cero* para este movimiento en el plano sagital es cuando la cara del relieve del Elemento 11 esta en contacto con el tope físico del Elemento 13, que se puede ver en la Figura 2.16a. El movimiento permitido en la articulación de la rodilla por la estructura del exoesqueleto en el plano sagital es prácticamente sólo el de flexión, ya que el movimiento de extensión es de  $0^\circ$ . La limitación del movimiento es apreciable en las Figuras 2.16b y 2.16c. Como se observa en el Detalle G del Elemento 13 en la Figura 2.16b tiene una especie de protuberancia que sirve como un obstáculo mecánico al momento de efectuarse el movimiento de la articulación, que como se ve tiene dos caras señaladas, una llamada *superficie de contacto a* que se desplaza sobre la cara llamada *superficie de contacto b* en el Detalle H del Elemento 11, y la *cara 1* que en el trayecto del movimiento radial se encuentra con la *cara 2* del Detalle H del Elemento 11, haciendo de esta manera que sirve como un límite físico entre ambas piezas. En el Detalle H la *superficie de contacto b* mide  $95^\circ$  mientras que la *superficie de contacto a* mide  $25^\circ$ , teniendo así un rango de movimiento de flexión de  $70^\circ$ . Los  $70^\circ$  disponibles para el movimiento de flexión pueden ser observados en la Figura 2.16c, en donde se ve, a través de la sección DD-DD, el rango de interacción entre los elementos 11 y 13. La limitación física mostrada en la Figura 2.16b aplica para la parte interna derecha de la pierna y se puede ver en la Figura 2.16d, que cumple con el mismo rango de movimiento radial.

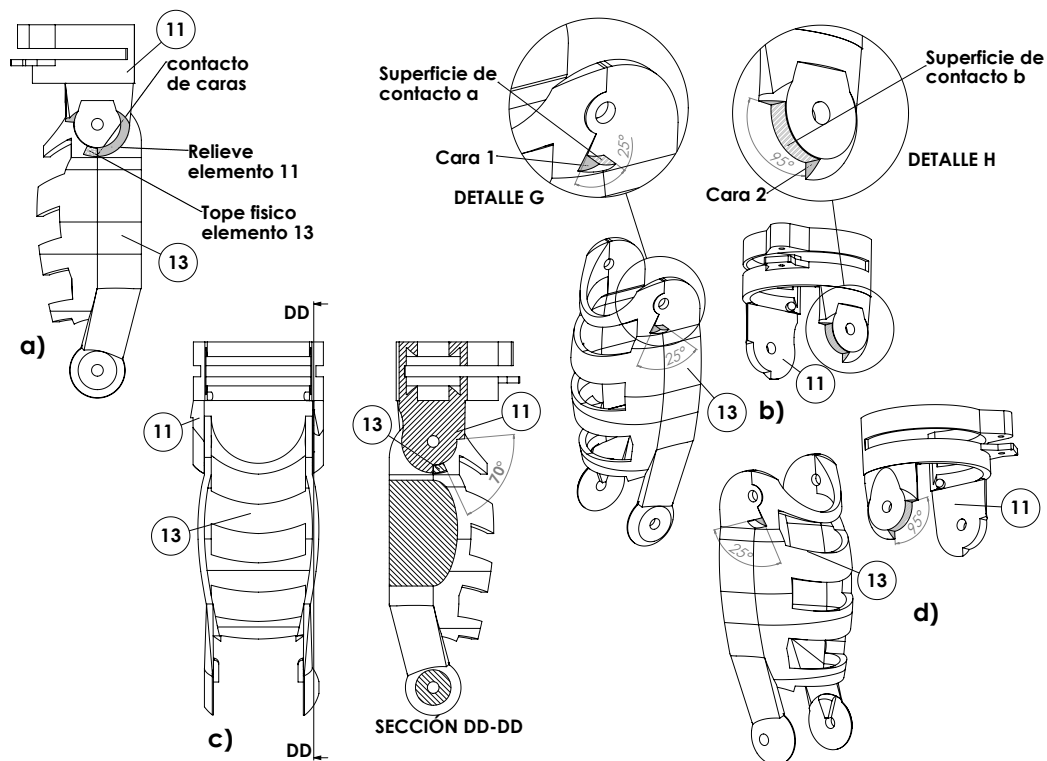


Figura 2.16: Posición *cero* y limitación mecánica de movimiento en el plano sagital de la rodilla: a) Posición *cero*. b) Limitación física del movimiento en costado interior derecha de la estructura. c) Vista del rango angular de movimiento. d) Limitación física del movimiento en costado interior izquierda de la estructura.

### 2.2.5 Movimiento de la pierna en el plano transversal

En el exoesqueleto se propone un mecanismo para el movimiento interno/externo en el plano transversal, con el que se pretende que el eje de rotación del mecanismo del exoesqueleto sea lo más cercano al eje de rotación natural de la pierna. Este mecanismo se sitúa en la parte baja del muslo, de manera que en este movimiento la parte inferior de la pierna rota respecto a la parte alta del muslo, adjudicando este movimiento al correspondiente efectuado por la cadera. En la Figura 2.17a se muestran los elementos del exoesqueleto relacionados con el mecanismo propuesto de los cuales destaca el Elemento 8, que cuenta en la parte baja con una tipo de dientes de engrane observable en el Detalle U. En la misma Figura se observan los Elementos 9 y 10, que sirven como complemento del Elemento 8 pero se fijan después del momento en que el Elemento 8 se haya montado en el Elemento 11. La vista de los componentes del exoesqueleto para este movimiento se observa en la Figura 2.17b, en donde se puede apreciar el Elemento 11 que al mismo tiempo es participe para el movimiento en el plano sagital de la articulación de la rodilla. En la Figura 2.17c se aprecia que la parte alta del muslo esta sujeta por medio de la correa ajustable (Elemento 38) al Elemento 8 y la parte baja del muslo esta sujeta por medio de la correa ajustable (Elemento 39) al Elemento 11, cabe mencionar que la sujeción no es completamente rígida, por lo cual al efectuarse el movimiento rotatorio la pierna no sufrirá un daño causado por dicha sujeción. En la Figura 2.17d la estructura del exoesqueleto hasta el momento descrita, en donde se observa como los elementos 11 y 13 están conectados para el movimiento en la rodilla, y como los elementos 14, 15 y 16 interactúan para los movimientos en el exoesqueleto descritos anteriormente. Entonces al momento de la rotación, fijando de alguna manera el Elemento 8, el resto de los elementos girarán en conjunto al Elemento 11.

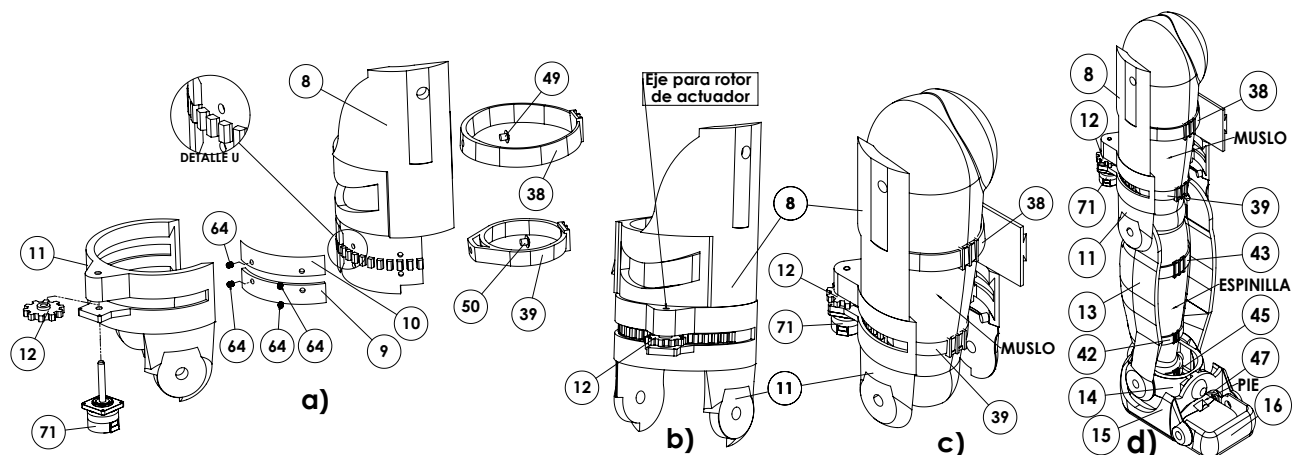


Figura 2.17: Elementos del exoesqueleto para realizar el movimiento de cadera en el plano transversal: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura para el movimiento. c) Estructura de exoesqueleto y la parte del cuerpo correspondientes. d) Mecanismo y estructura con la pierna para el movimiento en el plano transversal.

Las correas para la sujeción del muslo en los elementos mencionados anteriormente pueden apreciarse de mejor manera en la Figura 2.18a y Figura 2.18b, en la primera se observa la fijación sobre la estructura y en la segunda la sujeción del muslo por medio de éstas. En la Figura 2.18c se puede ver al actuador (Elemento 71) que se coloca en la parte posterior de este mecanismo, fijado al Elemento 11, en el Detalle K se observa como es que interactúa para generar el movimiento. El rotor del actuador va conectado de manera directa a un engrane (Elemento 12), el cual genera un movimiento de manera concéntrica entre los elementos 8 y 13 por medio de dientes de engrane del Elemento 8, como se observa en el Detalle U de la Figura 2.17a. Por lo tanto el mecanismo para la generación del movimiento interno-externo sobre el plano transversal en la pierna es un sistema de engranes. En el Detalle L de la Figura 2.18d es notable la interacción de los engranes involucrados, por una parte se tiene el engrane (Elemento 12) que va directamente conectado al rotor del actuador, y por otra parte esta el segundo engrane, que es una adecuación de dientes de engranes insertados en el Elemento 8. Por ende al momento de que el engrane 12 gire hará girar al Elemento 8 de manera concéntrica con el Elemento 11. La manera en que se genera el movimiento concéntrico entre los elementos 11 y 8 es por la adecuación de una guía, o corredera, denominada comúnmente como *cola de milano* utilizada regularmente como guía de carros de las maquinas herramienta, a diferencia que en este caso las caras deslizantes son curvas. Como se ve en el Detalle M de la Figura 2.18e, en el Elemento 8 se tiene la parte que va insertada en la ranura mostrada en el Detalle N. De esta manera las *caras de contacto para movimiento rotacional a y b* de los detalles M y N, respectivamente se desliza una con otra, haciendo así que el movimiento sea concéntrico entre los elementos mencionados. En la Figura 2.18f se tiene una mejor apreciación sobre la aplicación en este mecanismo de la guía *cola de milano*. El mecanismo esta en vista lateral teniendo un seccionado marcado como *S-S* en donde se tiene el Detalle *S1*, en el cual es apreciable la distinción de los elementos 8 y 13 por medio de la diferente ralladura del dibujo, las ventajas que se obtienen por este tipo de guía empleada es que mantiene concéntrica ambas piezas, no se desplacen a lo largo de la vertical y al mismo tiempo permite el movimiento rotacional, cabe mencionar que es posible la necesidad de lubricación para un mejor rendimiento del movimiento. En el mismo Detalle *S1* se puede ver como el Elemento 11 permite que los dientes del engrane situados en la parte baja de la pieza, puedan interactuar con el engrane (Elemento 12) que va conectado con el rotor del actuador. Entonces, tomando como fijo al Elemento 8, al momento de efectuarse el movimiento en el rotor del actuador, el Elemento 12 transmitirá movimiento a los dientes de engrane del Elemento 8, sólo que el Elemento que se moverá sera el Elemento 11, porque como se mencionó el actuador va fijado a esta pieza, así que en pocas palabras, el Elemento 11, 12 y 71 (actuador) en conjunto estarán girando concéntricos al Elemento 8 y por ende, como se ve en la Figura 2.17d, los elementos del exoesqueleto correspondientes para los movimientos en la rodilla, tobillo y dedos del pie también girará, logrando así, sobre el plano transversal, los movimientos interno-externo de la pierna.

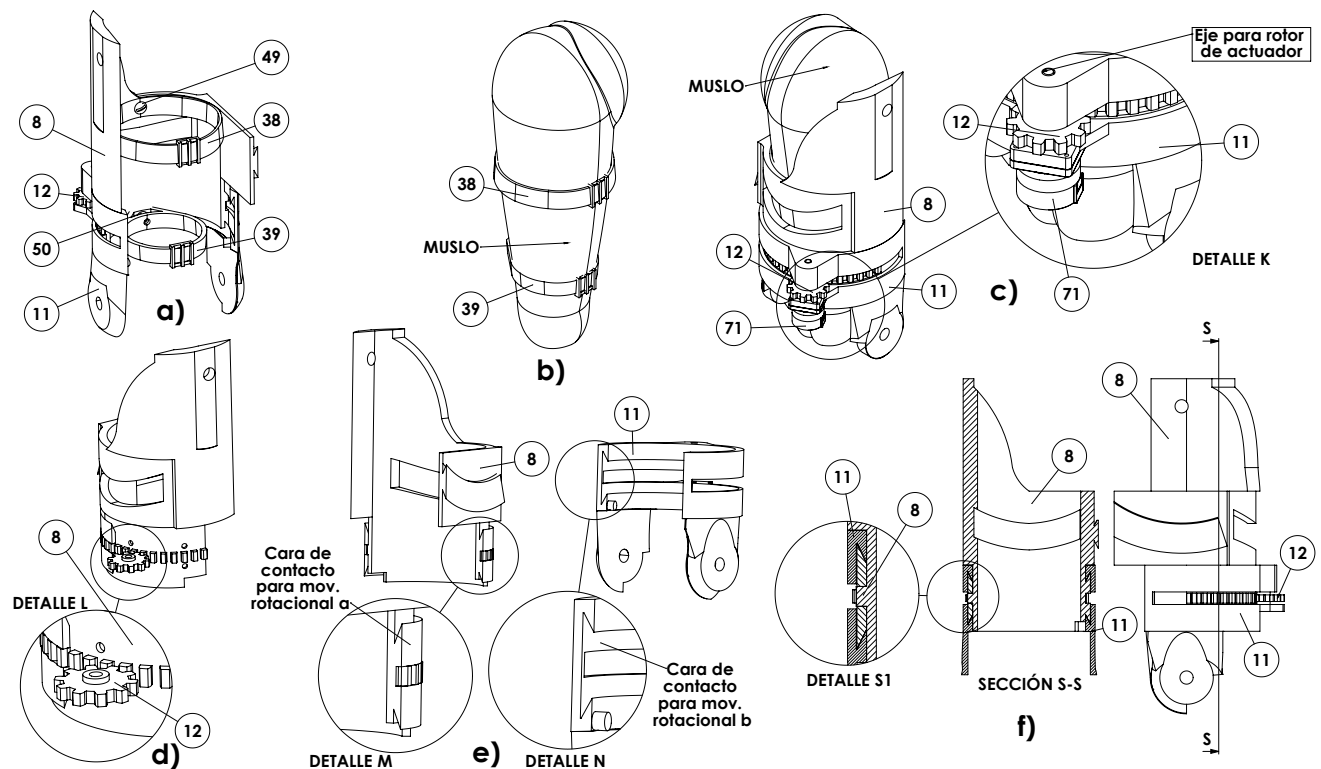


Figura 2.18: Mecanismo para movimiento de la pierna en el plano transversal: a) Correas fijadas en estructura. b) Correas al cuerpo sobre el muslo. c) Componentes de estructura el movimiento y ubicación de actuador. d) Interacción de engranes de mecanismo. e) Guía *cola de milano* empleada. f) Detalle de la guía *cola de milano*.

La posición *zero* del mecanismo es cuando las líneas de los elementos 8 y 11 sean paralelas, vistas desde la lateral izquierda, como se señalan en la Figura 2.19a. El mecanismo es limitado físicamente para cada movimiento, como se determinó en la Tabla 2.2.2 para el movimiento interno se tiene un rango de hasta  $40^\circ$  y para el movimiento externo un rango de hasta  $60^\circ$  respecto a la posición *zero* del mecanismo. En la Figura 2.19b, en el Detalle I se observa como el Elemento 8 tiene unas ranuras en la parte mas baja señalada como *superficie de contacto a* que al momento de hacer contacto con la protuberancia del Elemento 11 que es señalada como *superficie de contacto b* en el Detalle J detienen el movimiento. Para el movimiento interno se tiene un rango limitado de movimiento de hasta  $40^\circ$  que se puede observar en la Figura 2.19c, y un rango limitado de hasta  $60^\circ$  para el movimiento externo observable en la Figura 2.19d.



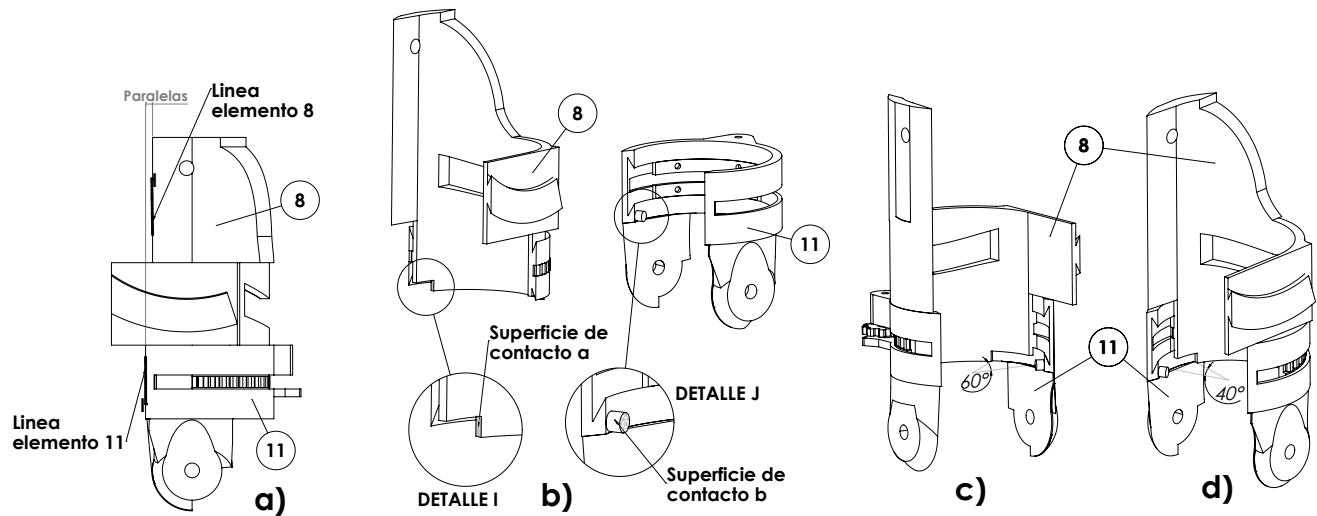


Figura 2.19: Posición *zero* y limitación mecánica de movimiento en el plano transversal de la pierna: a) Posición *zero*. b) Limitación física del movimiento. c) Rango de movimiento interno. d) Rango de movimiento externo.

## 2.2.6 Cadera en el plano sagital

En la Figura 2.20b se observa que los elementos 8 y 5 están colocados de manera que generan el movimiento extensión/flexión de la cadera; también se observa la ubicación propuesta del actuador. El muslo, siendo la parte del cuerpo para el movimiento, queda sujeto al exoesqueleto por medio de las correas (Elementos 38 y 40) al Elemento 8 como se ve en la Figura 2.20c. Las correas correspondientes para la sujeción del muslo al exoesqueleto se pueden apreciar en la Figura 2.20d, donde se nota como están fijas al Elemento 8. En la Figura 2.20e se aprecia la colocación de las correas en el muslo, como se ve, una está en la parte alta y la otra correa está en la parte baja del muslo, esto para tener una mejor sujeción al exoesqueleto. La colocación del actuador, como se ha estado mencionando, es de tal manera que no interfiera en el movimiento de la caminata, por eso mismo, para este movimiento se coloca en el costado externo de la estructura de la pierna, como se aprecia en la Figura 2.20f.

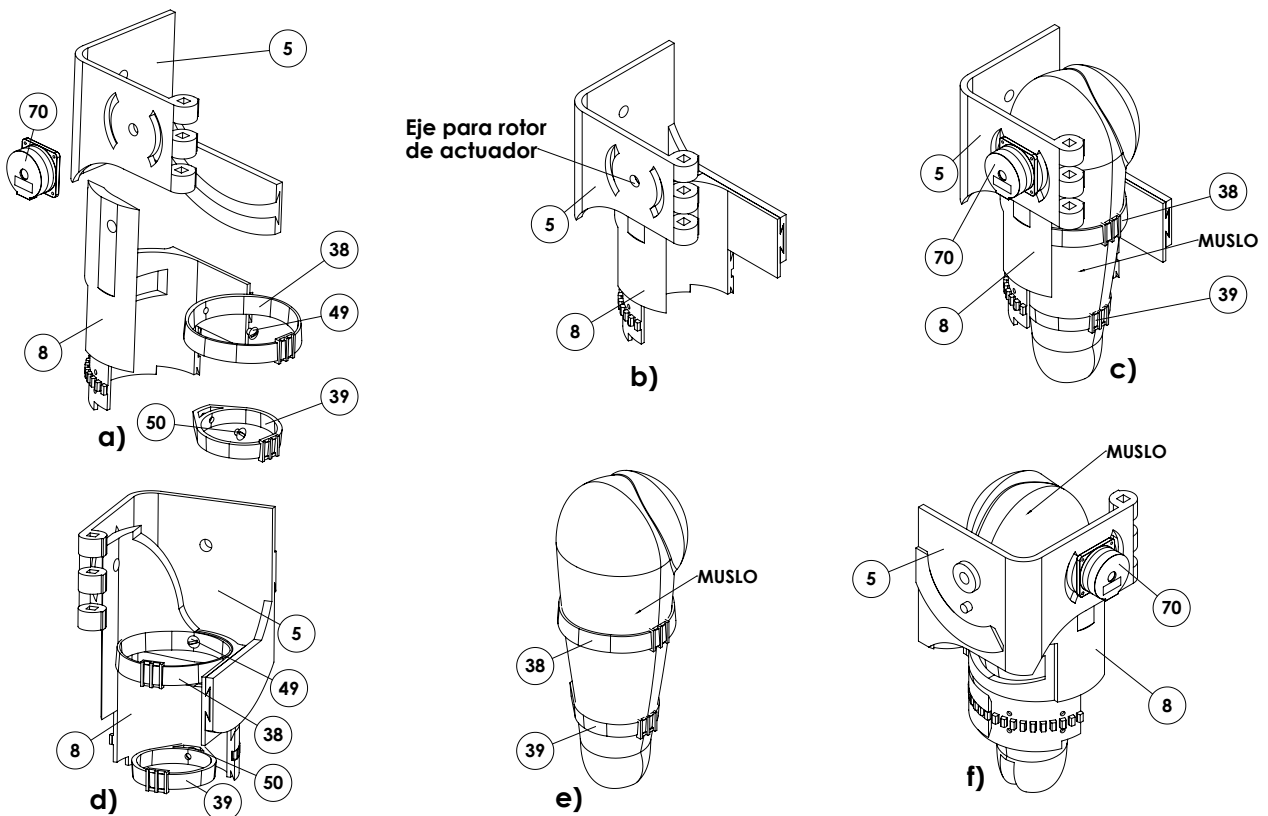


Figura 2.20: Elementos del exoesqueleto para movimiento de cadera en plano sagital: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura. c) Componentes de estructura colocadas en muslo. d) Correas ajustables fijadas en estructura. e) Correas ajustables en muslo. f) Ubicación de actuador.

Para el movimiento de la cadera en el plano sagital se utiliza una *cola de milano* como guías de movimiento para garantizar que no haya desbalance de cargas. Como se aprecia en la Figura 2.21a en el Detalle S se señala la *superficie de contacto a* que se desliza sobre la *la cara de contacto b* vista en el Detalle T, teniendo como límite al movimiento al encuentro de la *cara 1* con la *cara 2*. Al momento del movimiento, las superficie del Elemento 5 se desplaza por la superficie de contacto del Elemento 8. En la Figura 2.21b se observa en el Detalle *F1*, originada de la sección *FF1-FF1*, como es que se conjunta la guía de los elementos mencionados. Como posición *ceró* para los elementos 8 y 5 es cuando las caras señaladas en el Detalle V de la Figura 2.21c quedan paralelas y coincidentes. Partiendo de este punto se medirá el límite físico permitido del movimiento. La limitación física para este movimiento se puede apreciar en la Figura 2.21d, donde se puede ver que el movimiento de flexión es de  $45^\circ$  y se limita en el punto de encuentro del Elemento 6 y el Elemento 8, que se desplaza sobre el Elemento 5, y la limitación del movimiento de extensión es de  $22^\circ$  que como se observa es cuando una cara del Elemento 8 se encuentra con una cara del Elemento 5 dentro de la guía *cola de milano*.

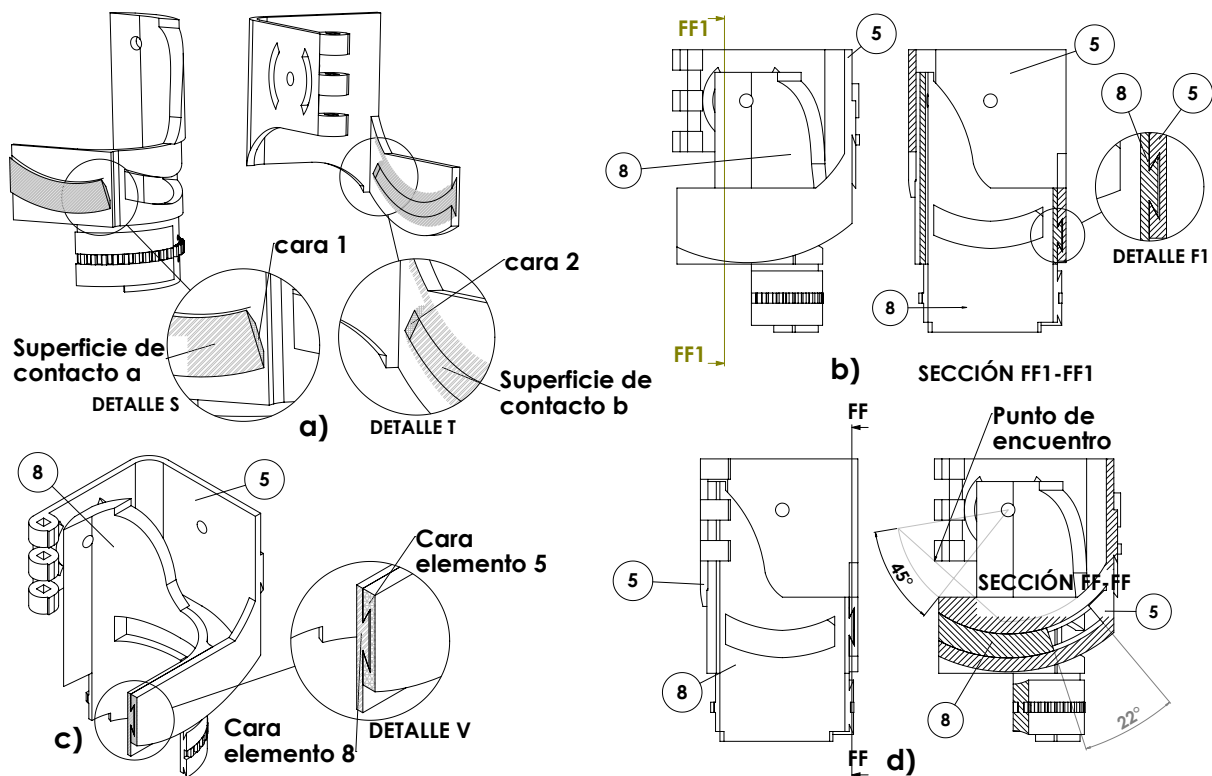


Figura 2.21: a) Guía de *cola de milano* empleada. b) Detalle de guía *cola de milano*. c) Posición *cero*. d) Limitación física y rango del movimiento.

### 2.2.7 Cadera en plano frontal

En la Figura 2.22a se puede apreciar los Elementos de la estructura del exoesqueleto para la generación del movimiento en el plano frontal, en la Figura 2.22b se observan los Elementos y además la visualización del muslo para este movimiento. Los principales Elementos para la realización del movimiento en cuestión son los Elementos 1 y 5, ya que como se aprecia en la Figura 2.22c, el actuador (Elemento 69) se fija en el Elemento 1 y el rotor del mismo está fijado con el Elemento 5. La ubicación del motor es en la parte posterior de manera que no obstruya la tarea que se quiere realizar, la caminata. Los elementos restantes son importantes para generar una mayor rigidez para el movimiento. Para poder crear el pivote auxiliar se requiere de los elementos 2 y 6, que están diseñados de tal manera que el pivote creado por ambos elementos sea concéntricos visto desde el plano frontal (2.22b). En el caso del Elemento 2 cumple la función de dar rigidez al Elemento 1, haciendo ambos en conjunto la conexión entre la estructura de las pierna derecha e izquierda de exoesqueleto. Los elementos 2 y 6 son removibles, de tal manera que permiten el ingreso de las piernas al usuario y para acto seguido fijarlas. La fijación del Elemento 6 con el Elemento 5 es usando un tornillo con cuerpo cuadrado y que al final tenga rosca circular y el uso de una tuerca (Elemento 66). El tornillo cuadrado, como se ilustra en el

explosionado de la Figura 2.22a se introduce en el orificio cuadrado de los elementos mencionados. La intención del cuerpo cuadrado del tornillo y el uso de una tuerca son para que los elementos no tengan desplazamientos sobre ninguno de los planos, obteniendo así rigidez en la unión. De la misma manera ocurre con los Elementos 1 y 2 utilizando los tornillos (Elementos) 3 y 4 con las tuercas (Elementos 66). Para el balance de cargas, en este caso se utiliza tanto el pivote auxiliar como una guía *cola de milano*, tal como se ve en la Figura 2.22d. Por una parte, el Elemento 1 es el principal enlace de ambas piernas y quien sujeta al usuario por medio de un arnés de seguridad, y por otro lado está el Elemento 5, que es el primer elemento de la cadena abierta de la estructura de la pierna y que en el momento en que el usuario este apoyado en la pierna al momento de caminar, recibirá todo el peso. Con esta guía se asegura que los elementos se desplazarán paralelos al plano frontal. En el Detalle Q se aprecia la *superficie de contacto b* del Elemento 5 que se desplaza sobre la *superficie de contacto c*, visto en el Detalle R del Elemento 1. La guía *cola de milano* es concéntrica con el eje de rotación del rotor del actuador.

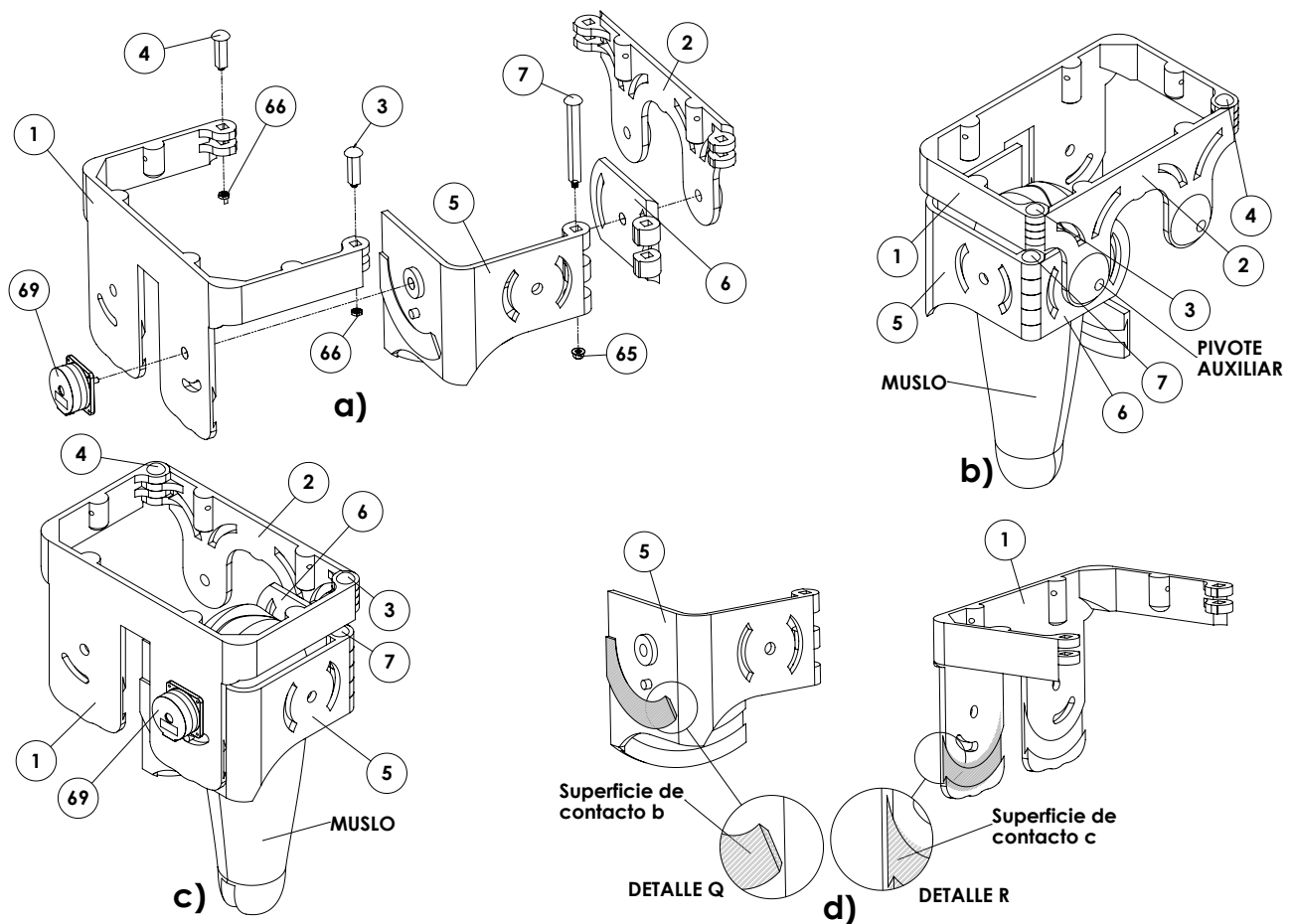


Figura 2.22: Elementos del exoesqueleto para movimiento de cadera en plano frontal: a) Explosionado de elementos. b) Componentes de estructura colocadas en muslo, vista isométrica frontal. c) Componentes de estructura colocadas en muslo vista trimétrica posterior y ubicación de actuador. d) Guía de *cola de milano* empleada.

En la Figura 2.23a en el Detalle E2 de la sección EE1 de la vista frontal de los elementos, se aprecia como embonan los elementos 1 y 5 para crear la guía de desplazamiento. Para este movimiento en el plano frontal la posición *cero* se representa en la Figura 2.23b y es cuando las caras señaladas de los elementos 1 y 5 se encuentran paralelas. La limitación del movimiento se representa en la Figura 2.23c. En el Detalle O se aprecia la ranura del Elemento 1 siendo el espacio de desplazamiento del *tope físico* del Elemento 5 mostrado en el Detalle P. El rango de los movimientos en el plano frontal mide hasta 6° para aducción y 50° para abducción partiendo desde la posición *cero* vista en la Figura 2.23b. Los rangos permitidos de movimiento en el plano frontal son representados en la Figura 2.23d a través de la sección EE.

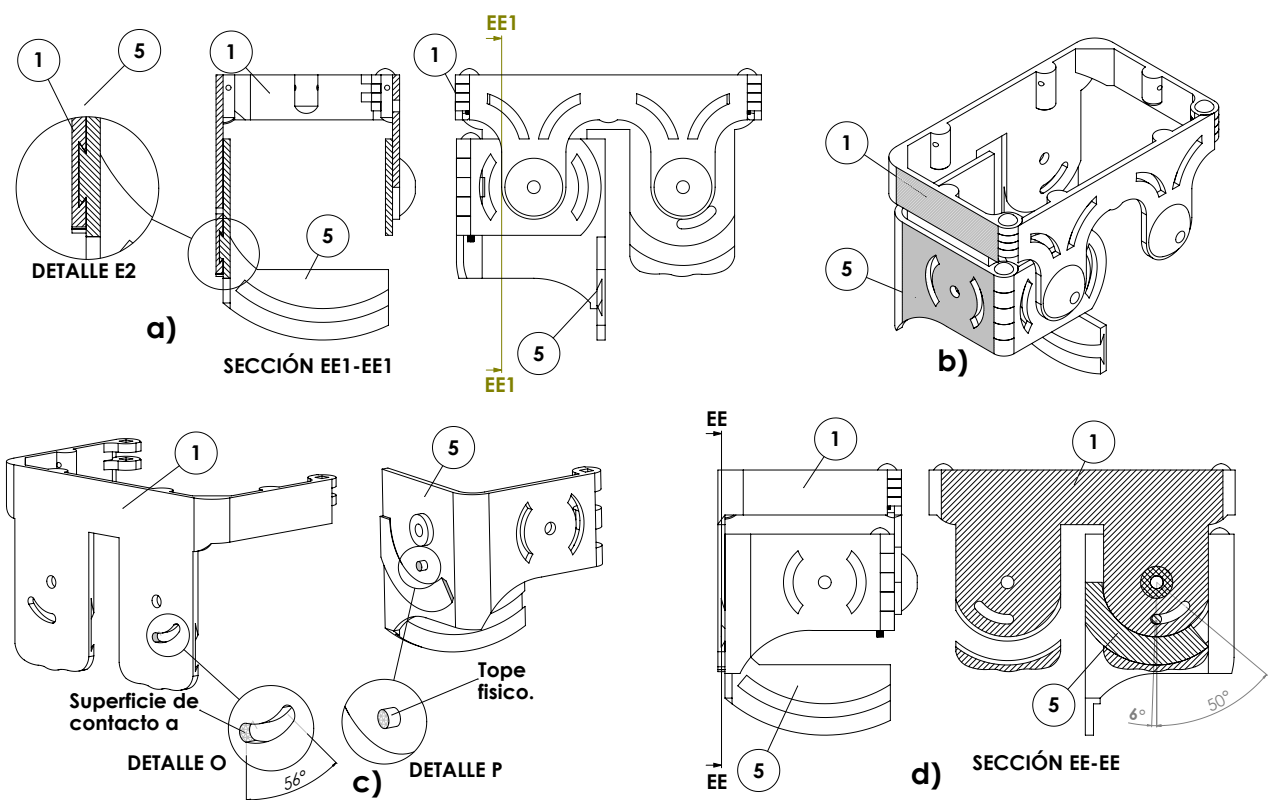


Figura 2.23: a) Detalle de guía *cola de milano*. b) Posición *cero*. c) Limitación física. d) Rango del movimiento.

### 2.2.8 Sujeción del exoesqueleto con el torso de usuario

La sujeción del exoesqueleto a la pierna del usuario se ha descrito en las subsecciones anteriores. La descripción se centra en pierna derecha, pero a simetría con pierna izquierda permite realizar las mismas consideración de sujeción. Para sujetar el torso del usuario se propone un arnés de seguridad. En la Figura 2.24a se aprecia como el usuario tiene sobre su cuerpo el arnés de seguridad con el que se sujetara en el exoesqueleto. Nótese que a la altura de la cintura y a la altura del pecho el arnés es ajustable. El uso del arnés de seguridad es para que el usuario pueda estar integrado con la estructura del exoesqueleto de tal modo que exista una mejor interacción entre ambos. Además de que cumple la función de conjuntar al nivel de la cintura al cuerpo con el exoesqueleto. El arnés de seguridad en la estructura del exoesqueleto se muestra en la Figura 2.24b.

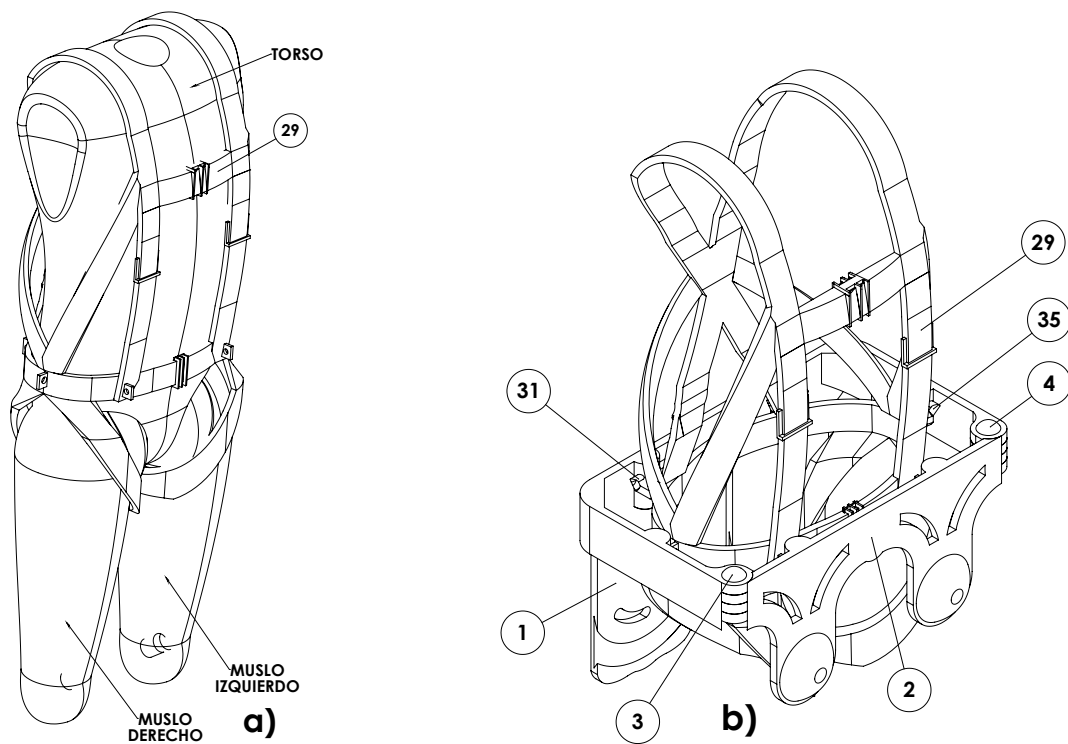


Figura 2.24: a) Arnés de seguridad sobre el cuerpo del usuario del exoesqueleto.  
 b) Arnés de seguridad montado en estructura de exoesqueleto.

En las Figura 2.25 se ilustra la manera en que el torso por medio del arnés de seguridad se ubica respecto a la estructura del exoesqueleto. El tener asegurado el exoesqueleto al cuerpo por medio del arnés ayuda a que no haya desbalance en la estructura del exoesqueleto y el peso pueda ser repartido entre ambas piernas en la fase de apoyo de la caminata.

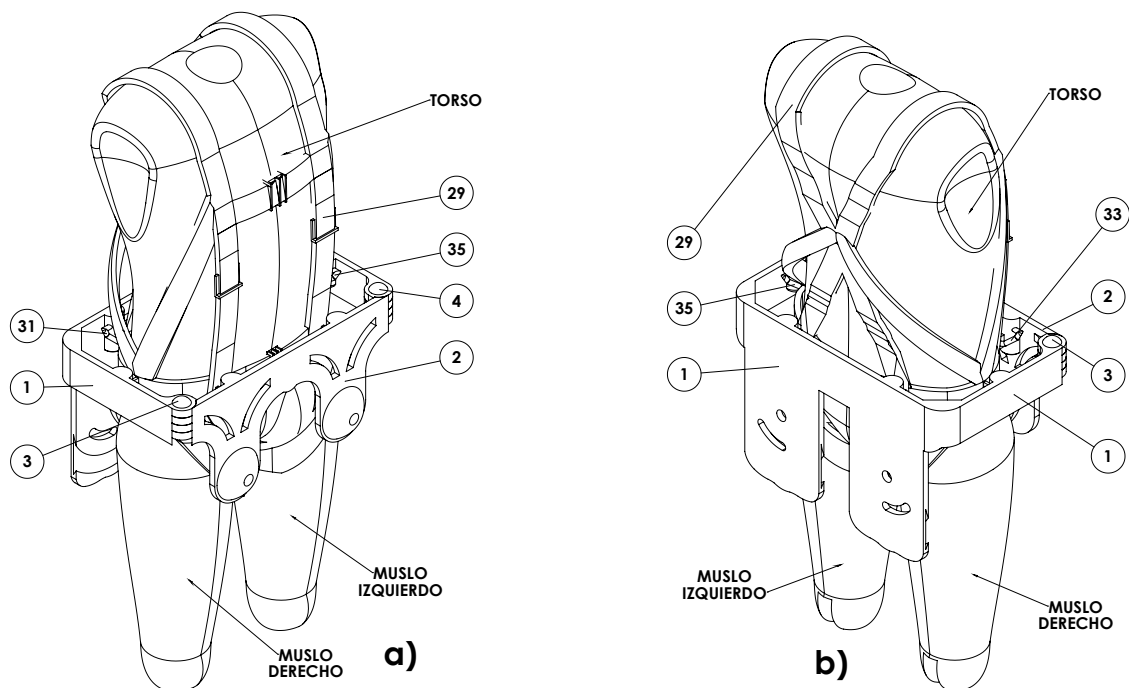


Figura 2.25: Usuario sujetado al exoesqueleto por medio del arnés de seguridad:  
 a) Vista isométrica frontal. b) Vista isométrica posterior.

Una vez puesto el arnés de seguridad al usuario, queda sujetarlo a la estructura del exoesqueleto. La manera en que se sujeta el arnés de seguridad se ilustra en la Figura 2.26a. En el Detalle U se observa el Elemento 32, que viene a ser un gancho comúnmente llamado tipo *carabinero* para un rápido acoplamiento, se ve sujeto al arnés de seguridad (Elemento 29) por medio de un aro adecuado a la altura de la cintura. Y en el Detalle V se observa como dicho gancho se fija al Elemento 1. Como se aprecia en la Figura 2.26b, en total se cuentan con 6 uniones por medio de los ganchos tipo *carabinero* entre el exoesqueleto y el arnés de seguridad en dos elementos de la estructura, en el Elemento 1 se sitúan dos ganchos en la parte posterior (Elementos 30 y 31), un gancho al costado derecho del usuario (Elemento 34), un gancho al costado izquierdo del usuario (Elemento 35) y en el Elemento 2 se tienen dos ganchos situados en la parte delantera del usuario (Elementos 32 y 33). En el explosionado de la Figura 2.27 se pueden apreciar todos los elementos que intervienen para esta *unión* entre el torso del usuario y el exoesqueleto.

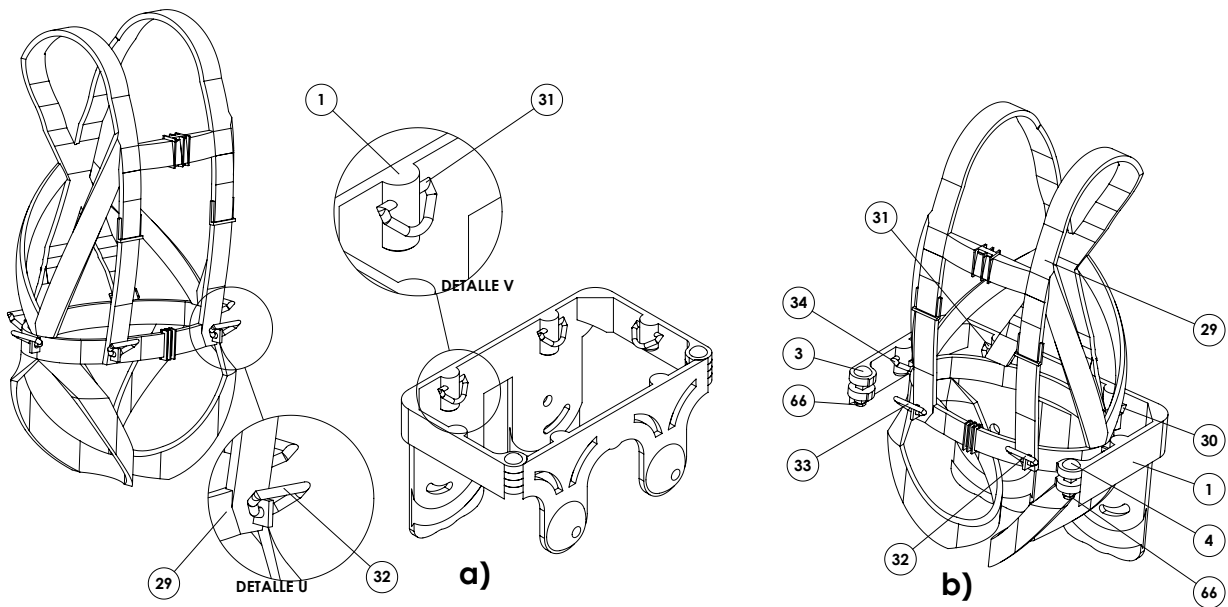


Figura 2.26: a) Vista del uso del gancho comúnmente llamados tipo *carabinero* para sujeción del arnés de seguridad en estructura de exoesqueleto. b) Ubicación de los ganchos tipo *carabinero* entre en arnés de seguridad y el exoesqueleto.

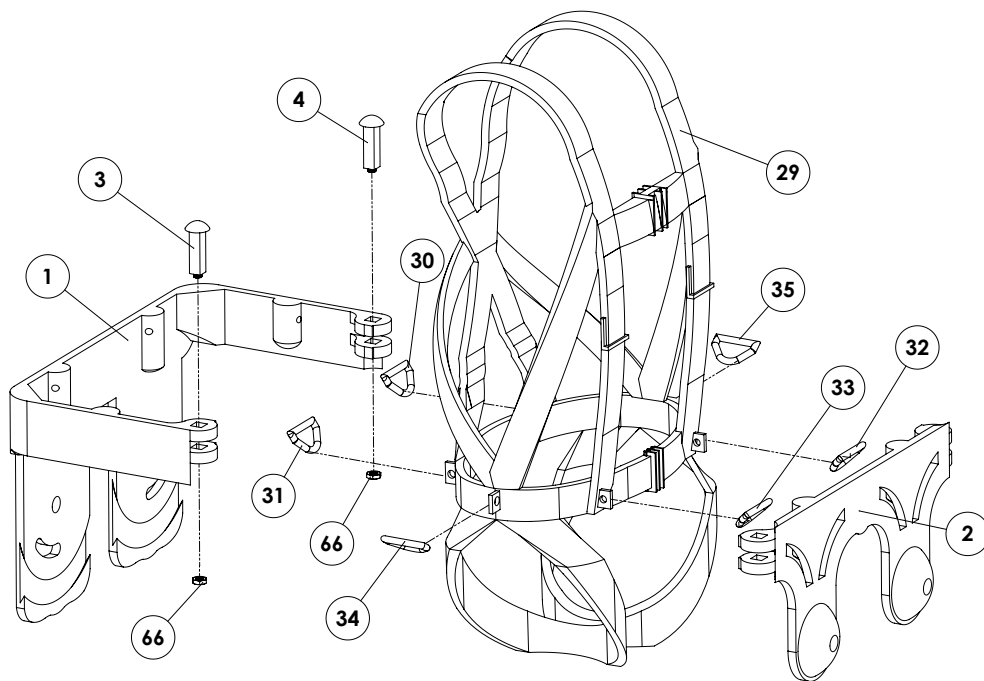


Figura 2.27: Explosión de elementos involucrados para la sujeción del arnés de seguridad al exoesqueleto.



### 2.2.9 Estructura integral del exoesqueleto

El diseño del exoesqueleto propuesto en esta investigación es conforme a lo establecido en el estudio de la biomécanica articular mostrado en la sección anterior, prestando especial atención a las articulaciones que se consideran más importantes en la marcha humana. La colocación de los actuadores es estratégica para que no sean un obstáculo en la caminata. Cabe mencionar que el diseño es de tal manera que hay de 1 cm a 1.5 cm de tolerancia de las partes del cuerpo humano con las paredes internas de la estructura, haciendo así que el exoesqueleto sea ergonómico. las restricciones mecánicas de los movimientos ofrecen seguridad en el mecanismo, ya que el rango de éstas se encuentra dentro de los movimientos anatómicos que pueden hacer las articulaciones de los miembros inferiores. El resultado final del modelo CAD del exoesqueleto que se propone se muestra en la Figura 2.28 con diferentes vistas.

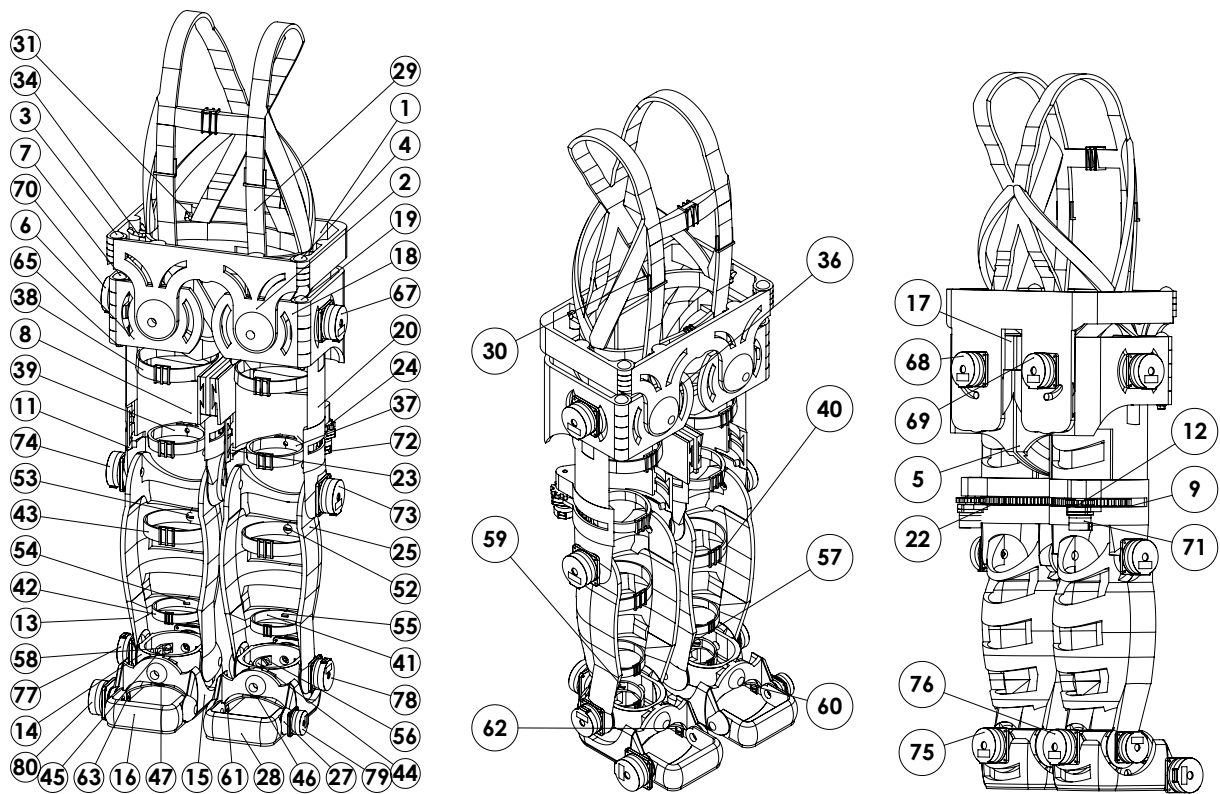


Figura 2.28: Modelo CAD del exoesqueleto propuesto para reproducir los principales movimientos de los miembros inferiores en los tres planos anatómicos. De izquierda a derecha, vista dimétrica, vista isométrica y vista trimétrica posterior.

En la figura 2.29 se muestra al exoesqueleto con usuario, esto para ilustrar el acoplamiento del exoesqueleto con la persona que necesita asistencia para la tarea de la caminata, sujetando el torso del paciente con un arnés de seguridad fijo al exoesqueleto.

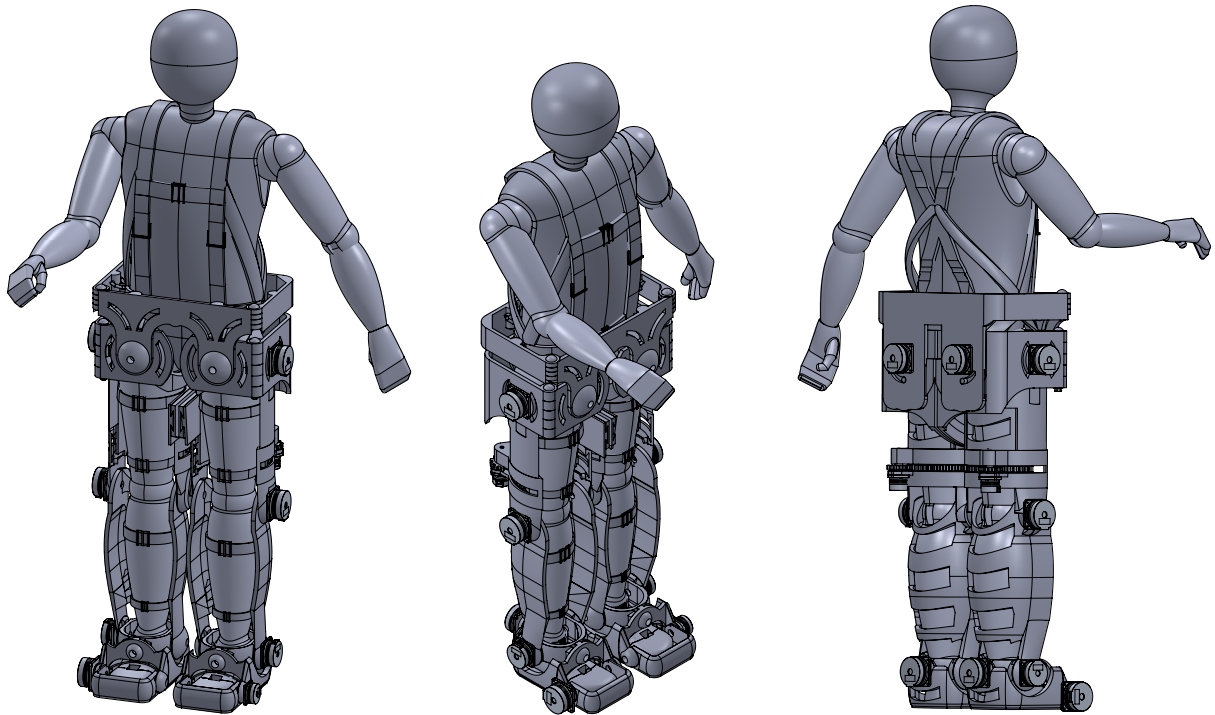


Figura 2.29: Vistas generales de exoesqueleto con usuario. De izquierda a derecha, vista dimétrica, vista isométrica y vista trimétrica posterior.

El diseño propuesto se considera como un exoesqueleto activo, es decir que los movimientos son generados por actuadores. Se contempla que su uso sea de tal manera que los movimientos que realice sean preprogramados de acuerdo a trayectorias reportadas en estudios del ciclo de caminata. Para realizar la preprogramación es necesario conocer el modelo matemático del exoesqueleto, el cual es descrito en el siguiente capítulo.

## Capítulo 3

# Análisis cinemático y modelo dinámico de exoesqueleto

Una vez diseñada la estructura del exoesqueleto, se obtienen sus modelos matemáticos. Éste es importante ya que describe el comportamiento del exoesqueleto bajo ciertas circunstancias. También es requerido para determinar ciertos aspectos, como los pares necesarios para mover el sistema de la manera deseada y así determinar el actuador más adecuado.

De acuerdo a la definición que da el Instituto de Robótica de América (RIA, por sus siglas en inglés): “Un robot es un dispositivo especializado que a través de movimientos programados realiza una variedad de tareas” [69]. De esta manera el exoesqueleto de esta tesis es un robot, por lo que la descripción matemática de este dispositivo se puede realizar con los métodos convencionales para cinemática y dinámica de mecanismos.

En la Figura 3.1 se puede apreciar como el exoesqueleto se puede representar como un conjunto de cuerpos rígidos conectados en cadena mediante uniones articulares. Estos cuerpos se les denomina eslabones. Las articulaciones forman una conexión entre un par adyacente de eslabones. En este diseño cada articulación corresponde a un grado de libertad.

Los 14 grados de libertad se aprecian en el esquemático del exoesqueleto (Figura 3.1a) donde  $q_i$ ,  $i = 1, 2, \dots, 14$  son las variables articulares del exoesqueleto. Por ejemplo, los grados de libertad de la pierna derecha se definen como sigue:  $q_1$  es la articulación de los dedos del pie en el plano sagital;  $q_2$  y  $q_3$  son las articulaciones de tobillo en los planos sagital y frontal, respectivamente;  $q_4$  es la variable articular para la rodilla en el plano sagital; para la cadera  $q_5$  representa el movimiento en el plano transversal,  $q_6$  en el plano sagital y  $q_7$  en el plano frontal.

Para la pierna izquierda, de acuerdo con la Figura 3.1a se tiene: para la cadera en el plano sagital  $q_8$ ,  $q_9$  para el plano frontal y  $q_{10}$  en el plano transversal;  $q_{11}$  corresponde a la articulación de la rodilla; para el tobillo en el plano sagital se tiene  $q_{12}$  y  $q_{13}$  para el plano frontal; finalmente para los dedos del pies se tiene la variable articular representada por  $q_{14}$ .

---

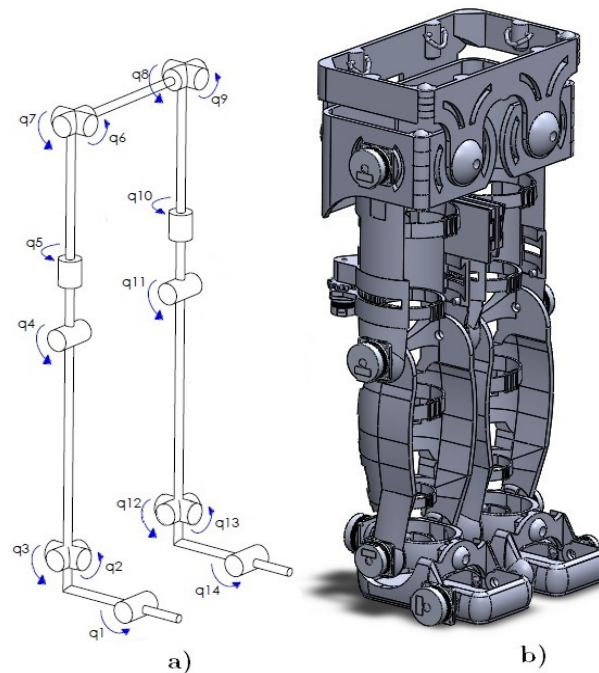


Figura 3.1: a) Diagrama esquemático de exoesqueleto, donde las variables cinemáticas  $q_i$  para  $i = 1, 2 \dots, 14$  son ilustradas en cada articulación. b) Diseño Asistido por Computadora (CAD) del mecanismo de exoesqueleto propuesto en esta tesis (los actuadores son ilustrativos).

En este capítulo se presenta el análisis de la cinemática directa, mediante la metodología de Denavit-Hartenberg. Partiendo del análisis cinemático se realiza el modelo dinámico del exoesqueleto, es necesario para propósitos de control, ya que revela el comportamiento dinámico de un sistema, para esto se usa la formulación dinámica lagrangiana.

### 3.1 Análisis cinemático

La cinemática estudia el movimiento del robot con respecto a un sistema de referencia y proporciona su descripción analítica espacial como una función del tiempo y, en particular, describe la relación entre la posición y la orientación del extremo final o algunos puntos de interés del robot con respecto a los valores que toman sus coordenadas articulares, sin considerar las fuerzas que originan dicho movimiento [70].

En 1955 Jacques Denavit y Richard Hartenberg propusieron un método sistemático, para describir y representar la geometría espacial de los elementos de una cadena cinemática, en particular de un robot, con respecto a un sistema de referencia fijo a través de matrices de transformación [71]. Posteriormente, Richard Paul demostró su valor para el análisis cinemático de sistemas robóticos en 1981 [72].

En general un robot de  $n$  grados de libertad está formado por  $n$  eslabones unidos por  $n$  articulaciones, de forma que cada par articulación-eslabón constituye un grado de libertad. Según la representación Denavit-Hartenberg (D-H), escogiendo adecuadamente las tramas asociados a cada eslabón y utilizando las transformaciones homogéneas, es posible representar las rotaciones y traslaciones relativas entre los distintos eslabones que componen el robot.

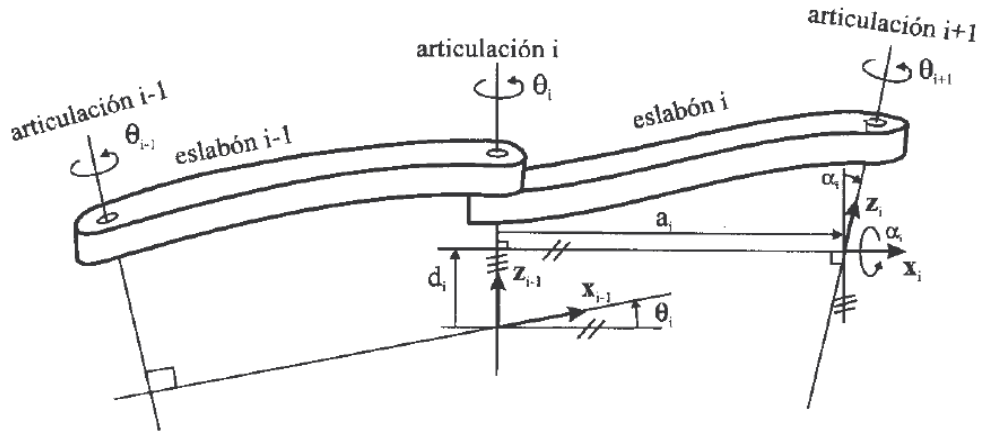


Figura 3.2: Representación de parámetros D-H para articulación giratorio [70].

Cada transformación homogénea representada como  ${}^{i-1}\mathbf{A}_i$  es el producto de cuatro transformaciones básicas que dependen exclusivamente de las características geométricas del eslabón. Estas transformaciones básicas consisten en una sucesión de rotaciones y traslaciones que permiten relacionar la trama de referencia del elemento  $i$  con la trama del elemento  $i - 1$ , ver Figura 3.2 [70]. Las transformaciones en cuestión son las siguientes:

1. Rotación alrededor del eje  $z_{i-1}$  un ángulo  $\theta_i$ .
2. Traslación a lo largo de  $z_{i-1}$  una distancia  $d_i$ ; vector  $d_i(0, 0, d_i)$ .
3. Traslación a lo largo de  $x_{i-1}$  una distancia  $a_i$ ; vector  $a_i(a_i, 0, 0)$ .
4. Rotación alrededor del eje  $x_{i-1}$  un ángulo  $\alpha_i$ .

Las transformaciones se realizan en el orden indicado, de este modo se tiene que:

$${}^{i-1}\mathbf{A}_i = \mathbf{T}(\mathbf{z}, \theta_i)\mathbf{T}(0, 0, d_i)\mathbf{T}(a_i, 0, 0)\mathbf{T}(\mathbf{x}, \alpha_i), \quad (3.1.1)$$

y realizando el producto entre matrices:

$$\begin{aligned}
 {}^{i-1}\mathbf{A}_i &= \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha_i & -\sin\alpha_i & 0 \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i\sin\theta_i & \sin\alpha_i\sin\theta_i & a_i\cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i\cos\theta_i & -\sin\alpha_i\cos\theta_i & a_i\sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \tag{3.1.2}
 \end{aligned}$$

donde  $\theta_i$ ,  $a_i$ ,  $d_i$ ,  $\alpha_i$  son los parámetros D-H del eslabón  $i$ . De este modo, basta con identificar los parámetros mencionados para encontrar las matrices  $\mathbf{A}$  y relacionar así todos y cada uno de los eslabones del robot. Como se ha indicado, para que la matriz  ${}^{i-1}\mathbf{A}_i$ , definida en (3.1.2), relacione las tramas  $\{\mathbf{S}_i\}$  y  $\{\mathbf{S}_{i-1}\}$  es necesario que las tramas se hayan escogido de acuerdo a unas determinadas normas. Éstas, junto con la definición de los cuatro parámetros de D-H, conforman el algoritmo para la resolución del problema de cinemático directo que se puede consultar en el Apéndice A. Una vez obtenidos los parámetros D-H, el cálculo de las relaciones entre los eslabones consecutivos del robot vienen dadas por la expresión (3.1.2).

La matriz de transformación homogénea  ${}^{i-1}\mathbf{A}_i$  representa la posición y orientación relativa entre las tramas asociadas a dos eslabones consecutivos del robot. Por lo tanto (3.1.2) se puede representar como:

$${}^{i-1}\mathbf{A}_i = \left[ \begin{array}{ccc|c} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i\sin\theta_i & \sin\alpha_i\sin\theta_i & a_i\cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i\cos\theta_i & -\sin\alpha_i\cos\theta_i & a_i\sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right],$$

o bien:

$${}^{i-1}\mathbf{A}_i \equiv \begin{bmatrix} R_i & p_i \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \tag{3.1.3}$$

donde,  $R_i$  representa la matriz de rotación y  $p_i$  es el vector de traslación. Así pues,  ${}^0\mathbf{A}_1$  describe la posición y orientación de la trama de referencia al primer eslabón con respecto a la trama de referencia a la base,  ${}^1\mathbf{A}_2$  describe la posición y orientación del segundo eslabón respecto del primero, etc. Las relaciones entre eslabones no consecutivos vienen dadas por las matrices  $\mathbf{T}$  que se obtiene como un producto de un conjunto de matrices  $\mathbf{A}$ . Entonces, para obtener la coordenada de la  $i$  – ésima trama de referencia en términos de la trama base se tiene:

$$\mathbf{T}_i = {}^0\mathbf{A}_1 {}^1\mathbf{A}_2 \dots {}^{i-1}\mathbf{A}_i, \tag{3.1.4}$$

donde  $\mathbf{T}_i$  es la matriz de transformación homogénea hasta la  $i$  – *ésima* trama correspondiente al  $i$  – *ésimo* eslabón.

La tarea motriz que se desea reproducir en este trabajo es el ciclo de caminata. Para fines de análisis cinemático y modelamiento dinámico, el ciclo de caminata se divide convencionalmente en dos principales fases: apoyo y balanceo [73]. Por lo anterior, el análisis cinemático se divide en cuatro etapas: el análisis de fase de apoyo (FdA) y balanceo (FdB) para cada una de las piernas.

### 3.1.1 Asignación de tramas y parámetros D-H para el exoesqueleto

Cada análisis corresponde a una cadena abierta de siete grados de libertad. A continuación se presenta un análisis cinemático en cada fase de la marcha.

#### Análisis cinemático en fase de apoyo

Para cada pierna se tiene un análisis cinemático de FdA independiente, considerando que cada miembro inferior es una cadena cinemática abierta. En la FdA, esta cadena puede representarse como un “péndulo invertido de varios eslabones”. En adelante, el análisis de la FdA en la pierna derecha será llamado “Pierna Derecha Apoyo” (PDA), al igual para la pierna izquierda “Pierna Izquierda Apoyo” (PIA).

La Figura 3.3 es el esquema usado para el análisis en la FdA, a pesar de estar ambas piernas en la misma imagen, para fines del análisis cinemático y la posterior solución del problema de control, ambos miembros son cadenas abiertas independientes. En la Figura 3.3 se muestra la colocación de tramas de cada pierna, donde  $C_{m_i}$ ,  $i = 1, 2, \dots, 7$  son los centros de masa del  $i$  – *ésimo* eslabón,  $e_i$ ,  $i = 1, 2, \dots, 7$  señala cada  $i$  – *ésimo* eslabón,  $q_i$ ,  $i = 1, 2, \dots, 7$ , son las coordenadas articulares generalizadas correspondientes a cada grado de libertad, y  $L_j$ ,  $j = 1, 2, \dots, 8$  es la distancia entre cada articulación. Cuando hay articulaciones con más de 1 grado de libertad, se asignan tramas coincidentes en su origen, donde son varias tramas pero con distancia cero entre ellas, como lo que sucede en la Figura 3.1a, a la altura del tobillo y de la cadera en los planos sagital y frontal.

La asignación de las tramas se hace de acuerdo la metodología de D-H y se representan como  $S_i$ . De modo que, para ambas piernas, la trama base  $S_0$  está en la articulación dedos del pie, eslabón  $e_0$ , porque son los dedos lo que se comportan como un eslabón fijo en la FdA. Las tramas locales de cada articulación se sitúan según lo señalado por la metodología D-H. En la Figura 3.3 se puede apreciar que existe sólo una trama  $\{S_7\}$ , el efector final de cada cadena abierta, coincidiendo que ambos se sitúan en el mismo lugar y en la misma orientación. En el esquema se puede ver el sentido del movimiento de cada articulación de acuerdo a la colocación de las tramas y que el eslabón anterior se considera fijo.

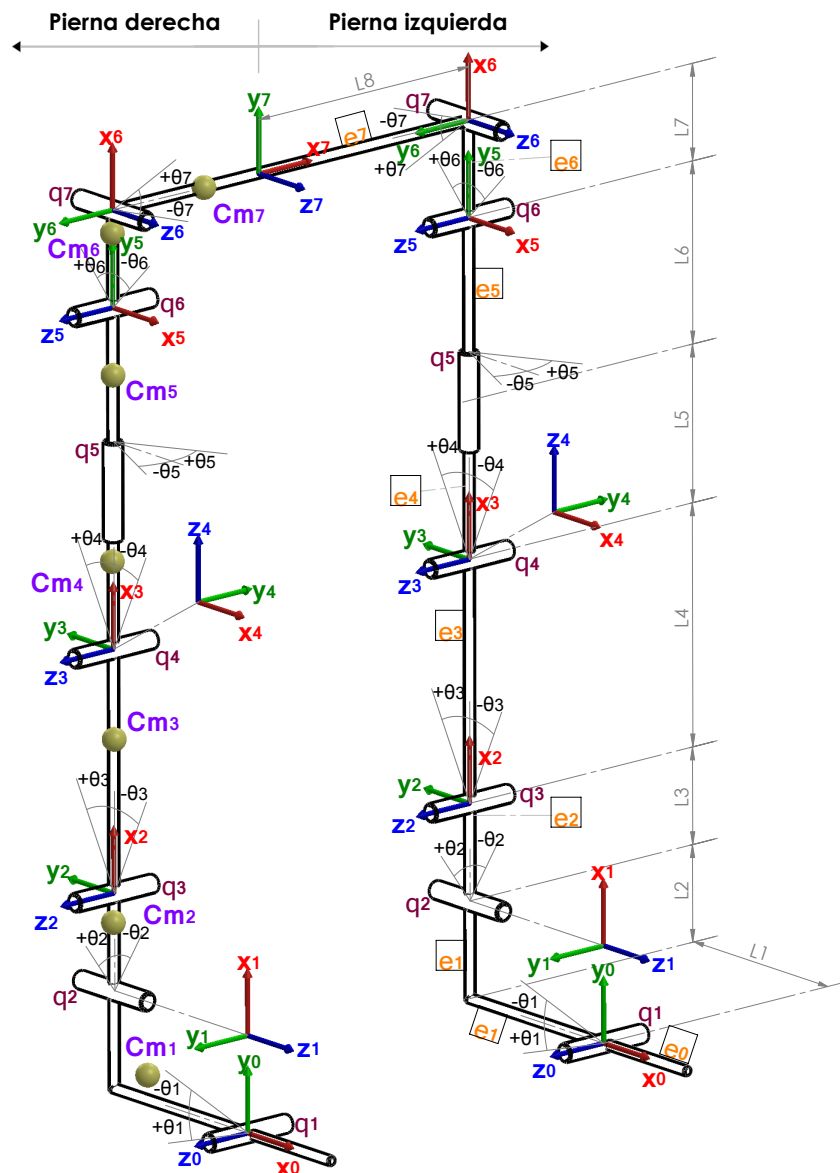


Figura 3.3: Esquema para el análisis cinemático de los miembros inferiores en la FdA. Cada trama está representado por los vectores  $x_i$  (línea roja),  $y_i$  (línea verde) y  $z_i$  (línea azul) y se representa simbólicamente como  $S_i$  (omitido en la imagen para claridad de la misma).

En el esquema anterior se observan los centros de masa de manera ilustrativa sólo para la pierna derecha por cuestiones de espacio, pero son similares para la pierna izquierda, así como las medidas de distancias  $L_j$  de la pierna izquierda, que también corresponden a la pierna derecha. Debido al resultado de la sincronización durante la marcha humana y simetría de las piernas, la presente tabla de parámetros simbólicos D-H basados en el esquema de la Figura 3.3 sólo describe la pierna derecha, teniendo en cuenta que el análisis de la pierna izquierda es similar. En el caso de  $\theta_i$  y  $\alpha_i$  la magnitud de los grados son sexagesimales.



Articulación $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 + 90$	0	+L2	+90
2	$q_2$	-L1	+L3	-90
3	$q_3$	0	+L4	0
4	$q_4 - 90$	0	0	-90
5	$q_5$	L5+L6	0	+90
6	$q_6 + 90$	0	+L7	+90
7	$q_7 - 90$	0	+L8	0

Tabla 3.1.1: Tabla de parámetros simbólicos D-H de PDA.

Para la pierna izquierda la obtención de los parámetros de D-H es similar, la diferencia es que  $a_7 = -L8$ .

### Análisis cinemático en fase de balanceo

El análisis cinemático en la FdB también se consideran de manera independiente para cada una de las cadenas cinemáticas abiertas que forman las piernas del mecanismo, es decir, cada miembro inferior corresponde a una cadena cinemática abierta. En FdB, estas cadenas cinemáticas se pueden ver de manera análoga como un “un péndulo simple de varios eslabones” visto desde el plano sagital, ya que en la FdB la pierna no tiene contacto, es decir, el miembro inferior oscila. Por comodidad, en la fase de balanceo al miembro inferior derecho se le nombra “Pierna Derecha Balanceo” (PDB) y para el miembro inferior izquierdo “Pierna Izquierda Balanceo” (PIB).

En la Figura 3.4 se presenta el esquema usado para el análisis de la FdB. Por cada pierna se muestra la colocación de tramas ( $S_i$ ), donde  $C_{m_i}$ ,  $i = 1, 2, \dots, 7$  es el centro de masa del  $i$ -ésimo eslabón,  $e_i$ ,  $i = 1, 2, \dots, 7$  señala cada  $i$ -ésimo eslabón,  $q_i$ ,  $i = 1, 2, \dots, 7$ , son las coordenadas articulares generalizadas correspondientes a cada grado de libertad, y  $L_j$ ,  $j = 1, 2, \dots, 8$  es la distancia entre cada articulación.

A diferencia de la FdA, en este análisis, tanto para la PDB y PIB, la trama base  $S_0$  se coloca en el grado de libertad correspondiente de la cadera en el movimiento sobre el plano sagital, ya que se puede decir que en esta articulación se hace el balanceo de la cadena cinemática suponiendo que el torso del cuerpo de alguna manera queda estable en altura; como trama de efector final  $S_7$  de cada cadena cinemática abierta, PDB y PIB, se encuentra en lo que corresponde a la punta de los dedos del pie; por lo tanto la colocación de las tramas locales de los grados de libertad, salvo en la articulación correspondiente a la rodilla pero con diferente orientación, de los análisis de PDB y PIB no coinciden con los análisis de PDA y PIA. De modo que, las coordenadas articulares generalizadas corresponden a diferentes grados de libertad, es decir, en la FdA a la articulación dedos del pie le corresponde  $q_1$  pero en la FdB los dedos del pie se coloca  $q_7$ , este cambio se realizó por conveniencia en el análisis, y es válido dado que cada uno de los análisis cinemáticos son independientes. Cada análisis de la FdB, al igual que los presentados en FdA, tiene siete grados de libertad.

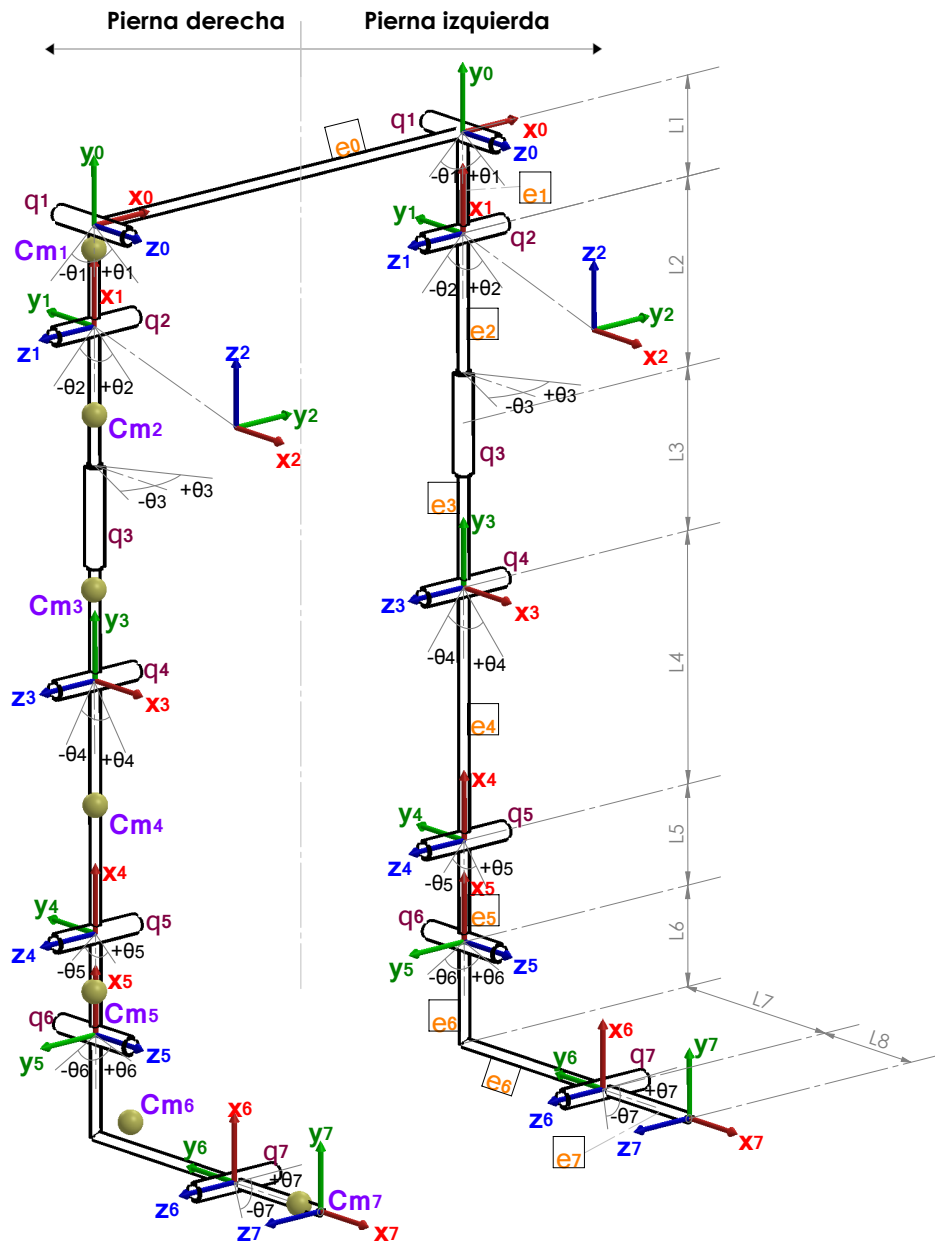


Figura 3.4: Esquema usado para el análisis cinemático de los miembros inferiores en la fase de balanceo de la caminata para cada cadena cinemática, note la diferencia en la asignación de la trama base  $S_0$  y del efector final  $S_7$ , con respecto al análisis en la FdA.

De igual manera , la Tabla 5.1.3 presenta los parámetros D-H para la pierna derecha, teniendo en cuenta que el análisis de la pierna izquierda es similar.

Articulación $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 + 90$	0	-L1	-90
2	$q_2 - 90$	0	0	-90
3	$q_3$	$-(L2+L3)$	0	+90
4	$q_4 + 90$	0	-L4	0
5	$q_5$	0	-L5	+90
6	$q_6$	+L7	-L6	-90
7	$q_7 - 90$	0	+L8	0

Tabla 3.1.2: Tabla de parámetros simbólicos D-H de PDB durante la fase de balanceo.

En el caso de la fase de balanceo, debido a la colocación y orientación de las tramas, los parámetros de la metodología de D-H son los mismos para ambas piernas, ya que prácticamente es el mismo análisis cinemático. Cabe mencionar que existen diferencias cuando se toma en cuenta el sentido del movimiento respecto a la biomecánica articular, ya que estos movimientos pueden ser positivo o negativo.

Partiendo de la metodología usada se tienen las matrices de transformación homogénea  ${}^{i-1}\mathbf{A}_i$  por medio de los parámetros D-H obtenidos, de esta manera es posible conocer la posición y orientación de un punto en interés de los miembros inferiores del exoesqueleto en cualquiera de las dos fases de la caminata. Uno de los puntos de interés es la posición del centro de masa de cada eslabón desde la trama base para la obtención del modelo dinámico.

### Obtención de la ubicación del centro de masa de cada eslabón [74]

De acuerdo con la definición de la matriz de transformación homogénea dada en la Ecuación 3.1.3, si  ${}^i r$  es un punto, éste sería el centro de masa del eslabón  $i$ , descrito con respecto a la trama del eslabón  $i$ , el mismo punto tiene coordenadas  ${}^{i-1}r$  con respecto a la trama del eslabón  $i - 1$  dado por:

$${}^{i-1}r = {}^{i-1}\mathbf{A}_i {}^i r. \quad (3.1.5)$$

La transformación homogénea es una matriz de  $4 \times 4$ , de modo que pueda describir la rotación y traslación; por lo tanto, los vectores de posición que se describen en cada trama es de  $4 \times 1$ . De la forma:

$${}^i r = \begin{bmatrix} {}^i x \\ {}^i y \\ {}^i z \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (3.1.6)$$

donde  $({}^i x, {}^i y, {}^i z)$  son las coordenadas del punto en la trama  $i$ . Así, de acuerdo a (3.1.3) y (3.1.5),

$$\begin{bmatrix} {}^{i-1} x \\ {}^{i-1} y \\ {}^{i-1} z \end{bmatrix} = R_i \begin{bmatrix} {}^i x \\ {}^i y \\ {}^i z \end{bmatrix} + p_i, \quad (3.1.7)$$

la cual es sólo una rotación aplicada a las coordenadas en la trama  $i$  más la traslación de  $p_i$ . Se puede interpretar que la trama  $i-1$  es fija (i.e. es el sistema coordenado base) y la trama  $i$  como el sistema rotado y trasladado (i.e. el “sistema nuevo”) debido a las siguientes consideraciones. De acuerdo con (3.1.7), hay una manera fácil de encontrar la matriz de rotación  $R_i$ . Haciendo  $p_i$  igual a cero y  $({}^i x, {}^i y, {}^i z) = (1, 0, 0)$ , entonces (3.1.7) es igual a la primera columna de  $R_i$ . Del mismo modo, la segunda (y tercera, respectivamente) columna de  $R_i$ .

Para obtener las coordenadas del centro de masa, en términos de la trama base  $\{\mathbf{S}_0\}$ , se hace uso de las matrices:

$$\mathbf{T}_i = {}^0 \mathbf{A}_1 {}^1 \mathbf{A}_2 \dots {}^{i-1} \mathbf{A}_i. \quad (3.1.8)$$

Entonces, dado una coordenada  ${}^i r$  de un punto expresadas en referencia a una trama unida al eslabón  $i$ , las coordenadas del mismo punto desde  $S_0$  está dado por:

$${}^0 r = \mathbf{T}_i {}^i r, \quad (3.1.9)$$

donde a  $\mathbf{T}_i$  es la matriz de transformación homogénea.

La ubicación del centro de masa  $C_{mi}$  respecto a la trama unido al eslabón  $i$  se realiza mediante el software donde se diseñó el exoesqueleto. Para obtener la posición del centro de masa de cada eslabón respecto a la trama base, se hace uso de la metodología de D-H, principalmente el siguiente punto:

- Situar la trama  $\{\mathbf{S}_n\}$  en el extremo del robot de modo que  $\mathbf{z}_n$  coincida con la dirección de  $\mathbf{z}_{n-1}$  y  $\mathbf{x}_n$  sea normal a  $\mathbf{z}_{n-1}$  y  $\mathbf{z}_n$ .

donde el centro de masa es el extremo del robot por lo tanto se le adjunta una trama  $\{\mathbf{S}_n\}$ , es decir,  $\{\mathbf{S}_{mi}\}$ , siendo la trama  $\{\mathbf{S}_{n-1}\}$  el sistema coordenado unido al eslabón  $i$  de  $m_i$ , es decir

$\{S_{i-1}\}$  de acuerdo a los análisis de cinemática anteriores. De esta manera se obtiene una tabla de parámetro de D-H de la ubicación de  $C_{m_i}$  visto desde la trama unida al eslabón  $i$ , teniendo así matrices de transformación homogénea, que serán usadas para obtener la ubicación del centro de masa desde la trama base de acuerdo a (3.1.9). Como ilustración, en la Figura 3.5 se muestra el análisis cinemático realizado para la PDA, donde se aprecian las tramas correspondientes a los centros de masa.

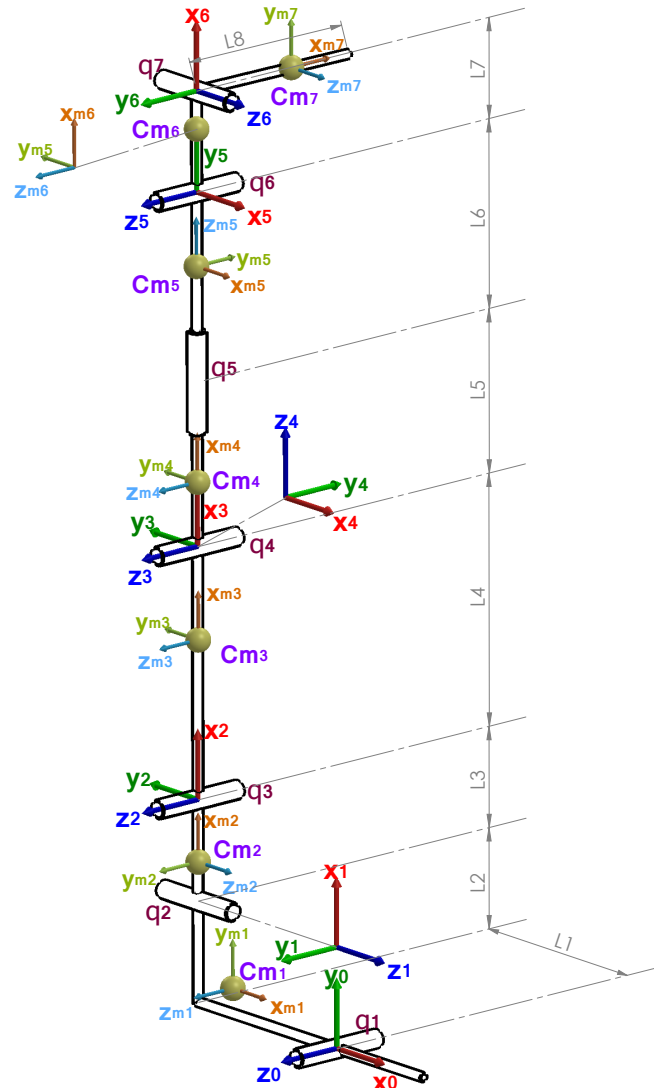


Figura 3.5: Esquema para el análisis cinemático de PDA con tramas en los centros de masas.

La tabla de parámetros de D-H para la ubicación de los  $C_{m_i}$  con respecto a la trama  $\{S_{i-1}\}$  es la siguiente:

Centro de masa $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	0	+L1	0
2	$q_2$	-L1	+L3/2	0
3	$q_3$	0	+L4/2	0
4	$q_4$	0	+L5/2	0
5	$q_5$	+L5+L6/2	0	0
6	$q_6$	0	+L7/2	0
7	$q_7$	0	+L8/2	0

 Tabla 3.1.3: Parámetros D-H de centros de masas  $C_{mi}$ .

Se puede observar en la Tabla 3.1.3 sólo existe rotación en  $\theta_i$  y no hay rotación en  $\alpha_i$ . Evaluando  $\alpha_i = 0$  en (3.1.2) se obtiene un matriz de transformación homogénea, que relaciona la trama de  $C_{mi}$  con el sistema coordenado  $i - 1$ :

$${}^{s_{i-1}}\mathbf{A}_{C_{m_i}} = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & a_i\cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & a_i\sin\theta_i \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1.10)$$

La submatriz de rotación  $R_i$  de la matriz (3.1.10) corresponde a una matriz de rotación en el eje  $z$  y es de esperar ya que, en este caso y de acuerdo a la manera en como están situadas la tramas, sólo existe movimiento en el eje  $z$  de las tramas de las articulaciones. Es así que se define la cadena de transformaciones:

$$\mathbf{T}_{C_{m_i}} = {}^{-1}\mathbf{A}_0 {}^0\mathbf{A}_1 {}^1\mathbf{A}_2 \dots {}^{i-2}\mathbf{A}_{i-1} {}^{s_{i-1}}\mathbf{A}_{C_{m_i}} \equiv \begin{bmatrix} R_{C_{m_i}} & p_{C_{m_i}} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1.11)$$

donde  ${}^{-1}\mathbf{A}_0$  es una matriz identidad de  $4 \times 4$ . Es de esta manera que se puede obtener la ubicación de los centros de masas de los eslabones respecto a  $S_0$  cumpliendo lo establecido en (3.1.9), ya que son equivalentes. Siendo entonces el vector  $p_{C_{m_i}}$  de (3.1.11) la posición del centro de masa del  $i - \text{ésimo}$  eslabón.

La obtención de la posición del centro de masa de cada eslabón será de utilidad en la siguiente sección. Este análisis es usado para obtener el modelo dinámico de los miembros inferiores de las piernas que se describe a continuación.

## 3.2 Modelo Dinámico

En esta sección se muestra la metodología para la obtención del modelo dinámico del exoesqueleto. El modelo dinámico de un robot tiene por objetivo conocer la relación entre el movimiento del robot y las fuerzas implicadas en el mismo [70,75]. Matemáticamente, el modelo dinámico relaciona:

1. La localización del robot definida por sus variables articulares o por las coordenadas de localización, y sus derivadas: velocidad y aceleración.
2. Las fuerzas y pares aplicados en las articulaciones.
3. Los parámetros dimensionales del robot, como longitud, masas e inercias de sus elementos.

Por lo que el modelo dinámico es imprescindible para conseguir los siguientes fines [70]:

1. Simulación del movimiento del robot.
2. Diseño y evaluación de la estructura mecánica del robot.
3. Dimensionamiento de los actuadores.
4. Diseño y evaluación del control dinámico del robot.

Las ecuaciones de movimiento son importantes a considerar en el diseño de algoritmos de control de los robots [75].

Al igual que con el análisis cinemático, se obtienen cuatro modelos dinámicos, los correspondientes a las dos fases de la caminata, para cada una de las piernas del exoesqueleto, con siete grados de libertad cada uno. Los modelos dinámicos del exoesqueleto se obtienen por las denominadas ecuaciones de movimiento de Lagrange, las cuales se basan en consideraciones energéticas [75].

### 3.2.1 Obtención de modelo dinámico

Para la obtención del modelo dinámico las articulaciones  $q_i$  usadas en el análisis cinemático, se nombran ahora coordenadas articulares generalizadas y se definen como el desplazamiento angular alrededor de  $z_{i-1}$ . Normalmente reciben el nombre de *posiciones articulares* y corresponden a cada grado de libertad del exoesqueleto. Para propósitos de análisis se agrupan en el vector de posiciones articulares  $q$ . En consecuencia, para un mecanismo con  $n$  articulaciones, es decir, de  $n$  grados de libertad, el vector de posiciones articulares  $q$  tendrá  $n$  elementos [76]:

$$q = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_n \end{bmatrix} \quad (3.2.1)$$

La metodología de Lagrange permite calcular las ecuaciones de movimiento de un robot haciendo uso de la representación matemática de la energía cinética y potencial del mecanismo. A continuación se describe paso a paso el cálculo de las ecuaciones de movimiento, iniciando con el cálculo de las energías para después estructurar las ecuaciones de movimiento.

### Cálculo de la energía cinética

La energía cinética depende de la localización y la velocidad de los eslabones a modelar [77]. La energía cinética total del exoesqueleto es la suma de la energía cinética en los eslabones individuales; esto es:

$$K = \sum_{i=1}^n k_i \quad (3.2.2)$$

donde  $n$  es el número de articulaciones de cada miembro inferior del exoesqueleto y  $k_i$  la energía cinética del  $i$  –ésimo eslabón definida como sigue,

$$k_i = \frac{1}{2} m_i v_{C_i}^T v_{C_i} + \frac{1}{2} w_i^T I_i w_i \quad (3.2.3)$$

donde  $m_i$ ,  $v_{C_i}$ ,  $w_{C_i}$  y  $I_i$  son la masa, la velocidad lineal, velocidad angular y matriz de tensor inercial del  $i$  –ésimo eslabón, respectivamente. En (3.2.3) el primer término es la energía cinética debida a la velocidad lineal del centro de masas del eslabón, y el segundo término es la energía cinética debida a la velocidad angular del eslabón.

En este trabajo la estimación de la masa de los eslabones y el cálculo de las matrices de tensor de inercia de cada eslabón se realizó por medio del software usado para el diseño del exoesqueleto. El tensor de inercia  $I_i$  de cada eslabón es definido desde su correspondiente trama de eslabón  $i$  de acuerdo al análisis de la cinemática anteriormente realizado. Para la obtención de  $v_{C_i}$  y  $w_{C_i}$  se hace el uso del Jacobiano directo, ya que permite conocer las velocidades cartesianas a partir de los valores de las velocidades angular de cada articulación. A partir de la solución del modelo cinemático directo de un robot de  $n$  grados de libertad, se puede calcular el Jacobiano del efector final, a partir de la definición de las coordenadas cartesianas  $(x, y, z)$  y ángulos de Euler  $(\alpha, \beta, \gamma)$  para representar la posición y orientación:



$$\begin{aligned}
x &= f_x(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, \dots, q_n) \\
y &= f_y(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, \dots, q_n) \\
z &= f_z(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, \dots, q_n) \\
\alpha &= f_\alpha(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, \dots, q_n) \\
\beta &= f_\beta(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, \dots, q_n) \\
\gamma &= f_\gamma(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, \dots, q_n)
\end{aligned} \tag{3.2.4}$$

donde  $q$  son las posiciones articulares y  $n$  son los grados de libertad. Si las ecuaciones anteriores se derivan con respecto al tiempo se tendrá que:

$$\begin{aligned}
\dot{x} &= \sum_{i=1}^n \frac{\partial f_x}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{y} &= \sum_{i=1}^n \frac{\partial f_y}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{z} &= \sum_{i=1}^n \frac{\partial f_z}{\partial q_i} \dot{q}_i \\
\dot{\alpha} &= \sum_{i=1}^n \frac{\partial f_\alpha}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{\beta} &= \sum_{i=1}^n \frac{\partial f_\beta}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{\gamma} &= \sum_{i=1}^n \frac{\partial f_\gamma}{\partial q_i} \dot{q}_i
\end{aligned}$$

O expresado en forma matricial:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} = \mathbf{J} * \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \vdots \\ \vdots \\ \dot{q}_n \end{bmatrix} \quad \text{con} \quad \mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_x}{\partial q_i} & \dots & \frac{\partial f_x}{\partial q_i} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f_x}{\partial q_i} & \dots & \frac{\partial f_x}{\partial q_i} \end{bmatrix} \tag{3.2.5}$$

La  $\mathbf{J}$  se denomina matriz Jacobiana, nótese que es una matriz de  $6 \times n$  donde  $n$  es el número de eslabones. Hay diferentes formas de calcular la matriz Jacobiana [78], a continuación se muestra el método usado en este trabajo para obtener la matriz Jacobiana en cada centro de masa de cada eslabón y de esta manera obtener las velocidades requeridas en la ecuación de la energía cinética.

### Algoritmo para cálculo de matriz Jacobiana

El algoritmo se usa para obtener las matrices Jacobianas para cada centro de masa del eslabón del robot, en especial el Jacobiano para la velocidad angular de cada eslabón [74, 75]. Para su obtención se puede separar la matriz Jacobiana en lineal y de orientación como:

$$\begin{bmatrix} v_{C_i} \\ w_{C_i} \end{bmatrix} = J_i(q) \dot{q} = \begin{bmatrix} J_{p_i}(q) \\ J_{o_i}(q) \end{bmatrix} \dot{q}, \tag{3.2.6}$$

donde  $v_{C_i}$  es el vector de velocidad lineal del centro de masa del  $i$  – *ésimo* eslabón,  $w_{C_i}$  es el vector de velocidad angular del  $i$  – *ésimo* eslabón,  $q$  es el vector de posiciones articulares,  $\dot{q}$  es el vector derivadas respecto al tiempo de posiciones articulares,  $J_{p_i}(q)$  es la matriz Jacobiana del movimiento lineal del centro de masa y  $J_o(q)$  es la matriz Jacobiana del movimiento angular del  $i$  – *ésimo* eslabón.

Para el cálculo de  $J_{p_i}(q)$  es necesario conocer la posición del centro de masa del  $i$  – *ésimo* eslabón. Por lo que de acuerdo a (3.1.11) el vector  $p_{C_{m_i}}$  es la posición del centro de masa del  $i$  – *ésimo* eslabón. Entonces, dado que la parte lineal de la posición cartesiana generalizada es sólo  $p_{C_{m_i}}$ , se puede escribir como:

$$v_i = \sum_{f=1}^i \frac{\partial p_{C_{m_i}}}{\partial q_f} \dot{q}_f = \begin{bmatrix} \frac{\partial p_{C_{m_i}}}{\partial q_1} & \frac{\partial p_{C_{m_i}}}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial p_{C_{m_i}}}{\partial q_i} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \vdots \\ \dot{q}_i \end{bmatrix}, \quad (3.2.7)$$

Por lo tanto,  $J_{p_i}(q)$  es:

$$J_{p_i}(q) = \begin{bmatrix} \frac{\partial p_{C_{m_i}}}{\partial q_1} & \frac{\partial p_{C_{m_i}}}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial p_{C_{m_i}}}{\partial q_i} \end{bmatrix}. \quad (3.2.8)$$

Para el cálculo de  $J_{o_i}(q)$  se añaden, las velocidades angulares individuales de los eslabones anteriores al eslabón  $i$  – *ésimo* de interés. Recordando que una articulación prismática no contribuye a la velocidad angular del efector final. Cabe mencionar que para este caso no se recurre a la posición del centro de masa del eslabón  $i$ , ya que la velocidad angular de ésta y del eslabón  $i$  es la misma.

Para una articulación de revolución, la rotación de la articulación  $q_i$  se produce alrededor del eje articular  $z_{i-1}$  (véase la Figura 3.2). Por lo tanto, la velocidad angular de la variable articular  $i$  está dada por  $z_{i-1}\dot{q}_i$ . Para añadir los efectos de todos los eslabones, es necesario expresar  $z_{i-1}$  en una trama común; seleccionando entonces las coordenadas de la trama base. Por lo que se hace uso de la ecuación (3.1.8):

$$\mathbf{T}_i = {}^0\mathbf{A}_1 {}^1\mathbf{A}_2 \dots {}^{i-1}\mathbf{A}_i = \begin{bmatrix} R_i & p_i \\ 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Ahora bien, la última columna de  $R_{i-1}$  es exactamente  $z_{i-1}$  en coordenadas de la trama base. Por lo tanto, podemos escribir

$$w_i = \sum_{f=1}^i \delta_f z_{f-1} \dot{q}_f = [\delta_1 z_0 \quad \delta_2 z_1 \quad \cdots \quad \delta_i z_{i-1}] \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \vdots \\ \dot{q}_i \end{bmatrix} \quad (3.2.9)$$

donde  $z_0 = [0 \ 0 \ 1]^T$  y el parámetro de selección  $\delta_i$  es cero si el  $q_i$  representa una articulación prismática y uno si  $q_i$  es de revolución. Así el Jacobiano para velocidades angulares para cada eslabón esta dado por:

$$J_{o_i}(q) = [\delta_1 z_0 \quad \delta_2 z_1 \quad \cdots \quad \delta_i z_{i-1}] \quad (3.2.10)$$

El Jacobiano completo se obtiene por tanto con la unión de  $J_{p_i}(q)$  y  $J_{o_i}(q)$ , tal como lo indica la Ecuación (3.2.6). Para obtener  $v_i$  y  $w_i$  basta con multiplicar el vector derivado de las posiciones articulares para cada centro de masa del eslabón  $i$ ,  $\dot{q}_{C_{m_i}} = [\dot{q}_1 \ \dot{q}_2 \ \dots \ \dot{q}_i]^T$ .

### Cálculo de la energía potencial

La energía potencial total almacenada del exoesqueleto es la suma de la energía potencial en los eslabones [77]:

$$U = \sum_{i=1}^n u_i \quad (3.2.11)$$

donde  $n$  es el número de articulaciones de cada miembro inferior del exoesqueleto y  $u_i$  es la energía potencial del  $i$  –ésimo eslabón definida como sigue,

$$u_i = -m_i {}^0g^T {}^0p_{C_{m_i}} + u_{ref_i} \quad (3.2.12)$$

donde  $m_i$  es la masa,  ${}^0g$  es el vector de gravedad de  $3 \times 1$  respecto a la trama base,  ${}^0p_{C_{m_i}}$  es el vector que ubica al centro de masas respecto a la trama base y  $u_{ref_i}$  es la constante que se elige de manera que el valor mínimo de  $u_i$  sea cero del  $i$  –ésimo eslabón. El vector de gravedad esta expresado desde la trama base:

$${}^0g = [g_x \ g_y \ g_z]$$

que en este caso, de acuerdo a los análisis de cinemática, para los cuatro modelos dinámicos en  $S_0$  el eje  $y$  está dirigido verticalmente hacia arriba, por lo tanto:

$${}^0g = [0 \quad -9.81 \quad 0]$$

con unidades de  $m/s^2$ .  $p_{C_{m_i}}$  es la posición del centro de masa del  $i$  –ésimo eslabón y se obtiene de acuerdo a lo presentado en la sección anterior.

### Cálculo del lagrangiano y desarrollo de las ecuaciones de Lagrange

La formulación dinámica lagrangiana provee los medios para derivar las ecuaciones de movimiento a partir de una función escalar llamada lagrangiano, que se define como la diferencia entre la energía cinética y potencial de un sistema mecánico [77]. Al tener la energía cinemática total y la energía potencial total de exoesqueleto se puede proseguir a obtener el Lagrangiano:

$$L(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) - U(q) \quad (3.2.13)$$

Y la ecuación matricial de movimiento de Lagrange se define como:

$$\tau = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} \quad (3.2.14)$$

donde  $\tau \in \mathbb{R}^n$  es el vector de entrada de par aplicado,  $q \in \mathbb{R}^n$  es el vector de posición articular de los grados de libertad de acuerdo a lo definido en (3.2.1) y  $\dot{q} \in \mathbb{R}^n$  el vector de velocidad articular [74]. Partiendo de la ecuación dinámica (3.2.14), se obtiene la forma compacta:

$$M(q) \ddot{q} + C(q, \dot{q}) \dot{q} + g(q) = \tau \quad (3.2.15)$$

donde  $M(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$  es la matriz simétrica definida positiva de inercias,  $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times n}$  es la matriz centrípeta y de Coriolis, y  $g(q) \in \mathbb{R}^n$  es el vector debido a la gravedad. Cada elemento de  $M(q)$ ,  $C(q, \dot{q})$  y  $g(q)$  es, en general, una función relativamente compleja de las posiciones y velocidades de todas las articulaciones, i.e., de  $q$  y  $\dot{q}$ . De esta manera, el modelo dinámico obtenido para el exoesqueleto recibe el nombre de modelo dinámico articular. El modelo (3.2.15) puede verse como un sistema dinámico cuya entrada es el vector  $\tau$  y sus salidas con los vectores  $q$  y  $\dot{q}$  [76]. Esto se puede esquematizar mediante el diagrama de la Figura 3.6.



Figura 3.6: Diagrama de entrada-salidas del modelo dinámico del exoesqueleto.

En este capítulo se describió la metodología usada para la obtención de los modelos dinámicos de acuerdo a las fases de la caminata y la simetría de los miembros inferiores. En total son cuatro los modelos dinámicos partiendo del análisis cinemático de cada uno, siendo de siete ecuaciones diferenciales cada uno. Tanto la cinemática como la dinámica son fundamentales para planear y llevar a cabo la tarea requerida para el exoesqueleto, la caminata, ya que con este conocimiento se puede realizar control automático de cada grado de libertad, por ende, de cada eslabón, con el seguimiento de la trayectoria articular deseada, en este caso particular, las trayectorias descritas por las articulaciones humanas de los miembros inferiores durante la marcha humana. De esta manera es requerido el conocimiento del análisis de la marcha humana y de esquemas de control aplicables al exoesqueleto.

## Capítulo 4

# La marcha humana y síntesis de controladores

El objetivo principal del exoesqueleto propuesto en este trabajo es tener un mecanismo de asistencia en la tarea de la marcha humana para pacientes con dificultades para caminar. Por lo tanto la tarea motriz de la caminata define el principal problema de control a resolver [79]. Durante la caminata, las posiciones angulares de cada una de las articulaciones de los miembros inferiores varían en el tiempo y forman un patrón de cambio periódico, esto es, se repite en cada ciclo de la caminata. Estos patrones dan lugar a las trayectorias de referencia que cada articulación del exoesqueleto debe seguir para poder reproducir fielmente la tarea de caminata. Por ello, previo a la síntesis de controladores, se analiza la caminata para comprender el problema de control que es necesario resolver.

En este capítulo se presenta una síntesis sobre características biomecánicas de la marcha humana visto desde el punto cinemático y el movimiento de los grados de libertad a seguir por el exoesqueleto. Posteriormente se muestran estrategias de control para la resolución de dicho problema. También se menciona una solución para la generación de la trayectoria articular a partir de los datos de referencia, siendo la interpolación cúbica.

---

## 4.1 La marcha humana.

La marcha humana es el medio mecánico de la locomoción del ser humano y se define como: “una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad” [80]; siendo así, “un método de locomoción que involucra las dos piernas alternadamente que proveen soporte y propulsión” [81]; Por lo tanto, “es un proceso cíclico en el cual las piernas del sujeto siguen una trayectoria que lleva los pies entre una fase de apoyo sencillo y balanceo, a otra fase de doble apoyo” [82].

Convencionalmente, el ciclo de caminata se mide en porcentaje y comienza (0%) en el instante que uno de los pies hace contacto con el suelo, habitualmente a través del talón. Como se puede observar en la Figura 4.1, es posible tomar como origen el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie (100%). Por su parte, el pie izquierdo experimentarían la misma serie de acontecimientos que el derecho, desplazados en el tiempo por casi medio ciclo [83, 84].

En la misma figura se muestra la manera en que se pueden identificar diversos eventos durante la marcha humana. El apoyo sencillo, se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente, es decir, que por un corto periodo de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo de la pierna de referencia, en este caso la pierna derecha, y la última parte de la fase de apoyo del pie contralateral, la pierna izquierda, están ambos en contacto con el suelo. Ésto último distingue a la caminata del correr ya que en ese caso existe una ausencia de un período de doble apoyo [84]. La cantidad relativa de tiempo de duración de cada fase, a una velocidad normal, es :

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo

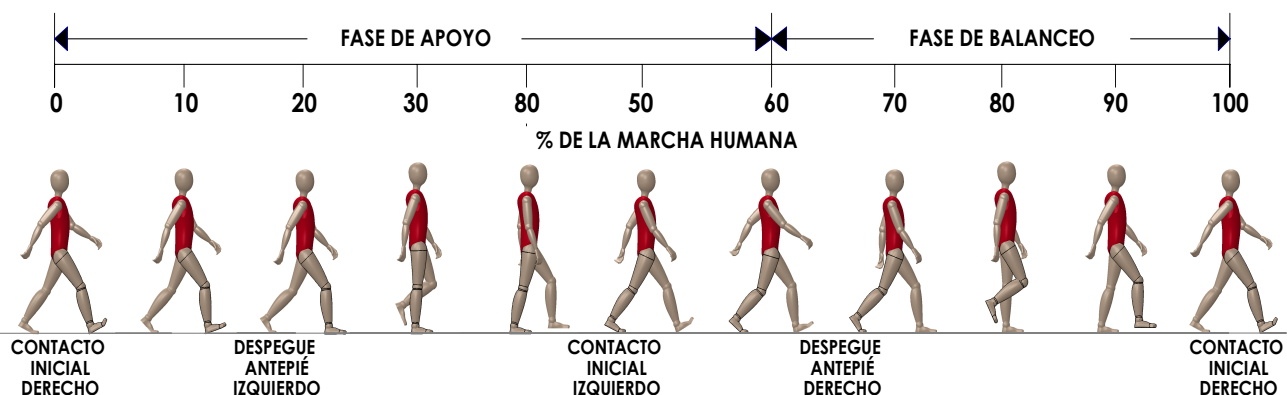


Figura 4.1: Fases de la marcha humana normal.

A continuación se explica a grandes rasgos las fases de la marcha humana [73], posteriormente se da una explicación del movimiento de las articulaciones de acuerdo a los grados de libertad que se designaron en el exoesqueleto.

### 4.1.1 Subdivisión de la fase de apoyo

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo:

1. Contacto del talón (CT): se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo.
2. Apoyo plantar (AP): se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
3. Apoyo medio (AM): ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital.
4. Elevación del talón (ET): ocurre cuando el talón se eleva del suelo.
5. Despegue del pie (DP): ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

Con los cinco momentos anteriormente descritos, la fase de apoyo puede dividirse en tres intervalos definidos como: aceptación del peso, apoyo medio y despegue del pie [80], tal como se muestra en la Figura 4.2.

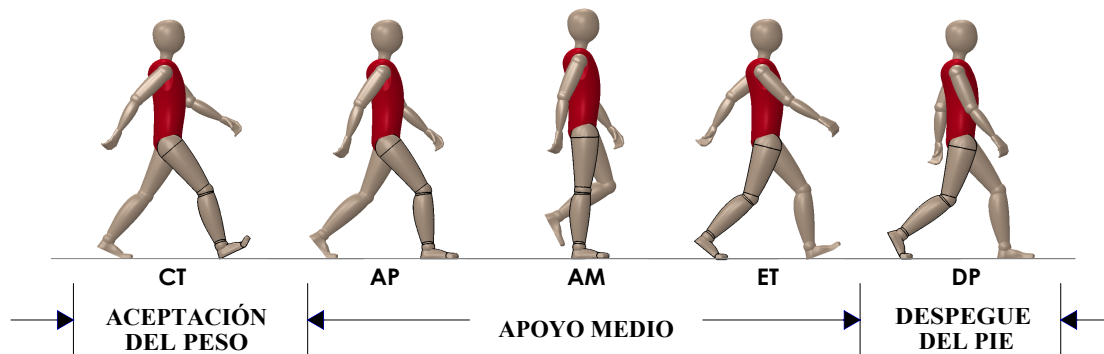


Figura 4.2: Subdivisiones de la fase de apoyo.



### 4.1.2 Subdivisión de la fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos, cada uno constituye un tercio de la fase de balanceo [80], Figura 4.3.

- **Aceleración:** se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo.
- **Balanceo medio:** la pierna balanceada pasa de la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que esa se encuentra en fase de apoyo.
- **Desaceleración:** la pierna se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo.

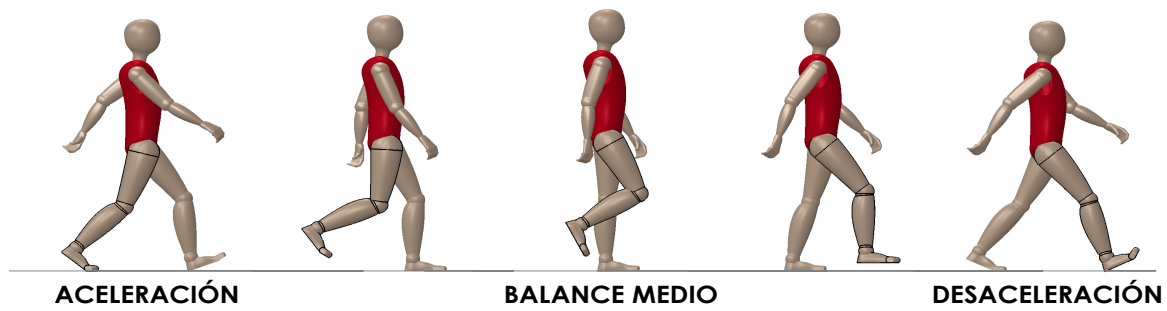


Figura 4.3: Subdivisiones de la fase de balanceo.

## 4.2 Trayectorias de referencia articulares

Por nuestro interés del diseño mecánico y aplicación de control en el exoesqueleto, el siguiente análisis describe la locomoción por medio de la cinemática de los grados de libertad asignados en el exoesqueleto, es decir, descripción de los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las fases de la marcha. El análisis se realiza en los tres planos anatómicos: plano sagital, frontal y transversal [85].

En cada movimiento articular que a continuación se describe se presenta la gráfica de trayectoria articular registrada en el estudio de la marcha humana. Los movimientos de la cadera en los tres planos anatómicos, el movimiento de la rodilla y del tobillo en el plano sagital, son datos tomados de los reportes presentados por Ferrarin M. et al [86, 87]. Las pruebas se hicieron a 20 personas adultas sanas (con promedio de edad  $43.1 \pm 15.4$ ; peso de  $68.5 \pm 15.8$  kg; altura de  $1.71 \pm 0.10$  m.; 9 mujeres, 11 hombres). Esta base de datos se consideró porque es congruente con resultados similares reportados en [88], [89] y [90]. Para los datos de movimiento del tobillo en el plano frontal se propone un conjunto de datos basado en [91] y [92]. En el caso del movimiento de los dedos del pie en el plano sagital, se propone un conjunto basado en los datos reportados en [86, 87], y [93].

### 4.2.1 Movimiento en el plano sagital

**Dedos del pie:** permiten tener el equilibrio durante la bipedestación, adaptándose a la superficie en la que la persona este parada en la estática. En la caminata son importantes ya que están en contacto con la superficie aproximadamente tres cuartas partes del ciclo de la marcha y permiten tener una mayor área de soporte y al mismo tiempo aportan al movimiento de traslación. En ambos casos el equilibrio se mantiene porque, cuando alguno de los elementos de tracción ejerce una mayor tensión, este tiene un elemento antagonista que se encarga de corregir la posición demandada y de esta forma lo lleva a la normalidad [94].

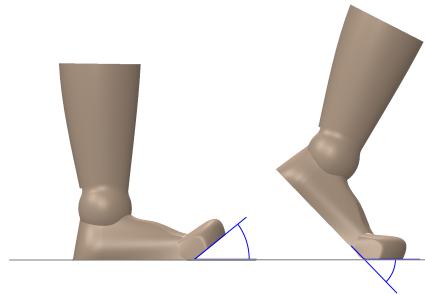


Figura 4.4: Movimiento de los dedos del pie en el plano sagital.

Una medición del movimiento angular de los dedos del pie se muestra en la Figura 4.4, mientras que la trayectoria del movimiento se muestra en la Figura 4.5.

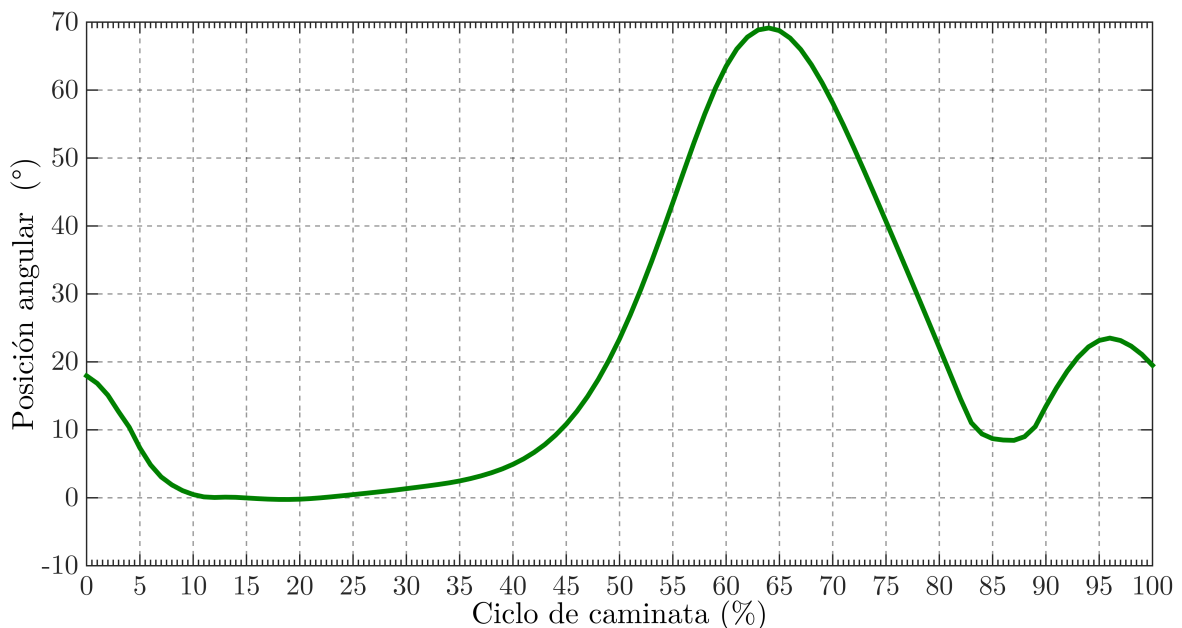


Figura 4.5: Curva que describe el movimiento angular flexión(+)/extensión(-) de los dedos del pie en el plano sagital.

**Tobillo:** El movimiento inicia con el tobillo en una posición neutral en el intervalo de contacto de talón hasta apoyo medio (CT-AM). Después se realiza el movimiento del apoyo medio hasta el despegue del pie (AM-DP) donde pasa de dorsiflexión a plantarflexión, estas dos etapas corresponden a la fase de apoyo. Después de esto, sigue el movimiento en la fase de balanceo donde el tobillo mantiene una posición casi neutral, con la que concluye el ciclo. Una descripción gráfica del cambio del movimiento articular en cada una de estas etapas se pueden ver en la Figura 4.6 y para una descripción biomecánica detallada de estos movimientos, referirse a [85]. La Figura 4.7 muestra la trayectoria del movimiento angular del tobillo en el plano sagital durante el ciclo de caminata.

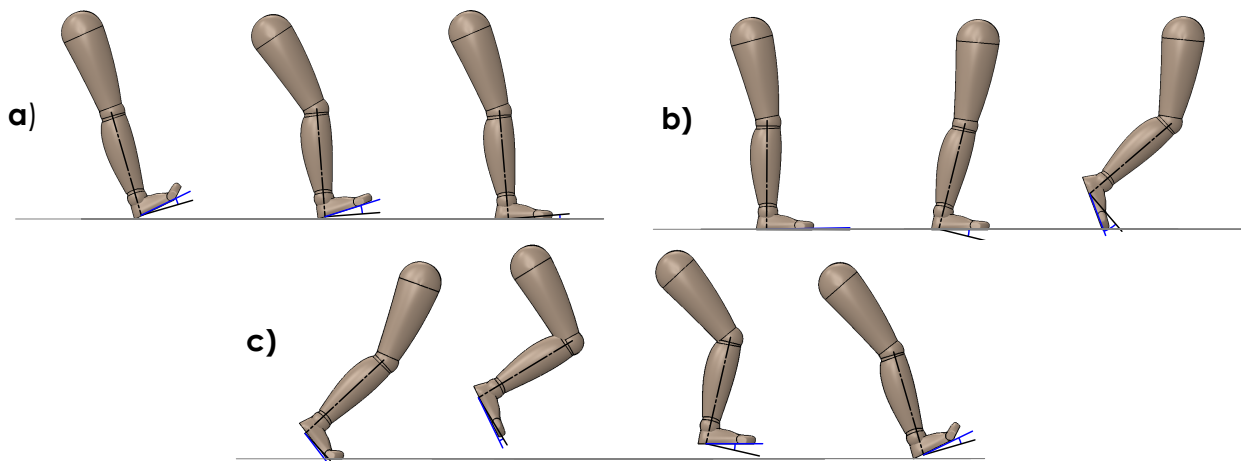


Figura 4.6: a) Movimiento de tobillo entre CT-AM. b) Movimiento de tobillo entre AM-DP. c) Movimiento de tobillo durante la fase de balanceo.

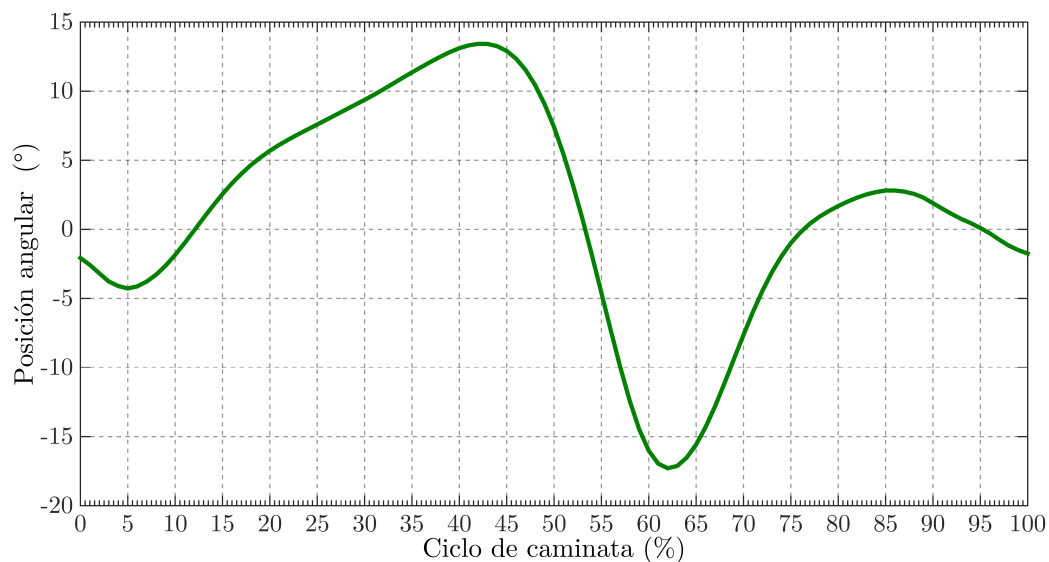


Figura 4.7: Curva que describe el movimiento angular dorsiflexión(+)/plantarflexión(-) del tobillo en el plano sagital.

**Rodilla:** El movimiento inicia en el intervalo de contacto de talón hasta apoyo medio (CT-AM) con movimiento de flexión. Después se realiza el movimiento del apoyo medio yendo a extensión y volviendo a flexión antes del despegue del pie (AM-DP), estas dos etapas corresponden a la fase de apoyo. En la fase de balanceo la rodilla aumenta y después disminuye la flexión para prepararse para el siguiente ciclo de caminata. Una descripción gráfica del cambio del movimiento articular en cada una de estas etapas se pueden ver en la Figura 4.8 y para una descripción biomecánica detallada de estos movimientos, referirse a [85]. La Figura 4.9 muestra la trayectoria del movimiento angular de la rodilla en el plano sagital durante el ciclo de caminata.

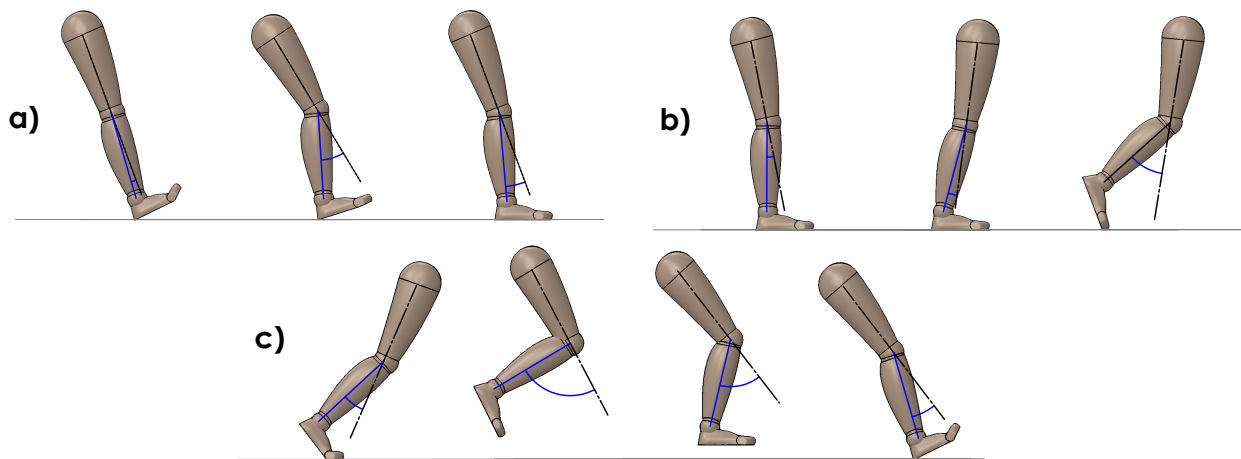


Figura 4.8: a) Movimiento de rodilla entre CT-AM. b) Movimiento de rodilla entre AM-DP. c) Movimiento de rodilla durante la fase de balanceo.

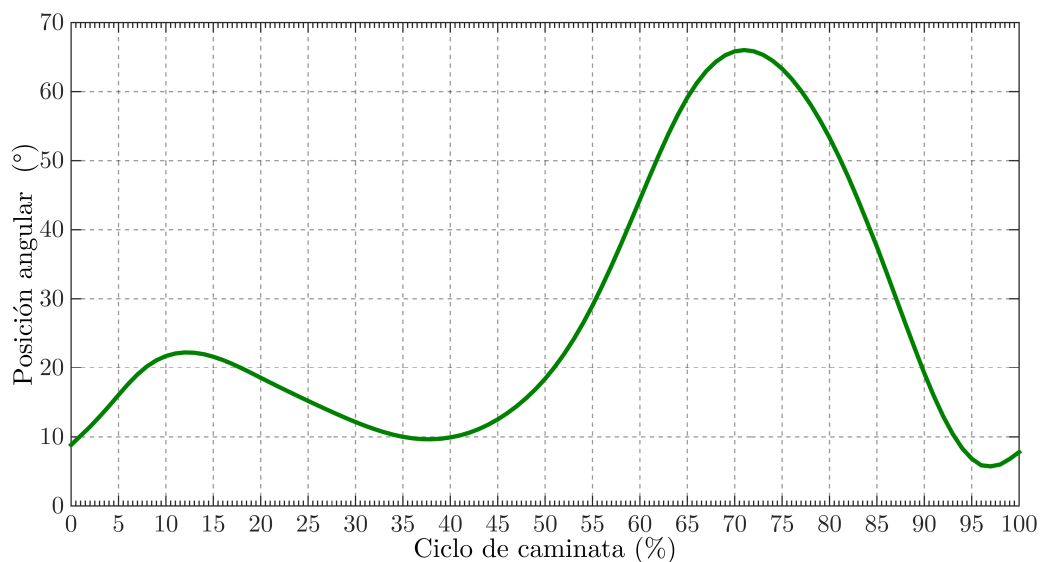


Figura 4.9: Curva que describe el movimiento angular flexión(+)/extensión(-) de la rodilla en el plano sagital.

**Cadera:** El movimiento inicia con la cadera en flexión en el intervalo de contacto de talón hasta apoyo medio (CT-AM) donde va en avance hacia extensión. Después estando la rodilla en posición neutral para se realiza el movimiento del apoyo medio hasta el despegue del pie (AM-DP) con dirección a flexión, estas dos etapas corresponden a la fase de apoyo. Después de esto, sigue el movimiento en la fase de balanceo en donde al final la posición de la cadera no cambia mucho, con la que concluye el ciclo. Una descripción gráfica del cambio del movimiento articular en cada una de estas etapas se pueden ver en la Figura 4.10 y para una descripción biomecánica detallada de estos movimientos, referirse a [85]. La Figura 4.11 muestra la trayectoria del movimiento angular de la cadera en el plano sagital durante el ciclo de caminata.

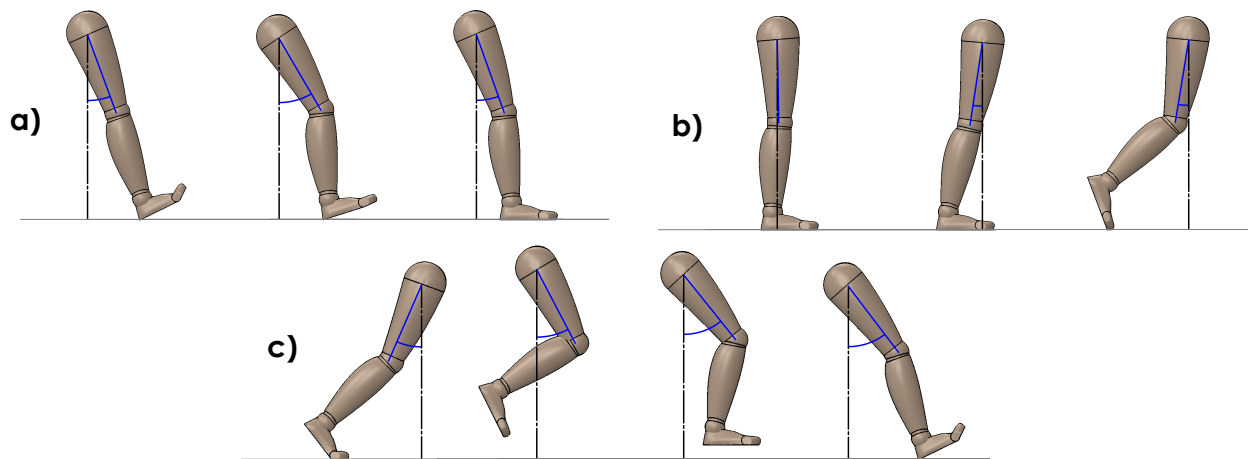


Figura 4.10: a) Movimiento de cadera entre CT-AM. b) Movimiento de rodilla cadera AM-DP. c) Movimiento de cadera durante la fase de balanceo.

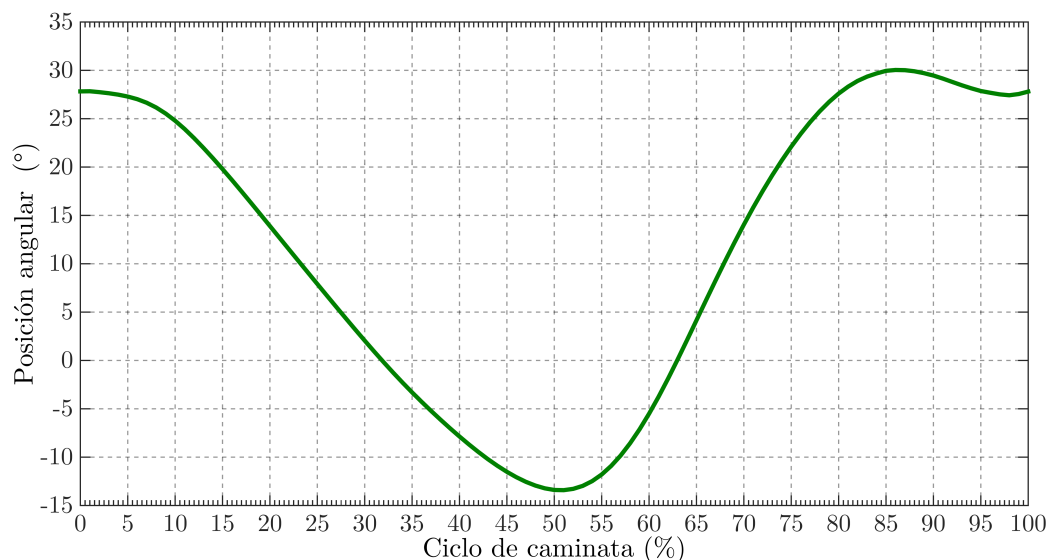


Figura 4.11: Curva que describe el movimiento angular flexión(+)/extensión(-) de cadera en el plano sagital.

### 4.2.2 Movimiento en el plano frontal

**Tobillo:** Los movimientos del tobillo desde el plano frontal son relativamente pequeños pero cumplen una función importante. Por medio de estos movimientos se distribuye el centro de presión en el pie desde el talón en el contacto inicial hasta el dedo gordo del pie (Hallux), así como también contribuye en el desplazamiento rítmico del centro de gravedad, de tal manera que permite un equilibrio durante la fase de apoyo [84], Figura 4.12.

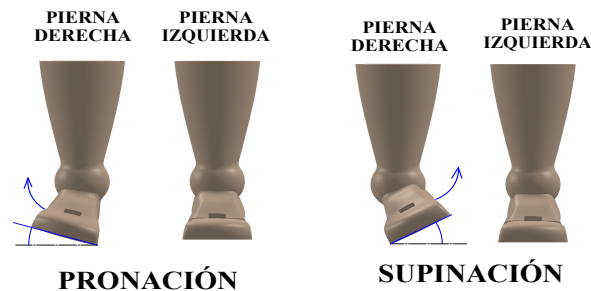


Figura 4.12: Movimiento eversión e inversión del tobillo.

En la Figura 4.13 se aprecia la trayectoria descrita en la caminata normal del tobillo en el plano frontal. Durante el ciclo de caminata se puede apreciar que el movimiento en el plano frontal el rango de movimiento es de aproximadamente  $7^\circ$ , en donde durante la fase de balanceo el pie cambiar su posición para realizar el movimiento nuevamente. Para una descripción biomecánica detallada de estos movimientos, referirse a [85]

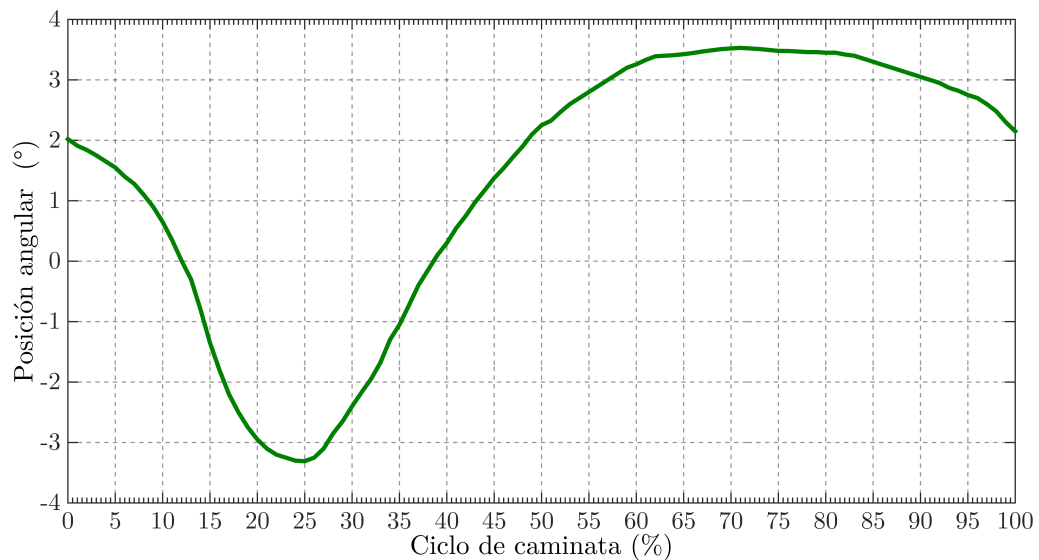


Figura 4.13: Curva que describe el movimiento angular supinación(+)/pronación(-) del tobillo en el plano frontal.

**Cadera:** El cuerpo humano ha desarrollado diversos mecanismos que mejoran el rendimiento de la marcha, a través de transferencias de energía y de la reducción del desplazamiento del centro de gravedad. En el plano frontal se lleva a cabo uno de los mecanismos que permite el ahorro de energía y consiste en una caída pélvica o basculación de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante, Figura 4.14. La amplitud del movimiento es de alrededor de  $5^\circ$  y contribuye a disminuir el desplazamiento vertical del centro de gravedad con respecto al modelo teórico. [65]

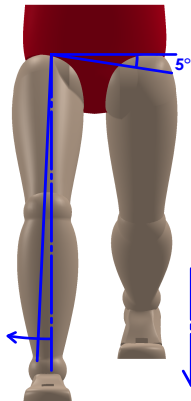


Figura 4.14: Caída de pelvis en lado opuesto durante primera parte de la fase de apoyo.

La oblicuidad pélvica se define como el ángulo entre el plano horizontal y el eje medial-lateral de la pelvis. En la marcha normal, la curva de oblicuidad pélvica es periódica, por medio de la sincronización de los movimientos en el plano frontal de la cadera (Figura 4.15) [95].

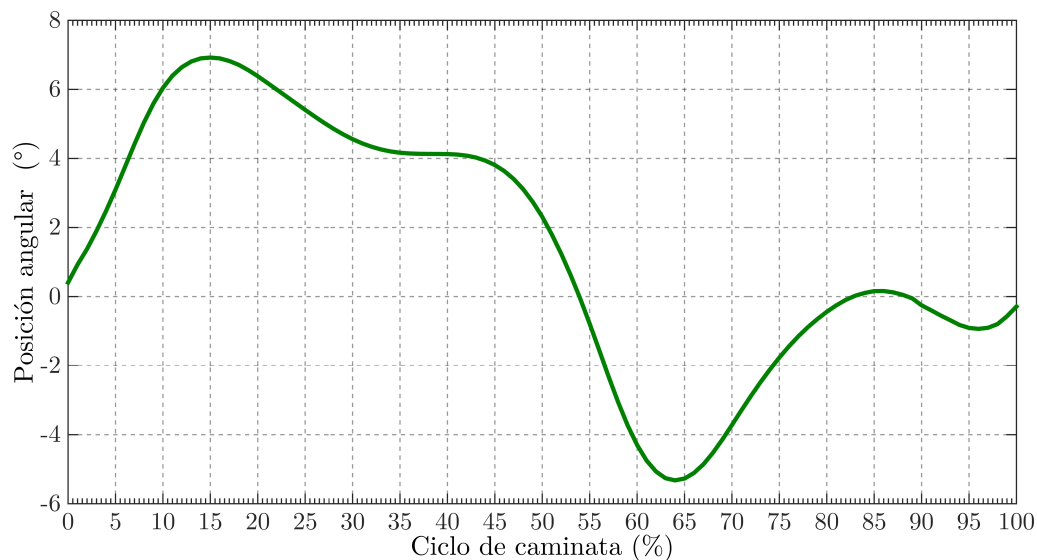


Figura 4.15: Curva que describe el movimiento angular aducción(+)/abducción(-) de cadera en el plano frontal.

### 4.2.3 Movimiento en el plano transversal

**Cadera:** Para el plano transversal uno de los movimientos que contribuye en la disminución de gasto de energía es la rotación de la pelvis por medio del movimiento interno-externo de la pierna. Donde la pelvis realiza un movimiento de rotación alrededor de un eje vertical, parecido al movimiento de un compás que puede desplazarse sin cambiar la altura de la cruz, Figura 4.16a. La rotación de la pelvis adelantando la cadera al tiempo que se produce la flexión y retrasando en la extensión, introduce un desplazamiento adicional hacia adelante, que supone una menor flexo-extensión de cadera, y en consecuencia una menor oscilación del centro de gravedad. Esta rotación es de, aproximadamente,  $4^\circ$  a cada lado del eje vertical, en la marcha normal y se efectúa girando sobre las cabezas femorales. Contribuye a disminuir en unos 10 mm la elevación del Centro de Gravedad [85]. En la Figura 4.16b se observa la trayectoria descrita por la cadera de los miembros inferiores, que en conjunto realizan el movimiento mencionado de la pelvis.

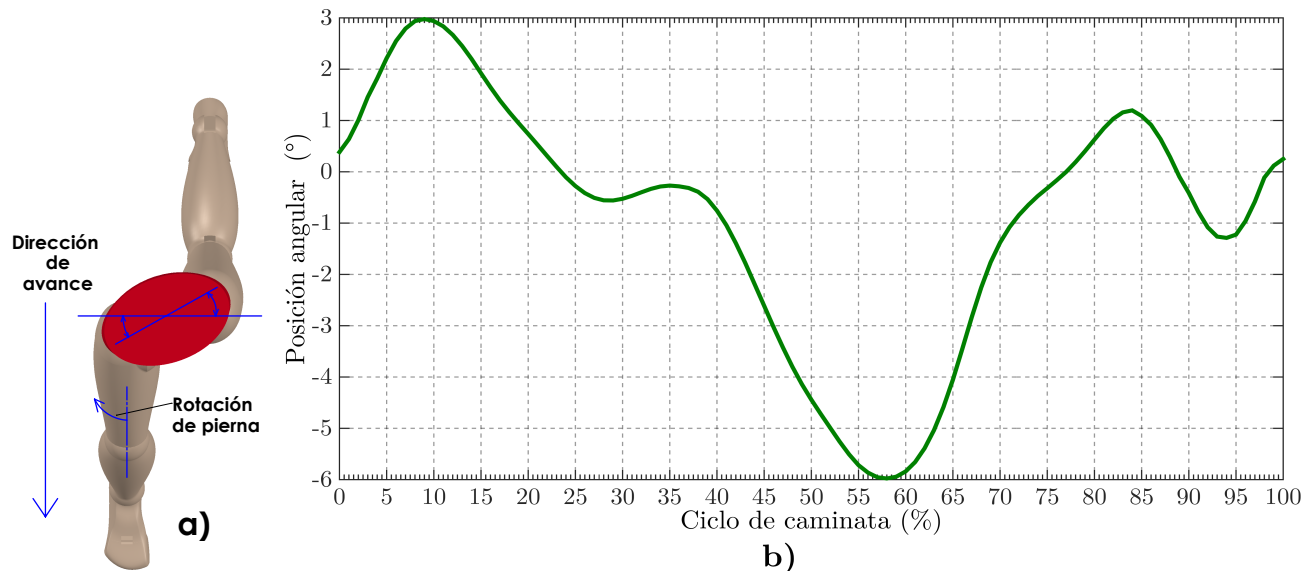


Figura 4.16: a) Movimiento de la pelvis en el plano transversal por medio de los movimientos sincronizados de las piernas con movimientos de la cadera en el plano transversal. b) Curva que describe el movimiento angular interno(+)/externo(-) de cadera en el plano transversal.

Una vez descritos los movimientos de las articulaciones en la marcha humana que son usados como referencia para los grados de libertad del exoesqueleto, es necesario describir las estructuras de estrategias de control automático para implementar en el exoesqueleto, ya que es uno de los puntos medulares para lograr un movimiento adecuado de las articulaciones para la rehabilitación del paciente.



### 4.3 Estructuras de control

En esta sección se describen los esquemas de control que se proponen para la implementación en el exoesqueleto diseñado en esta tesis. Considérese el modelo dinámico de un mecanismo de  $n$  grados de libertad (GDL) con eslabones rígidos, sin fricción en sus eslabones y con accionadores definida por la siguiente ecuación [96]:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (4.3.1)$$

o bien, en su representación en espacio de estados considerando el vector de estado  $[q^T \quad \dot{q}^T]^T$ :

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ M(q)^{-1} [\tau(t) - C(q, \dot{q})\dot{q} - g(q)] \end{bmatrix}$$

donde  $M(q) \in \mathbb{R}^n$  es la matriz de inercia,  $C(q, \dot{q})\dot{q} \in \mathbb{R}^n$  es el vector de fuerzas centrífugas y de Coriolis,  $g(q) \in \mathbb{R}^n$  es el vector de pares gravitacionales y  $\tau \in \mathbb{R}$  es un vector de fuerzas y pares aplicados a los eslabones. Los vectores  $q, \dot{q}, \ddot{q} \in \mathbb{R}^n$  denotan la posición, la velocidad y aceleración articular, respectivamente.

El problema de control de movimiento puede formularse en los siguientes términos. Dado un conjunto de funciones vectoriales acotadas  $q_d, \dot{q}_d$  y  $\ddot{q}_d$  referidas como posiciones, velocidades y aceleraciones articulares deseadas, se trata de determinar una función vectorial  $\tau$ , de tal forma que las posiciones  $q$  asociadas a las coordenadas articulares del robot sigan con precisión a  $q_d$ . En términos más formales, *el objetivo de control de movimiento* consiste en determinar  $\tau$  de tal forma que:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{q}(t) = 0 \quad (4.3.2)$$

donde  $\tilde{q} \in \mathbb{R}^n$  denota el vector de errores de posiciones articulares, simplemente denominado error de posición, y definido como:

$$\tilde{q}(t) = q_d(t) - q(t)$$

Considerando la definición anterior, el vector  $\dot{\tilde{q}}(t) = \dot{q}_d(t) - \dot{q}(t)$  denota el error de velocidad. Si el objetivo de control se verifica, significará que las articulaciones del robot siguen asintóticamente la trayectoria de movimiento deseado.

El cálculo del vector  $\tau$  involucra generalmente una función vectorial de  $q, \dot{q}$  y  $\ddot{q}$ . Esta función se denomina “ley de control” o simplemente controlador. Genéricamente, el controlador puede expresarse como:

$$\tau = \tau(q, \dot{q}, \ddot{q}, q_d, \dot{q}_d, \ddot{q}_d, M(q), C(q, \dot{q}), g(q)). \quad (4.3.3)$$

La Figura 4.17 presenta un diagrama de bloques formado por un controlador en lazo cerrado con un robot.

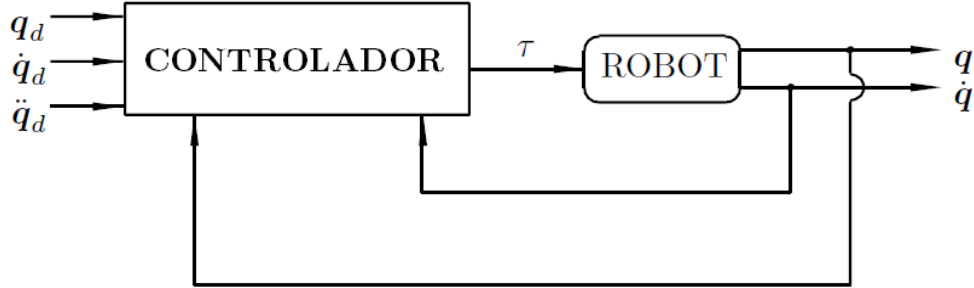


Figura 4.17: Diagrama de bloques de un sistema de control el lazo cerrado de un robot.

Con la finalidad de hacer un análisis comparativo entre el desempeño de diferentes controladores usados en la literatura de control de robots, aplicados a la solución del problema de control de esta tesis, se seleccionaron cinco esquemas de control. Todos los esquemas están basados en modelo y a continuación se enlistan las leyes de control, donde las matrices de diseño de las leyes de control  $K_p, K_v \in \mathbb{R}^{n \times n}$  son llamadas ganancias proporcional y derivativa respectivamente, y en el quinto controlador  $K_i \in \mathbb{R}^{n \times n}$  es la matriz integral, siendo todas matrices simétricas y definidas positivas convenientemente elegidas.

- Control par calculado:

$$\tau = M(q) [\ddot{q}_d + K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q}) \dot{q} + g(q) \quad (4.3.4)$$

- Control PD+:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + M(q) \ddot{q}_d + C(q, \dot{q}) \dot{q}_d + g(q) \quad (4.3.5)$$

- Control PD con compensación:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + M(q) [\ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q}) [\dot{q}_d + \Lambda \tilde{q}] + g(q) \quad (4.3.6)$$

$\Lambda$  se define de la siguiente manera

$$\Lambda = K_v^{-1} K_p$$

- Control PD con precompensación:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + M(q_d) \ddot{q}_d + C(q_d, \dot{q}_d) \dot{q}_d + g(q_d) \quad (4.3.7)$$

- Control PID par-calculado:

$$\tau = M(q) [\ddot{q}_d + K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + K_i \int \tilde{q}] + C(q, \dot{q}) \dot{q} + g(q) \quad (4.3.8)$$

A continuación se presentan los diagramas de cada ley de control y su respectiva ecuación de lazo cerrado:

La Figura 4.18 muestra el diagrama de bloque correspondiente al control por par-calculado.

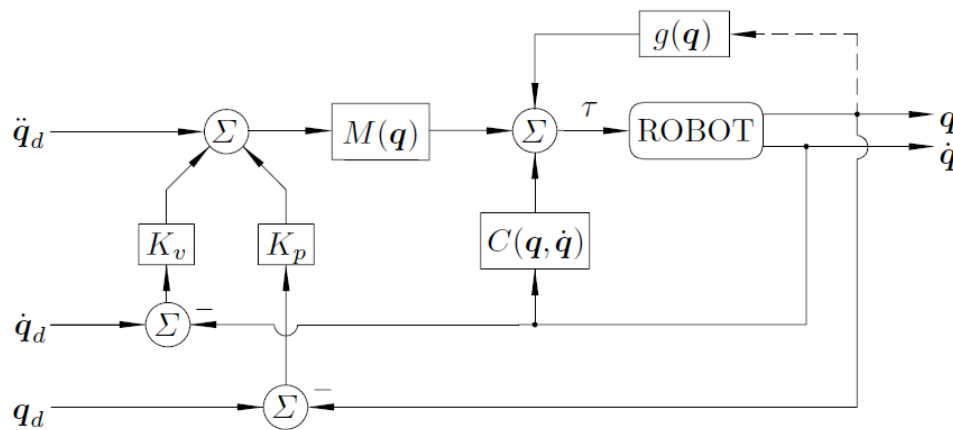


Figura 4.18: Diagrama del control por par-calculado [96].

La ecuación que gobierna el comportamiento en lazo cerrado del control por par-calculado se obtiene sustituyendo la acción de control  $\tau$  de la ley de control (4.3.4) en la ecuación del modelo del robot (4.3.1):

$$M(q) \ddot{q} = M(q) [\ddot{q}_d + K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}}]. \quad (4.3.9)$$

La Figura 4.19 muestra el diagrama de bloque correspondiente al control PD+.

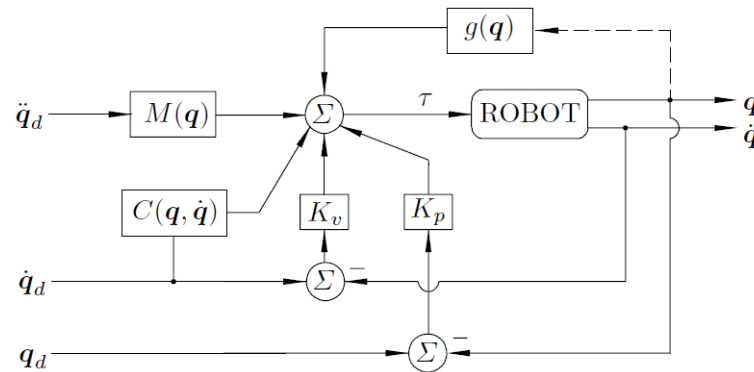


Figura 4.19: Diagrama del control PD+ [96].

El lazo cerrado del control PD+ se obtiene sustituyendo la acción de control  $\tau$  de la ley de control (4.3.5) en la ecuación del modelo del robot (4.3.1):

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} = -K_p\tilde{q} - K_v\dot{\tilde{q}} \quad (4.3.10)$$

La Figura 4.20 muestra el diagrama de bloque correspondiente al control PD con compensación.

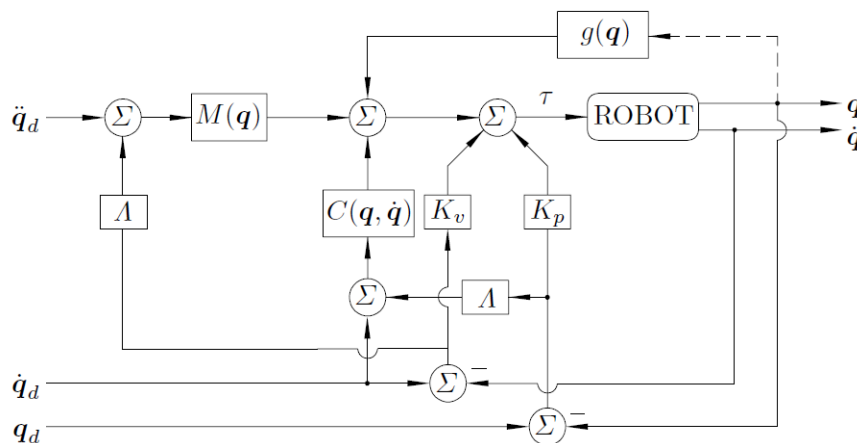


Figura 4.20: Diagrama del control PD con compensación [96].

El lazo cerrado del control PD con compensación se obtiene sustituyendo la acción de control  $\tau$  de la ley de control (4.3.6) en la ecuación del modelo del robot (4.3.1):

$$M(q)[\ddot{q} + \Lambda\dot{q}] + C(q, \dot{q})[\dot{q} + \Lambda\tilde{q}] = -K_p\tilde{q} - K_v\dot{\tilde{q}} \quad (4.3.11)$$

La Figura 4.21 muestra el diagrama de bloque correspondiente al control PD con precompensación.

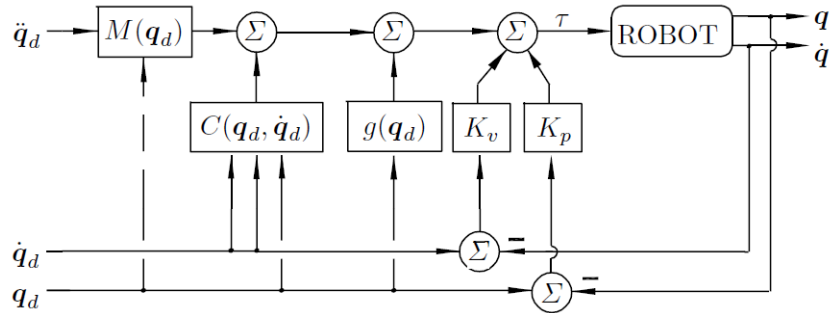


Figura 4.21: Diagrama del control PD con precompensación [96].

El lazo cerrado del control PD con precompensación se obtiene sustituyendo la acción de control  $\tau$  de la ley de control (4.3.7) en la ecuación del modelo del robot (4.3.1):

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = K_p\tilde{q} + K_v\dot{\tilde{q}} + M(q_d)\ddot{q}_d + C(q_d, \dot{q}_d)\dot{q}_d + g(q_d) \quad (4.3.12)$$

La Figura 4.22 muestra el diagrama de bloques del control PID par-calculado.

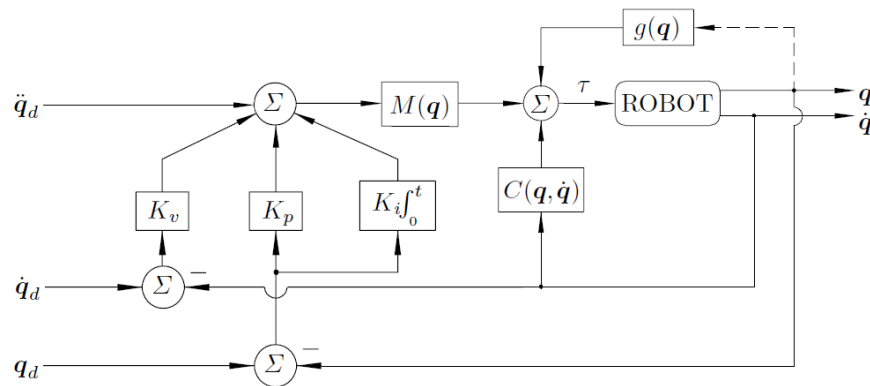


Figura 4.22: Diagrama del control PID par-calculado [74].

El lazo cerrado del control PID par-calculado se obtiene sustituyendo la acción de control  $\tau$  de la ley de control (4.3.8) en la ecuación del modelo del robot (4.3.1):

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = M(q)\left[\ddot{q}_d + K_p\tilde{q} + K_v\dot{\tilde{q}} + K_i\int\tilde{q}\right] + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) \quad (4.3.13)$$

## Sintonización

A continuación se muestra el procedimiento de sintonización de las leyes de control.

### *Control par calculado:*

Debido a que  $M(q)$  es una matriz definida positiva y por lo tanto también invertible, luego la Ecuación (4.3.9) se reduce a:

$$\ddot{\tilde{q}} + K_v \dot{\tilde{q}} + K_p \tilde{q} = 0,$$

la cual a su vez puede expresarse en términos del vector de estado  $[\tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T]^T$  como:

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \dot{\tilde{q}} \\ -K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix}, \\ &= \begin{bmatrix} 0 & I \\ -K_p & -K_v \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.3.14)$$

donde  $I$  es la matriz identidad de dimensión  $n$ . Es importante observar que la ecuación de lazo cerrado (4.3.14) representa una ecuación diferencial lineal y autónoma, cuyo único estado de equilibrio es  $[\tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T]^T \in \mathbb{R}^{2 \times n}$ . La unicidad del equilibrio se debe a que la matriz  $K_p$  es por diseño definida positiva y por lo tanto no singular. Como la ecuación de lazo cerrado (4.3.14) es lineal y autónoma, entonces su solución existe y es única. El análisis de estabilidad del sistema en lazo cerrado puede consultarse en [96]. De acuerdo a ese análisis de estabilidad el punto de equilibrio del sistema en lazo cerrado de la Ecuación 4.3.14, definido en el origen  $[\tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T]^T = 0$ , el cual es asintóticamente estable en forma global, por lo que las siguientes condiciones se cumplen:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{q}(t) = 0$$

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \dot{\tilde{q}}(t) = 0$$

y por lo tanto, esto implica que el objetivo de control de movimiento se verifica. Para fines prácticos, las matrices de diseño  $K_p$  y  $K_v$  pueden ser diagonales, por tanto la ecuación de lazo cerrado (4.3.14) representa un sistema lineal multivariable desacoplado, es decir, el comportamiento dinámico de los errores de posiciones articulares es gobernado por ecuaciones diferenciales lineales de segundo orden, donde cada una de ellas es independiente de las restantes. En este contexto la elección de las matrices  $K_p$  y  $K_v$  puede hacerse específicamente como:

$$\begin{aligned} K_p &= \text{diag} \{w_1^2, \dots, w_n^2\}, \\ K_v &= \text{diag} \{2w_1, \dots, 2w_n\}. \end{aligned}$$

Con esta elección, cada unión responde igual que un sistema lineal de segundo orden críticamente amortiguado con ancho de banda  $w_i$ . El ancho de banda  $w_i$  determina la velocidad de respuesta de la unión y, en consecuencia, la tasa de decaimiento exponencial de los errores  $\tilde{q}(t)$  y  $\dot{\tilde{q}}(t)$ .

**Control PD+:**

La ecuación de lazo cerrado 4.3.10 puede expresarse en términos del estado  $\begin{bmatrix} \tilde{q}^T & \dot{\tilde{q}}^T \end{bmatrix}^T$  como:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M(q_d - \tilde{q})^{-1} [-K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - C(q_d - \tilde{q}, \dot{q}_d - \dot{\tilde{q}}) \dot{\tilde{q}}] \end{bmatrix} \quad (4.3.15)$$

Esta ecuación diferencial es no lineal y no autónoma. Esta última propiedad se debe a que la ecuación depende explícitamente de las funciones del tiempo  $q_d(t)$  y  $\dot{q}_d(t)$ . Cabe constatar además que la ecuación de lazo cerrado tiene como único estado de equilibrio en el origen  $\begin{bmatrix} \tilde{q}^T & \dot{\tilde{q}}^T \end{bmatrix}^T = 0$ , el cual es globalmente, asintóticamente estable. Por lo tanto, si  $q(0) = q_d(0)$  y  $\dot{q}(0) = \dot{q}_d(0)$ , entonces  $q(t) = q_d(t)$  y  $\dot{q}(t) = \dot{q}_d(t)$  para todo  $t \geq 0$ . Nótese que lo anterior se concluye exclusivamente a partir del concepto de equilibrio sin necesidad de invocar a ningún otro análisis. Sin embargo, para obtener conclusiones en el caso de  $q(0) \neq q_d(0)$  o  $\dot{q}(0) \neq \dot{q}_d(0)$  es necesario proceder al análisis de estabilidad del equilibrio. Para analizar el análisis de la estabilidad en el origen puede consultarse directamente [96].

De acuerdo al análisis de estabilidad de la ley de control PD+ presentado en [96], se puede concluir que para cualquier selección de las matrices simétricas definidas positivas  $K_p$  y  $K_v$ , el origen de la ecuación del sistema en lazo cerrado 4.3.10 es globalmente asintóticamente estable. Por lo tanto, el control PD+ satisface el objetivo de control de movimiento en forma global. En consecuencia, para cualquier error inicial de posición  $\tilde{q}(0) \in \mathbb{R}^n$  y de velocidad  $\dot{\tilde{q}}(0) \in \mathbb{R}^n$ , se tiene que  $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{q}(t) = 0$ .

**Control PD con compensación:**

La Ecuación 4.3.11 puede expresarse en términos del vector de estado  $\begin{bmatrix} \tilde{q}^T & \dot{\tilde{q}}^T \end{bmatrix}^T$  como:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M(q)^{-1} [-K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - C(q, \dot{q}) [\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}]] - \Lambda \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} \quad (4.3.16)$$

siendo ésta una ecuación diferencial no autónoma y el origen  $\begin{bmatrix} \tilde{q}^T & \dot{\tilde{q}}^T \end{bmatrix}^T = [0 \ 0]^T$  un punto de equilibrio. El análisis de estabilidad punto de equilibrio en el origen puede consultarse en [96].

De acuerdo al análisis presentado en [96] sobre la estabilidad de esta ley de control, puede concluir que para cualquier selección de las matrices simétricas definidas positivas  $K_p$  y  $K_v$ , el origen de la ecuación de lazo cerrado del control de robots mediante control PD con compensación expresada en términos del vector de estado  $[\tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T]^T$ , es globalmente asintóticamente estable. Por lo tanto, el control PD con compensación satisface el objetivo de control de movimiento en forma global. En consecuencia, para cualquier error inicial de posición  $\tilde{q}(0) \in \mathbb{R}^n$  y de velocidad  $\dot{\tilde{q}}(0) \in \mathbb{R}^n$ , se tiene que  $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{q}(t) = 0$ .

### **Control PD con precompensación:**

Primeramente es de suponerse que los eslabones del robot están unidos por articulaciones rotacionales y que las cotas máximas de las normas de velocidad y aceleración deseadas, denotadas por  $\|\dot{q}_d\|_M$  y  $\|\ddot{q}_d\|_M$  son conocidas.

Entonces, la ecuación de lazo cerrado (4.3.12) puede expresarse en términos del vector de estado  $[\tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T]^T$  como:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\tilde{q}} \\ M(q)^{-1} [-K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - C(q, \dot{q}) \dot{\tilde{q}} - h(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}})] \end{bmatrix} \quad (4.3.17)$$

donde  $h(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}})$  es la llamada dinámica residual, dada por:

$$h(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = [M(q_d) - M(q)] \ddot{q}_d + [C(q_d, \dot{q}_d) - C(q, \dot{q})] \dot{q} - g(q) \quad (4.3.18)$$

Es fácil probar que el origen  $[\tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T]^T = [0 \quad 0]^T$  del espacio de estado es un punto de equilibrio, independientemente de las matrices  $K_p$  y  $K_v$ . La demostración del equilibrio único y de la estabilidad global uniformemente asintótica se puede encontrar en [96]. No obstante el buen desempeño de éste no sólo depende de su estructura, sino también a una adecuada selección de las matrices de ganancia. El control PD con precompensación de robots de  $n$  GDL puede, condicionado a usar matrices de diseño  $K_p$  y  $K_v$  suficientemente "grandes", satisfacer el objetivo de control de movimiento en forma global. Partiendo del análisis de estabilidad presentado en [96], se define un procedimiento para la sintonización del controlador PD con precompensación. Este método determina los valores propios mínimos de las matrices simétricas de diseño  $K_p$  y  $K_v$  que garantizan el cumplimiento del objetivo de control de movimiento. La metodología de sintonía se resume de la siguiente forma:

- Obtención del modelo dinámico del robot a ser controlado. Particularmente, determinación de  $M(q)$ ,  $C(q, \dot{q})$  y  $g(q)$ .
- Cálculo de las constantes  $\lambda_{MAX} \{M(q)\}$ ,  $\lambda_{min} \{M(q)\}$ ,  $k_M$ ,  $k'_M$ ,  $k_{C_1}$ ,  $k_{C_2}$ ,  $k'$  y  $k_g$  (ver Tabla 4.3.1)



- Determinación de  $\|\ddot{q}\|_{MAX}$ ,  $\|\dot{q}\|_{MAX}$  a partir de la especificación de la tarea encomendada al robot.
- Cálculo de las constantes  $S_1$  y  $S_2$  dadas respectivamente por:

$$s_1 = [k_g + k_M \|\ddot{q}\|_M + k_{C_2} \|\dot{q}_d\|_M^2],$$

y

$$s_2 = 2 [k' + k'_M \|\ddot{q}\|_M + k_{C_1} \|\dot{q}_d\|_M^2].$$

Obtención de  $k_{h1}$  y  $k_{h2}$  dadas por:

$$k_{h1} \geq k_{C_1} \|\dot{q}_d\|_M;$$

$$k_{h1} \geq \frac{s_2}{\tanh\left(\frac{s_2}{2_1}\right)}$$

- Cálculo de las constantes a y b:

$$a = \frac{1}{2} [\lambda_{MAX} \{K_v\} + k_{C_1} \|\dot{q}_d\|_M + k_{h1}],$$

$$b = \alpha_4 \lambda_{MAX} \{M\} + \alpha_2 k_{C_1},$$

con  $\alpha_2 = \sqrt{n}$ ,  $\lambda_4 = 1$ .

- Seleccionar  $\gamma > 0$  y determinar las matrices de diseño  $k_p$  y  $K_v$  de manera que sus valores propios mínimos satisfagan:

○

$$\lambda_{min} \{K_v\} > k_{h1} + \gamma b,$$

○

$$\lambda_{min} \{K_p\} > \alpha_3 \left[ \frac{[2\gamma\alpha + k_{h2}]^2}{4\gamma[\lambda_{min} \{K_v\} - k_{h1} - \gamma b]} + k_{h2} \right]$$

o

$$\lambda_{\min} \{K_p\} > \gamma^2 \frac{\alpha_1^2 \lambda_{\max}^2 \{M\}}{\lambda_{\min} \{M\}},$$

 con  $\alpha_1 = 1$ ,  $\alpha_3 = 1$ 

Tabla 4.3.1: Cálculo de constantes

$\lambda_{MAX} \{M(q)\}$	$n \left[ \max_{i,j,q}  M_{i,j}(q)  \right]$
$\lambda_{\min} \{M(q)\}$	$n \left[ \min_{i,j,q}  M_{i,j}(q)  \right]$
$k_M$	$n^2 \left[ \max_{i,j,k,q} \left  \frac{\partial M_{i,j}(q)}{\partial q_k} \right  \right]$
$k'_M$	$\lambda_{MAX} \{M(q)\}$
$k_{C_1}$	$n^2 \left[ \max_{i,j,k,q}  C_{k,i,j}(q)  \right]$
$k_{C_2}$	$n^3 \left[ \max_{i,j,k,l,q} \left  \frac{\partial C_{k,i,j}(q)}{\partial q_l} \right  \right]$
$k'$	$\ g(q)\ $
$k_g$	$n \left[ \max_{i,j,q} \left  \frac{\partial g_i(q)}{\partial q_j} \right  \right]$

### **Control PID par-calculado:**

La acción integral del controlador PID Par-calculado (4.3.8) introduce una variable de estado adicional que aquí será denotada por  $\xi$  cuya derivada temporal es  $\dot{\xi} = \tilde{q}$ . La ley de control PID Par-calculado puede expresarse por medio de las dos ecuaciones siguientes:

$$\begin{aligned} \dot{\xi} &= \tilde{q} \\ u &= -K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - K_i \xi \end{aligned}$$

Esta ley de control es conveniente describirla definiendo los estados como  $\left[ \tilde{\xi}^T \quad \tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T \right]^T$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{\xi} \\ \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \\ -K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - K_i \tilde{\xi} \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} 0 & I & 0 \\ 0 & 0 & I \\ -K_i & -K_p & -K_v \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{\xi} \\ \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.3.19)$$

donde  $I$  es la matriz identidad de dimensión  $n$ .

Es importante observar que la ecuación de lazo cerrado (4.3.19) representa una ecuación diferencial lineal y autónoma, cuyo único punto de equilibrio es  $[\tilde{\xi}^T \quad \tilde{q}^T \quad \dot{\tilde{q}}^T]^T = [0 \quad 0 \quad 0]^T$ . Como la ecuación de lazo cerrado (4.3.19) es lineal y autónoma, la sintonización es relativamente sencilla [74].

El polinomio característico de lazo cerrado es:

$$\Delta c(s) = |s^3 I + K_v s^2 + K_p s + K_i|. \quad (4.3.20)$$

Selección de ganancias de control

$$K_v = \text{diag} \{k_{v_i}\}, \quad K_p = \text{diag} \{k_{p_i}\}, \quad K_i = \text{diag} \{k_{i_i}\} \quad (4.3.21)$$

dando

$$\Delta c(s) = \prod_{i=1}^n (s^3 + K_{v_i} s^2 + K_{p_i} s + K_{i_i}). \quad (4.3.22)$$

Mediante el uso de la prueba de Routh-Hurwitz se puede encontrar que para la estabilidad de lazo cerrado se requiere que:

$$k_{i_i} < K_{v_i} K_{p_i} \quad (4.3.23)$$

esto es que la ganancia integral no debe ser tan grande [74].

### 4.3.1 Generación de Trayectoria

En las leyes de control anteriormente mostradas requieren de  $q_d$ ,  $\dot{q}_d$  y  $\ddot{q}_d$  siendo posición, velocidad y aceleración deseada, correspondientemente. De modo que, para asegurar que la trayectoria que une los puntos que debe satisfacer la articulación considerada presente continuidad en velocidad y aceleración, se recurre a utilizar la interpolación cúbica partiendo de los datos presentados en la sección anterior. Tomando los puntos de muestreo que se tienen, se pretende obtener una trayectoria, para ello se interpolan los puntos articulares, generando para cada variable articular una expresión que pase por ellos de modo que, sea una trayectoria realizable de manera suave.

Al implementar la interpolación cubica se consigue una trayectoria compuesta por una serie de polinomios cúbicos, cada uno válido entre dos puntos consecutivos, estando este conjunto de polinomios concatenado [70]. La expresión de la trayectoria que une dos puntos adyacentes ( $q^{i-1} - q^i$ ) es:

$$q(t) = a + b(t - t^{i-1}) + c(t - t^{i-1})^2 + d(t - t^{i-1})^3 \quad (4.3.24)$$

$$t^{i-1} < t < t^i$$

donde  $a = q^{i-1}$ ,  $b = \dot{q}^{i-1}$ ,  $c = \frac{3}{T^2}(q^i - q^{i-1}) - \frac{2}{T}\dot{q}^{i-1} - \frac{1}{T}\dot{q}^i$ ,  $d = -\frac{2}{T^3}(q^i - q^{i-1}) + \frac{1}{T^2}(\dot{q}^{i-1} - \dot{q}^i)$  y  $T = t^i - t^{i-1}$

Para poder calcular los valores de los coeficientes del polinomio cúbico de la Ecuación (4.3.24) es preciso conocer los valores de velocidad de paso  $q^i$ . Para ello se emplea los siguientes criterios siendo una selección de sencilla realización y da como resultado una continuidad razonable en la velocidad:

$$\dot{q}^i = \begin{cases} 0 & \text{Si } \text{signo}(q^i - q^{i-1}) \neq \text{signo}(q^{i+1} - q^i) \\ \frac{1}{2} \left[ \frac{q^{i+1} - q^i}{t^{i+1} - t^i} + \frac{q^i - q^{i-1}}{t^i - t^{i-1}} \right] & \text{Si } \text{signo}(q^i - q^{i-1}) = \text{signo}(q^{i+1} - q^i) \end{cases}$$

Al derivar la Ecuación (4.3.24) se obtiene el polinomio de velocidad deseada entre el punto  $i$  y el punto  $i - 1$  siendo la Ecuación:

$$\dot{q}(t) = b + 2c(t - t^{i-1}) + 3d(t - t^{i-1})^2 \quad (4.3.25)$$

Al derivar dos veces la Ecuación (4.3.24) se obtiene el polinomio de aceleración deseada entre el punto  $i$  y el punto  $i - 1$  siendo la Ecuación:

$$\ddot{q}(t) = 2c + 6d(t - t^{i-1}) \quad (4.3.26)$$

Una vez obtenidos los polinomios para la generación de trayectorias, ecuaciones (4.3.24), (4.3.25) y (4.3.26), se debe realizar una evaluación en cada uno de ellos, de esta manera tener una cantidad mayor de puntos de tal manera que los movimientos de las trayectorias tanto de posición, velocidad y aceleración sean más finos.

En este capítulo se abordó el movimiento de las articulaciones designadas a emular por el exoesqueleto desde el punto cinemático de la marcha humana. Esto con el propósito de conocer las trayectorias articulares que se generan cuando se realiza la locomoción, dado que dichas trayectorias son necesarias como referencia para resolver el problema de control de la dinámica del exoesqueleto que resuelve la reproducción automática de la marcha humana. También se exponen las leyes de control propuestas para implementar en el movimiento del exoesqueleto, así como la interpolación cúbica de manera que generé los datos requeridos por las leyes de control, y obteniendo una mayor cantidad de puntos del movimientos articular que se tienen de referencias, haciendo así más suaves las trayectorias de los grados de libertad en el exoesqueleto. Cabe mencionar que una adecuada implementación de control automático es uno de los puntos primordiales en el diseño de dispositivos robóticos de asistencia, ya que su desempeño resulta directamente reflejado en la naturalidad de los movimientos del exoesqueleto. Por este motivo a continuación se presentan los resultados obtenidos de la implementación de cada ley de control expuesta en este capítulo en el exoesqueleto propuesto en esta tesis a una escala del 48%.

# Capítulo 5

## Simulaciones y resultados

A continuación se explica el diseño de experimentos en simulaciones computacionales del exoesqueleto para la tarea de la marcha humana. Después se presentan los resultados obtenidos al implementar los controladores del capítulo anterior.

### 5.1 Metodología de simulación

La simulación del exoesqueleto propuesto en esta tesis, se realizó de acuerdo a los análisis de cinemática y los modelos dinámicos presentados en el Capítulo 3, en donde se discutió que, para reproducir el ciclo de caminata se requiere hacer el estudio de movimiento en cada una de las fases (apoyo y balanceo) en cada miembro inferior. Requiriendo cuatro controladores para resolver el problema de seguimiento de trayectoria en los miembros inferiores del exoesqueleto. En la Figura 5.1 muestra un diagrama de bloques con los elementos requeridos para resolver el problema de control en uno de los miembros inferiores del exoesqueleto.

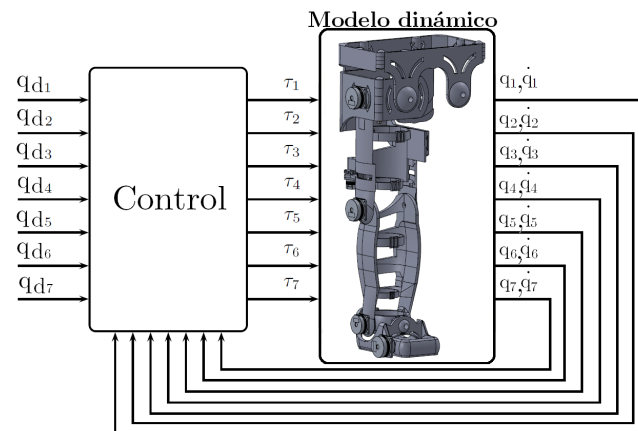


Figura 5.1: Ilustración de implementación de controlador para cada fase del ciclo de caminata.

Las variables  $q_{di}$  con  $i = 1, \dots, 7$  son las referencias articulares a seguir por los siete grados de libertad del exoesqueleto. Estas referencias de trayectoria angular de los grados de libertad del exoesqueleto son las mostradas en el Capítulo 4, de acuerdo a los movimientos realizados en la marcha humana, cuyos valores numéricos son tomadas de estudios de la caminata de personas sanas. La señal de control,  $\tau_i$  con  $i = 1, \dots, 7$ , es el par articular requerido por el exoesqueleto.  $q_i$  y  $\dot{q}_i$  es la posición angular y velocidad angular instantáneas, respectivamente, ambas dependientes de los torques  $\tau_i$ . Con la finalidad de establecer un marco de referencia del sentido en el que se realizan los movimientos angulares durante las simulaciones, en la Figura 5.2 se muestra un esquema ilustrativo del sentido de movimiento en los tres planos anatómicos de cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

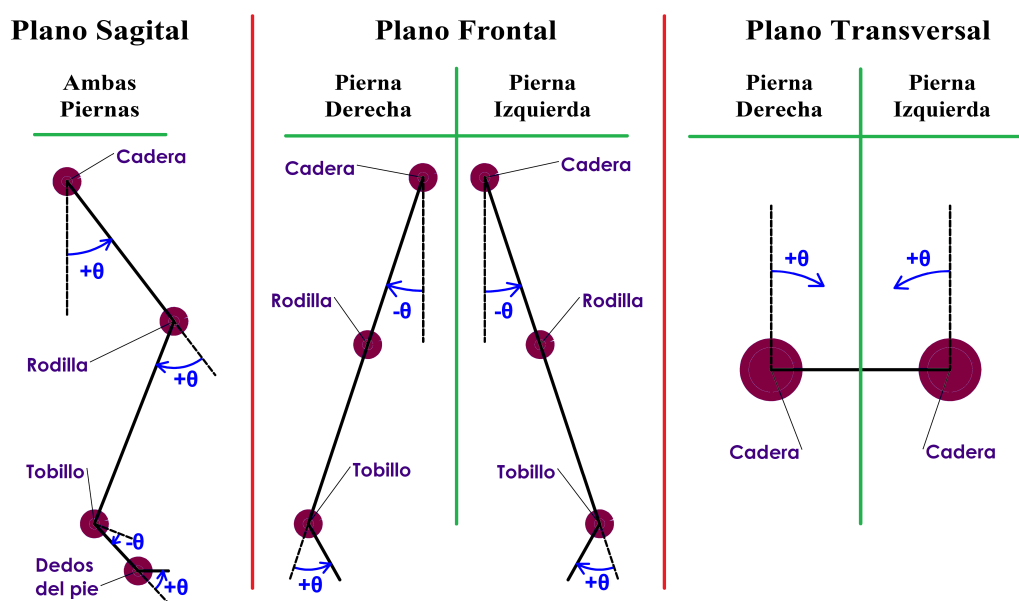


Figura 5.2: Marco de referencia para establecer el sentido de movimiento de las articulaciones del exoesqueleto en los tres planos anatómicos.

De acuerdo con el análisis cinemático, el movimiento de las articulaciones del exoesqueleto es relativo a los sistemas coordenados definidos desde la trama inicial hasta el efector final. Debido a que la deducción del modelo dinámico depende del análisis cinemático planteado, es necesario ajustar los datos de las gráficas de referencia en el sentido de giro definido en la Figura 5.2. Para claridad en la presentación de los resultados de esta tesis, los datos experimentales usados como curvas de referencia reportados en [86] se presentan en el Apéndice B.1. La diferencia entre estos datos y los originales, fue un cambio en el signo de la magnitud del ángulo, en función del marco de referencia definido en el análisis cinemático. Una síntesis de este cambio de signo para cumplir con el sentido de los movimientos se muestra en la Tabla 5.1.1, en donde se muestra el signo de la curva de datos para la trayectoria de movimiento de cada articulación en cada plano anatómico (sagital (PS), frontal (PF) y transversal (PT)), en cada fase del ciclo de caminata por cada pierna, esto es: pierna derecha en fase de apoyo (PDA), pierna derecha en balanceo (PDB), pierna izquierda apoyo (PIA) y pierna izquierda en balanceo (PIB).

Articulación (Plano anatómico)	PDA	PDB	PIA	PIB
Dedos del pie (PS)	(-1)	(+1)	(-1)	(+1)
Tobillo (PF)	(-1)	(+1)	(+1)	(-1)
Tobillo (PS)	(-1)	(+1)	(-1)	(+1)
Rodilla (PS)	(+1)	(-1)	(+1)	(-1)
Cadera (PT)	(-1)	(+1)	(+1)	(-1)
Cadera (PS)	(-1)	(+1)	(-1)	(+1)
Cadera (PF)	(-1)	(+1)	(+1)	(-1)

Tabla 5.1.1: Tabla de signos de datos de curvas de referencia para cumplir con el sentido del movimiento definido en el análisis cinemático.

El objetivo del control de movimiento en el espacio articular es hacer que las articulaciones  $q_i$  del exoesqueleto realicen el seguimiento de trayectoria de un conjunto de funciones de tiempo de posición deseadas  $q_{d_i}$ .

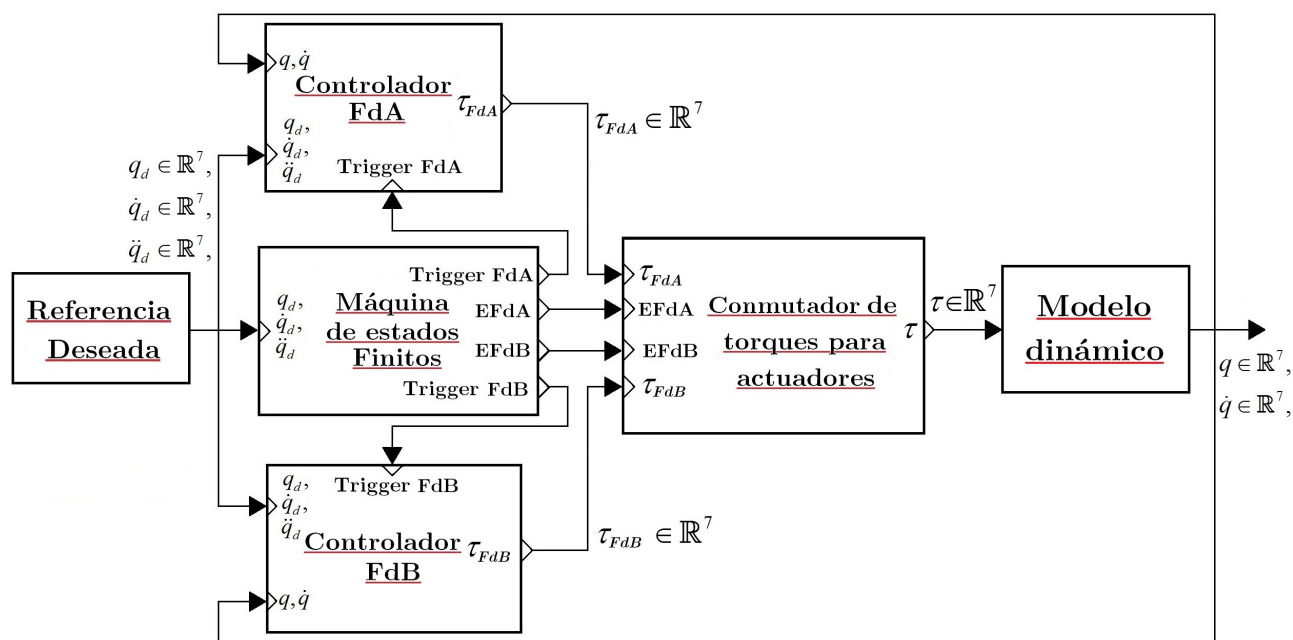


Figura 5.3: Esquemático de implementación de control en cada pierna en el ciclo de caminata.

Con la finalidad de resolverlo numéricamente, se realizó un esquema de selección de modelos dinámicos y controladores para resolver en cada fase del ciclo de caminata: fase de apoyo (FdA) y fase de balanceo (FdB). En la Figura 5.3 se muestra que, dependiendo de la fase en la que se encuentra las trayectorias de referencia ( $q_d$ ), el sistema selecciona entre el controlador FdA o



FdB. Esta selección se realiza mediante un algoritmo de máquina de estados finitos, herramienta lógica que, de acuerdo con sus datos de entrada (en este caso, las señales de referencia) selecciona un bloque de operación (controladores) mediante una salida activa (trigger).

Las otras dos son salidas lógicas que definen el estado en que se encuentra FdA (EFdA) y FdB (EFdB), 1 indica que la pierna se encuentra en esta fase ó 0 para indicar lo contrario. Conforme a [84], por cada ciclo de la marcha, en la pierna derecha conmuta de la fase FdA a la fase FdB al 60% del ciclo, cuando está en 100% del ciclo, conmuta a la fase FdA. En la pierna izquierda el cambio de FdA a FdB ocurre cuando está al 10% del ciclo de la marcha, y de FdB a FdA al 50%. De esta manera, las articulaciones de las piernas del exoesqueleto reciben las señales de par ( $\tau$ ) que permite el desarrolla el movimiento en cada uno de los siete grados de libertad de cada pierna del exoesqueleto.

### 5.1.1 Simulación

La simulación del movimiento del exoesqueleto en la marcha humana de acuerdo con el esquema de la Figura 5.3, se realiza en el Software MATLAB/Simulink<sup>®</sup>. La descripción detallada de los diagramas y subdiagramas de Simulink se pueden observar en el Apéndice C. La obtención de los cuatro modelos dinámicos fue realizada con un algoritmo desarrollado en Software MATLAB<sup>®</sup>, acorde a lo descrito en la Sección 3.2 de esta tesis, donde los valores numéricos fueron obtenidos del exoesqueleto reducido al 48% de su tamaño original, correspondiente al de una persona estándar (1.7 m de estatura, 70 kg de peso). En este capítulo se presenta sólo las tablas de valores numéricos de los parámetros de D-H de la pierna derecha para la FdA (Tabla 5.1.2) y la FdB (Tabla 5.1.3), los valores de las tablas están en grados sexagesimales y centímetros. Las Tablas D-H de valores numéricos para la pierna izquierda se pueden encontrar en el Apéndice B.3.

Articulación $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 + 90$	+0.00039056	+3.01005090	+90
2	$q_2$	-7.15775324	-0.00000910	-90
3	$q_3$	0	+20.15999090	0
4	$q_4 - 90$	+0.02008634	0	-90
5	$q_5$	+19.68348244	+0.35651379	+90
6	$q_6 + 90$	+0.00510375	0	+90
7	$q_7 - 90$	0	+11.14620768	0

Tabla 5.1.2: Parámetros D-H para modelo de pierna derecha (PDA).

Articulación $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 + 90$	0	0	-90
2	$q_2 - 90$	-0.00510375	-0.35651379	-90
3	$q_3$	-19.6834824	0	+90
4	$q_4 + 90$	0	-20.15999090	0
5	$q_5$	-0.02008634	+0.00000910	+90
6	$q_6$	+7.15775324	-3.01005090	-90
7	$q_7 - 90$	0	+4.49722718	0

Tabla 5.1.3: Parámetros D-H para modelo de pierna derecha (PDB).

Los valores numéricos de las masas de cada elemento o conjunto de elementos que conforman un eslabón del exoesqueleto fue estimada usando en software de impresora 3D MakerBot<sup>®</sup> considerando como material el poliacido láctico (PLA) a una densidad del 50%. La masa total y los momentos de inercia de cada eslabón fueron calculados usando el software SolidWorks<sup>®</sup>, la Tabla 5.1.4 muestra las masas de acuerdo a los descrito anteriormente. En el Apéndice B.2 se muestran las matrices de inercia para la FdA y la FdB de los eslabones del exoesqueleto, así como la ilustración de la colocación de las tramas para el análisis cinemático.

Vinculo $i$	Masa(Kg) en FdA	Masa(Kg) en FdB
1	0.10607	0.17855
2	0.04135	0.13421
3	0.16406	0.09288
4	0.09288	0.16406
5	0.13421	0.04135
6	0.17855	0.10607
7	0.27088	0.03566

Tabla 5.1.4: Valores numéricos de las masas de los siete eslabones de la pierna derecha del exoesqueletos para cada fase del ciclo de caminata: FdA y FdB.

La ubicación de los centros de masa de cada eslabón fueron localizados en SolidWorks®, para obtener la coordenada de cada centro de masa  $Cm_i$  en términos de la trama base fue usado lo descrito en la Sección 3.1.1 de esta tesis, por lo tanto es necesario la Tabla de D-H de los centros de masa, considerándolos como los puntos de control o efectores finales, de una cadena cinemática, en donde se coloca la trama final haciendo uso del algoritmo de D-H, con la penúltima trama cinemática correspondiente al  $i$  – ésimo eslabón, en las Tablas 5.1.5 y 5.1.6, se encuentran estos valores D-H, tanto para la FdA y la FdB, los valores de las tablas están en grados sexagesimales y centímetros. Las Tablas D-H de valores numéricos para la ubicación de los centros de masa de la pierna izquierda se pueden encontrar en el Apéndice B.3.

Centro de masa $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 - 1.95510677$	-0.01434978	-5.27321695	0
2	$q_2 - 2.45406215$	-6.37615297	+0.27500767	0
3	$q_3 + 1.50754806$	-0.06368327	+10.58906026	0
4	$q_4 + 27.00541446$	+0.81963709	+ 4.48155977	0
5	$q_5 + 37.60460444$	+11.87153083	-2.32844567	0
6	$q_6 + 49.43695220$	+0.91750777	-2.62696986	0
7	$q_7 - 55.33319376$	-1.84120124	+ 6.77771120	0

Tabla 5.1.5: Centros de masas de PDA.

Centro de masa $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 + 65.43067053$	-1.70827752	-2.19436544	0
2	$q_2 - 15.73644364$	+1.41573436	-8.11614949	0
3	$q_3 + 21.45019775$	-15.69057573	- 2.18640269	0
4	$q_4 + 88.33338220$	-0.08376961	-9.57864786	0
5	$q_5 - 70.63133347$	-0.03186172	+0.82848932	0
6	$q_6 - 0.29841249$	+1.88760601	-2.83018596	0
7	$q_7 - 100.35857835$	-0.00181775	+2.68606328	0

Tabla 5.1.6: Centros de masas de PDB.

La duración de simulación de la marcha humana fue de 3 ciclos de caminata de ocho segundos cada uno, este tiempo se tomo de manera arbitraria siendo aproximadamente seis veces la duración del ciclo de caminata de personas sanas [86], ya que es la simulación de un dispositivo de asistencia para rehabilitación, por lo que requiere ser más lento el movimiento. La configuración inicial del exoesqueleto para la simulación es la presentada como posición inicial de los datos de referencia, es decir, las posición inicial de las piernas usado de manera convencional en el análisis de la caminata humana [84].

### **Características de las herramientas computacionales para la simulación:**

#### 1. Matlab®

- Version 8.5.0.197613 (R2015a).
- 64-bit (win64).
- Version Java, Java 1.7.0\_60-b19 with Oracle Corporation Java HotSpot(TM) 64-Bit Server VM mixed mode.
- Version Date, February 12, 2015.

#### 2. SolidWorks®

- SolidWorks® Premium 2015 × 64 Edition.
- 64-bit (win64).

#### 3. MakerBot® Desktop Beta

- Version, 3.9.2.1357.
- 64-bit (win64).

### **Características del equipo de cómputo:**

- Notebook: MSI GE62 2QD Apache Pro.
- Procesador: Intel(R) Core(TM) i7-5700HQ CPU @ 2.70 GHz.
- Graphics Adapter: NVIDIA GeForce GTX 960M 2048 MB.
- Memoria RAM: 12.0 GB.

A continuación se presentan los resultados obtenidos en la implementación de los controladores descritos en el Capítulo 4. En la Tabla 5.2.14 se presentan los valores de las ganancias para cada controlador implementado, estas constantes fueron elegidas para asegurar estabilidad global uniformemente asintomática en cada sistema de control siguiendo el procedimiento de sintonización descrito en [96]. Los resultados que se muestran a continuación son los obtenidos para la pierna derecha, los resultados de la pierna izquierda se pueden apreciar en el Apéndice B.3. Los valores de cada ganancia son una matriz diagonal.

Tabla 5.1.7: Parámetros de cada uno de los esquemas de control implementados.

CONTROLADOR	FASE APOYO			FASE BALANCEO		
	$K_p$	$K_v$	$K_i$	$K_p$	$K_v$	$K_i$
Control por par-calculado	6600	400	NA	6600	400	NA
Control PD+	2300	1.45	NA	150	0.15	NA
Control PD con compensación	45	0.1	NA	0.5	0.0005	NA
Control PD + feedforward	400	20	NA	1000	1	NA
Control PID	$1.00 \times 10^{+06}$	1800	$1.2816 \times 10^{+09}$	270000	870	250000

## 5.2 Resultados de simulaciones.

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en la simulación de la implementación de cada una de las cinco leyes de control, en los cuatro modelos dinámicos que conforman al exoesqueleto para emular la tarea de la marcha humana de acuerdo a lo descrito en la sección anterior. Los resultado a mostrar son cuatro:

- Error de seguimiento de trayectoria de posición articular.
- Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular.
- Demanda de par virtual requerido.
- Índices de desempeño.

A continuación se muestran los resultados obtenidos en la pierna derecha, los resultados de la pierna izquierda se pueden consultar en la sección B.3.

### 5.2.1 Errores de seguimiento de trayectoria de posición articular de pierna derecha

En las siguientes gráficas se muestran los resultados obtenidos del error de seguimiento de trayectoria de posición definido como:

$$e_i = q_{d_i} - q_i$$

donde  $q_{d_i}$  es la trayectoria de la posición deseada de la articulación  $i$  y  $q_i$  es la posición descrita por la articulación  $i$  en la simulación, con  $i = 1, \dots, 7$ , siendo estas los siete grados de libertad de la pierna. Las gráficas de los errores de posición articular se muestran a continuación:

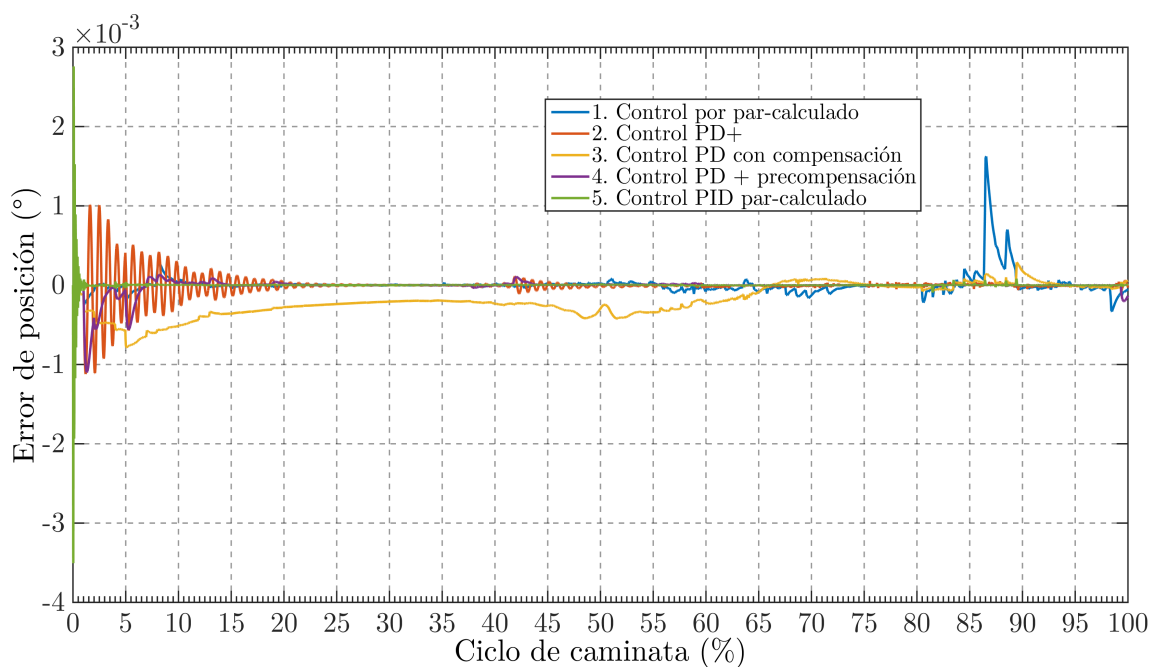


Figura 5.4: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de dedos del pie (PS) de la pierna derecha.

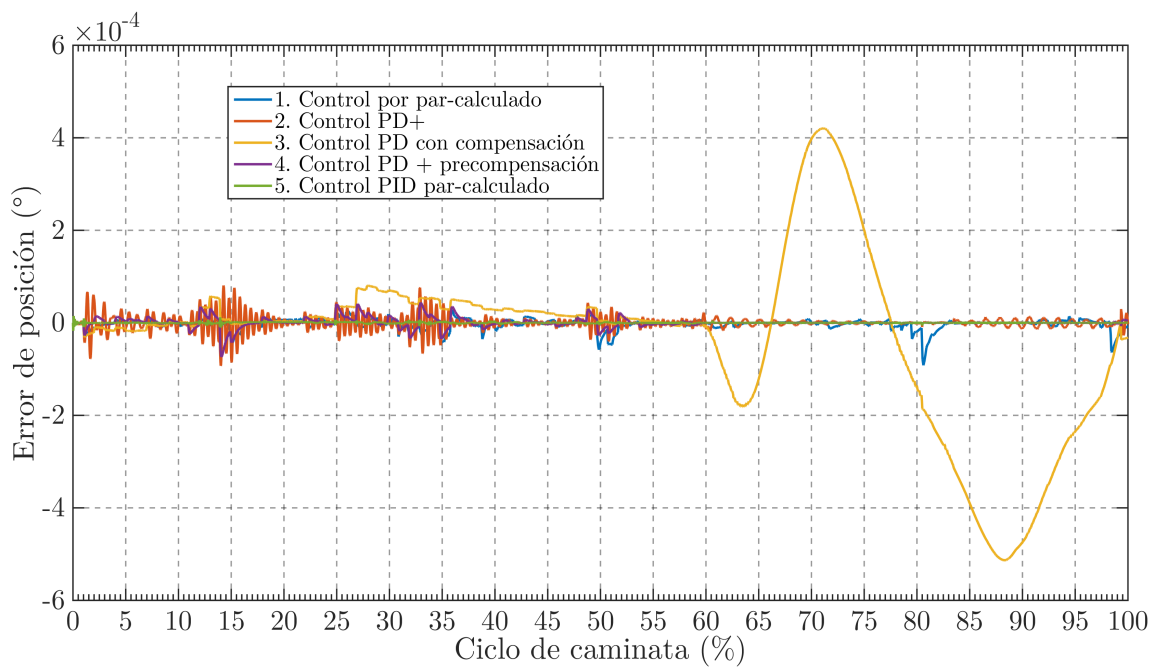


Figura 5.5: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PF) de la pierna derecha.

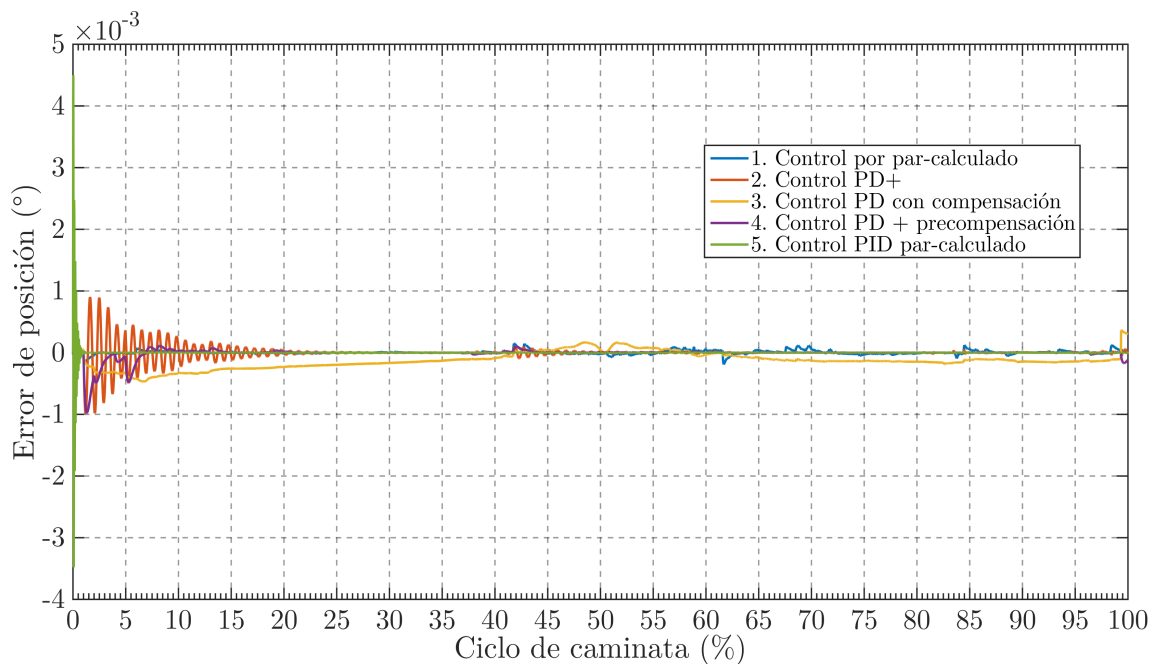


Figura 5.6: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PS) de la pierna derecha.

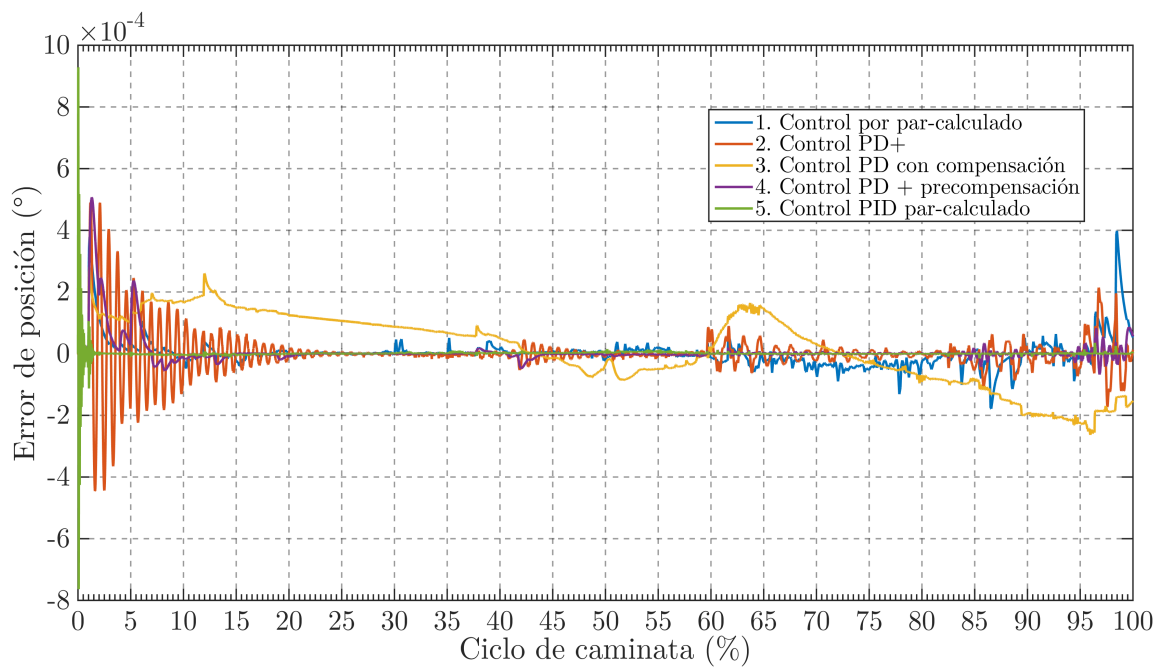


Figura 5.7: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de rodilla (PS) de la pierna derecha.

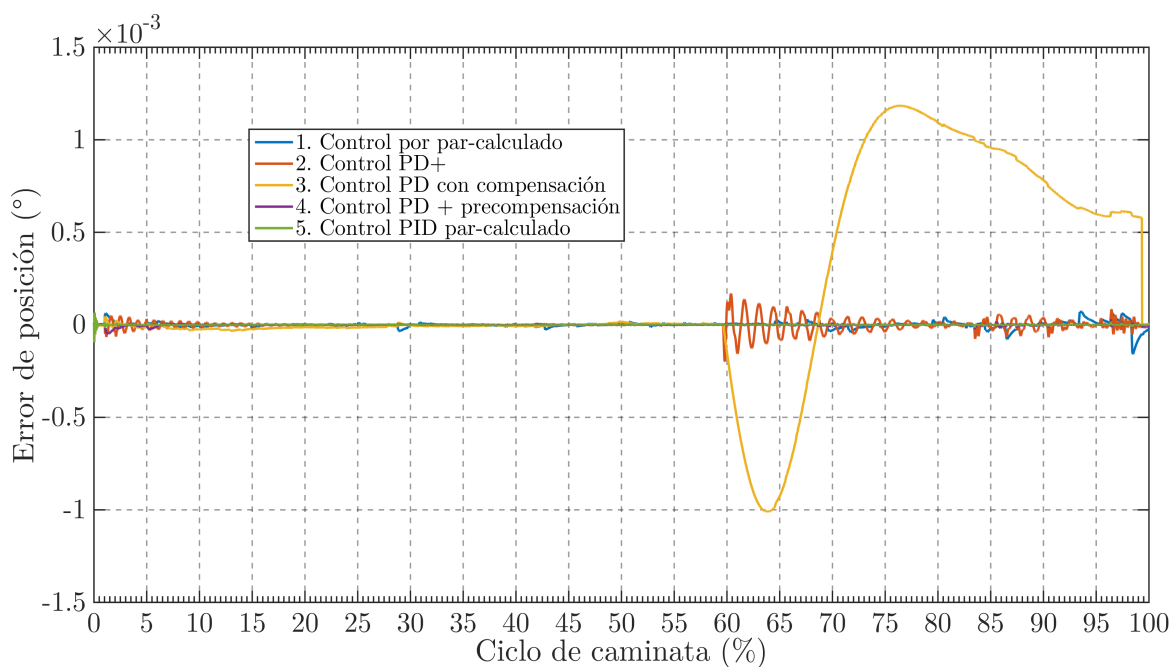


Figura 5.8: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PT) de la pierna derecha.

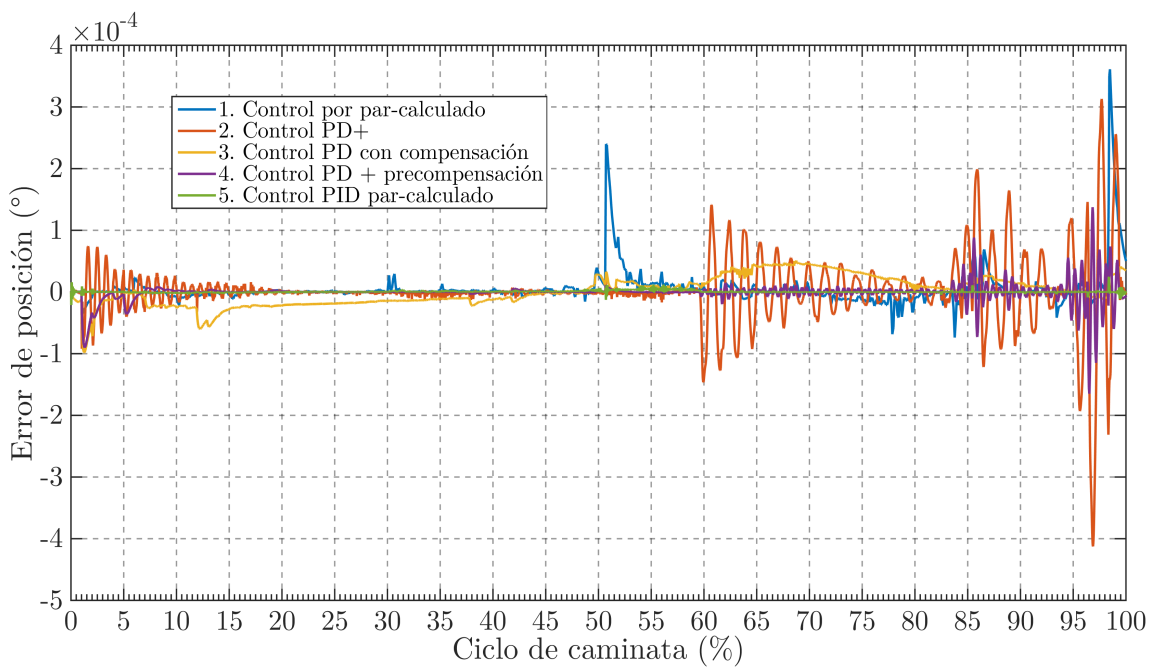


Figura 5.9: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PS) de la pierna derecha.



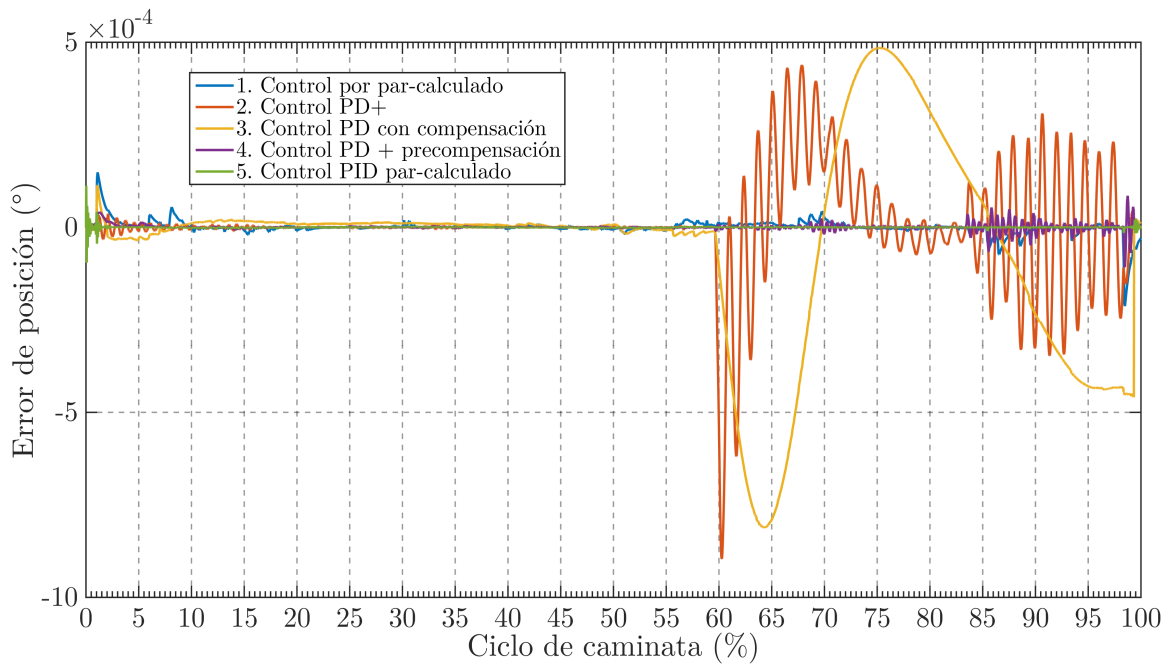


Figura 5.10: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PF) de la pierna derecha.

### 5.2.2 Errores de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de pierna derecha

A continuación se muestran los resultados obtenidos del error de seguimiento de trayectoria de velocidad definido como:

$$\dot{e}_i = \dot{q}_{d_i} - \dot{q}_i$$

donde  $\dot{q}_{d_i}$  es la trayectoria de la velocidad deseada de la articulación  $i$  y  $\dot{q}_i$  es la velocidad descrita por la articulación  $i$  en la simulación, con  $i = 1, \dots, 7$ . Las velocidades deseadas se pueden apreciar en la Figura 5.11, éstas velocidades se obtienen a partir de las trayectorias deseadas presentadas en el Capítulo 4 por medio de la interpolación cúbica.

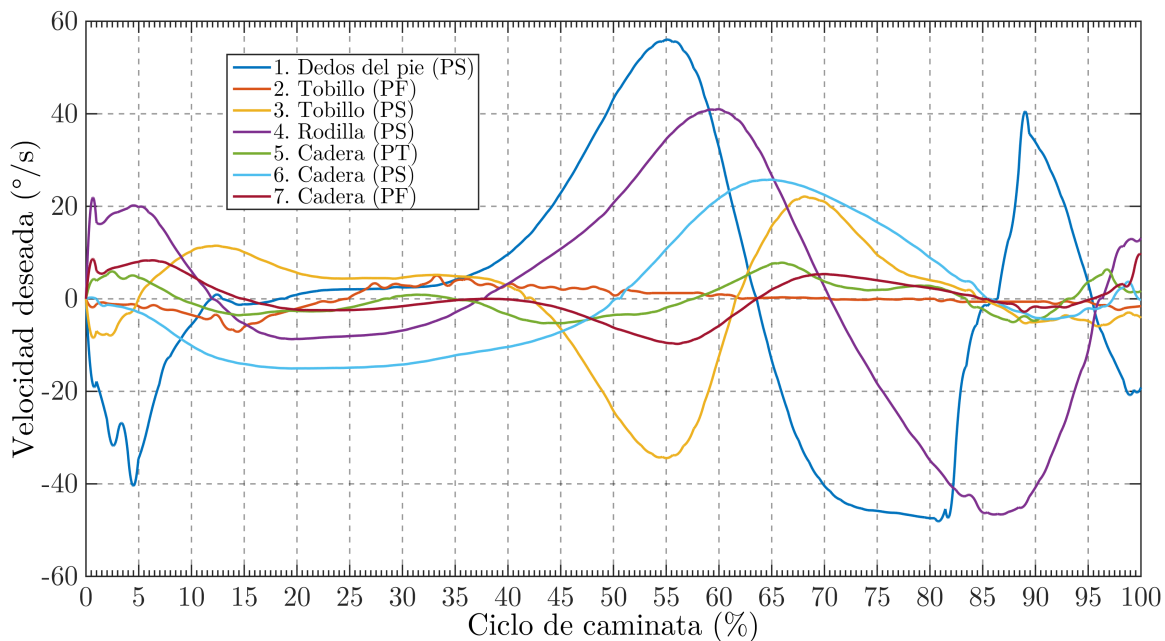


Figura 5.11: Trayectorias de velocidad articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna derecha del exoesqueleto para el ciclo de caminata.

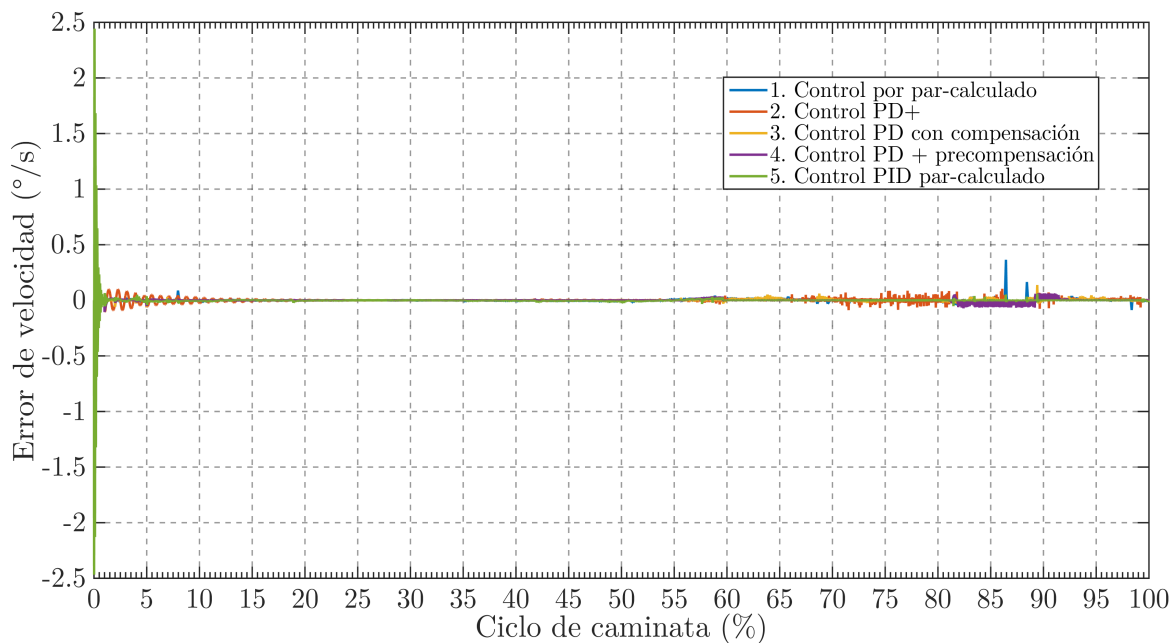


Figura 5.12: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de dedos del pie (PS) de la pierna derecha.

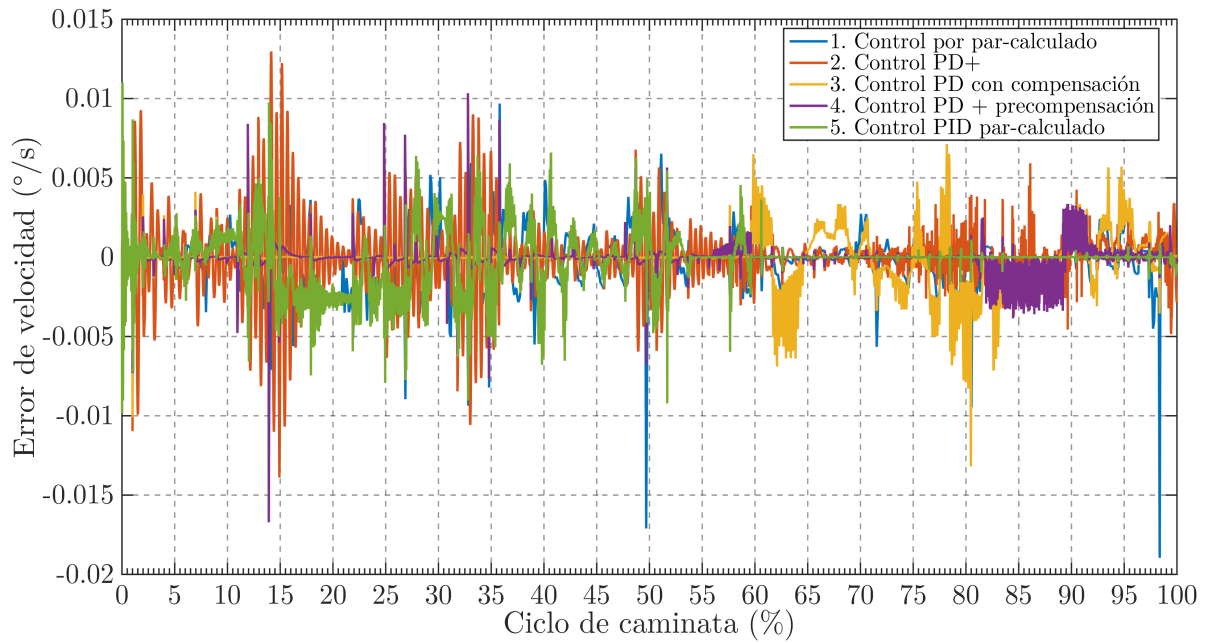


Figura 5.13: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PF) de la pierna derecha.

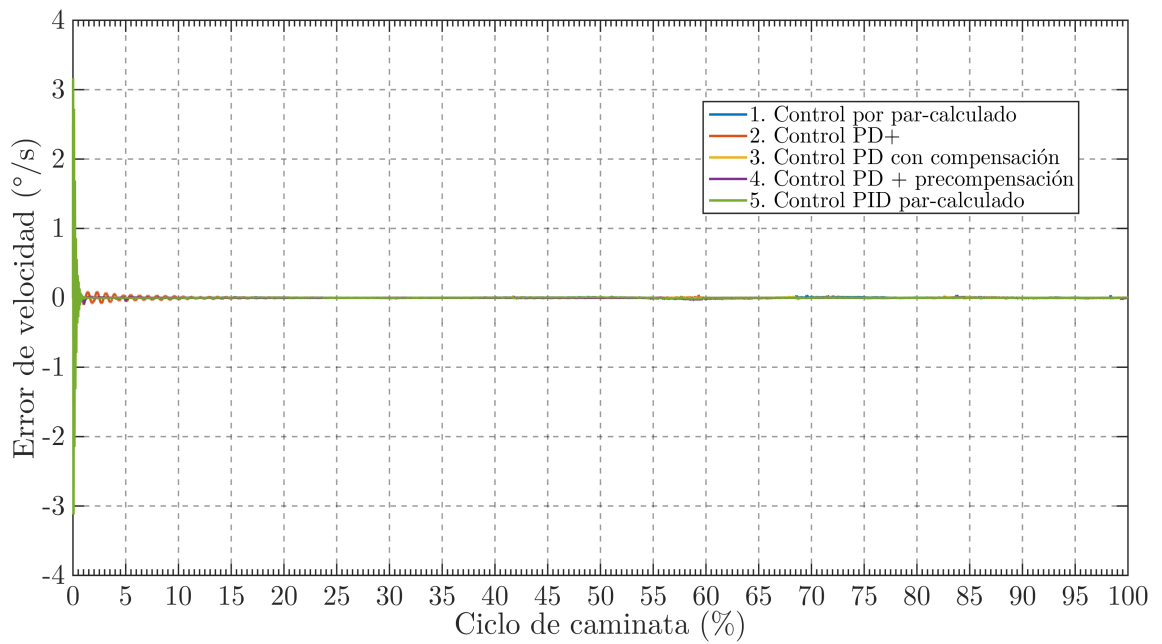


Figura 5.14: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PS) de la pierna derecha.

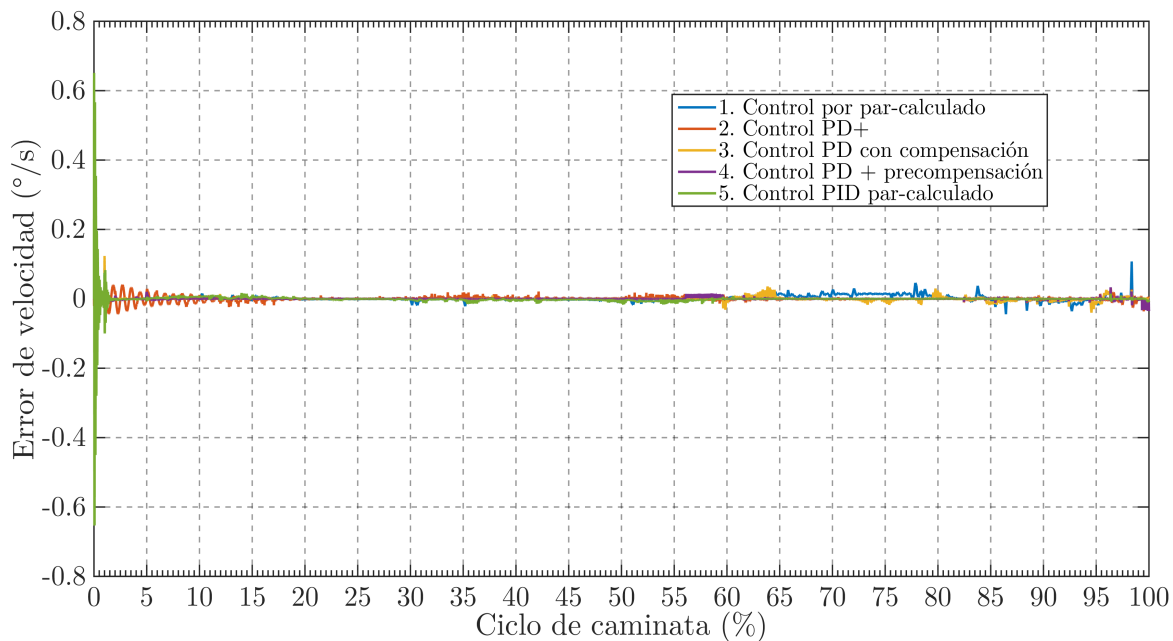


Figura 5.15: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de rodilla (PS) de la pierna derecha.

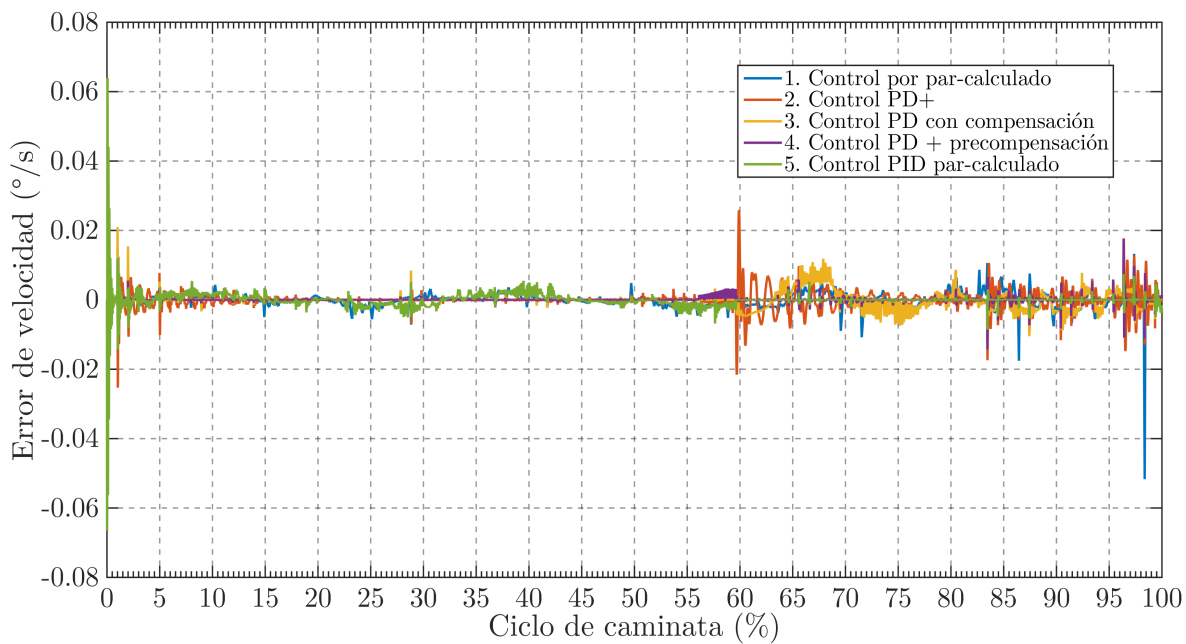


Figura 5.16: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PT) de la pierna derecha.

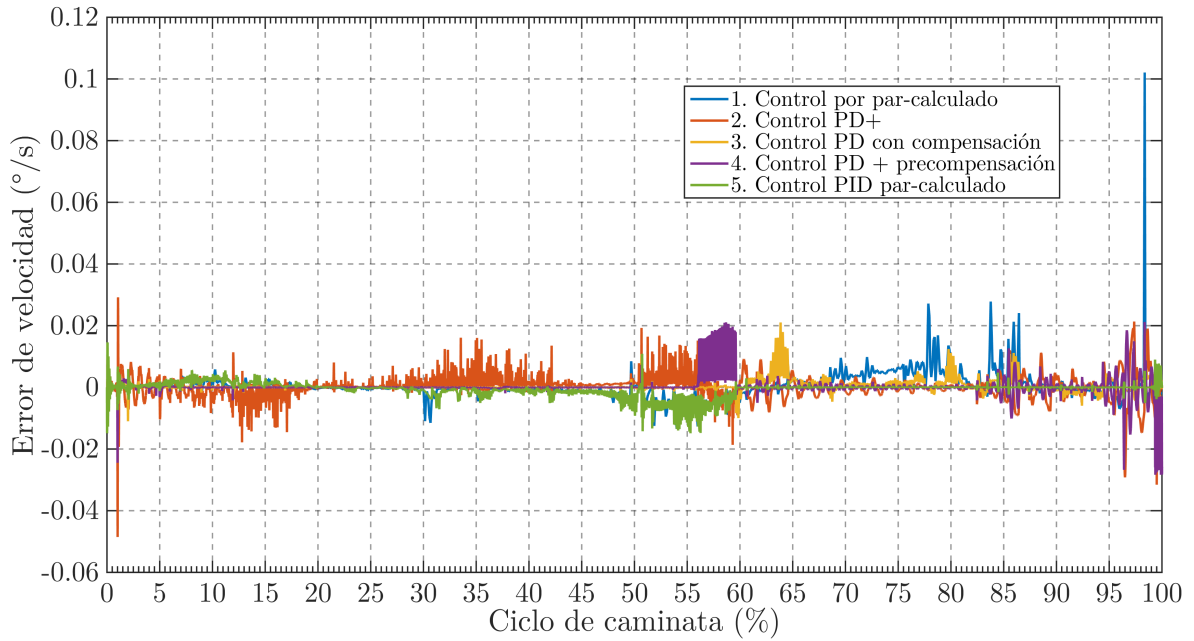


Figura 5.17: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PS) de la pierna derecha.

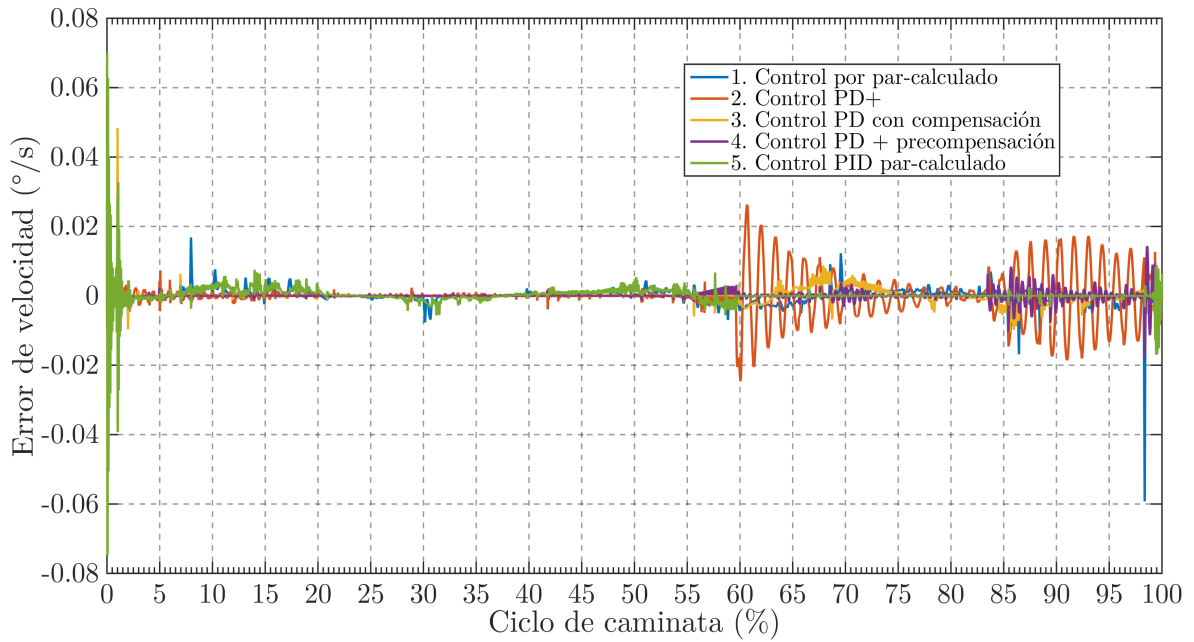


Figura 5.18: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PF) de la pierna derecha.

### 5.2.3 Demanda de par virtual requerido de pierna derecha

Durante la simulación de los diferentes controladores se genera el par virtual necesario para que cada grado de libertad realice el seguimiento de trayectorias de la caminata. El par aporta la información sobre la cantidad de energía requerida para realizar los movimientos articulares del exoesqueleto, y de esta manera estimar el costo energético del exoesqueleto a escala, de acuerdo a cada controlador. Las siguientes figuras (5.19 - 5.25) muestran las curvas comparativas del par requerido por cada esquema de control para resolver el problema de seguimiento de trayectoria.

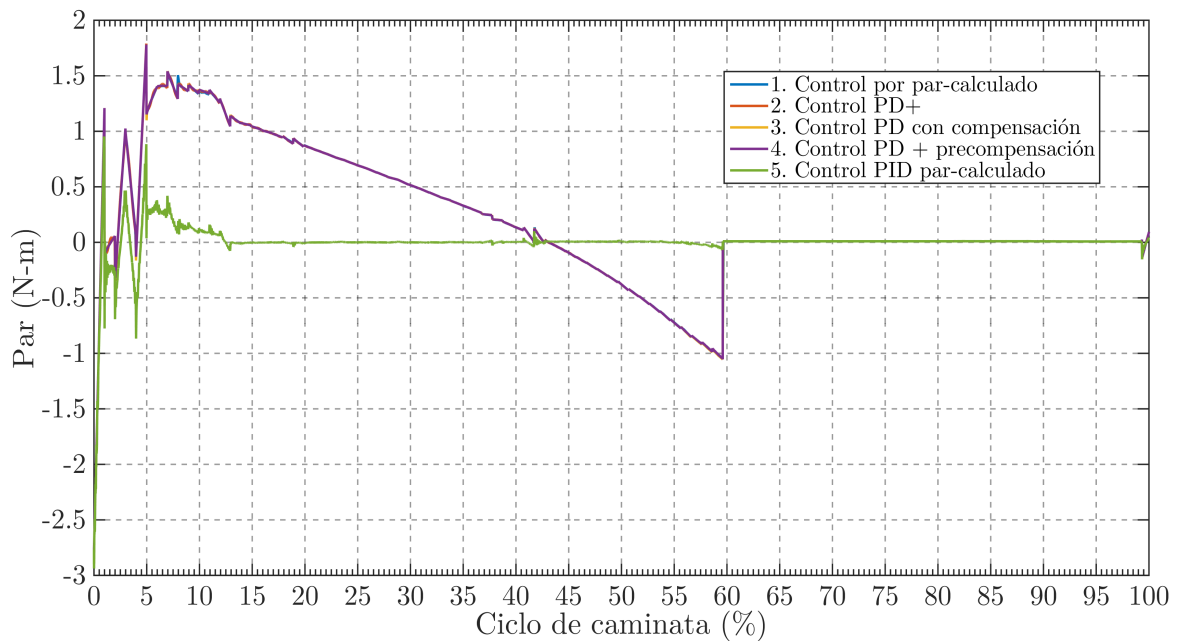


Figura 5.19: Par virtual de articulación dedos del pie (PS) de la pierna derecha.

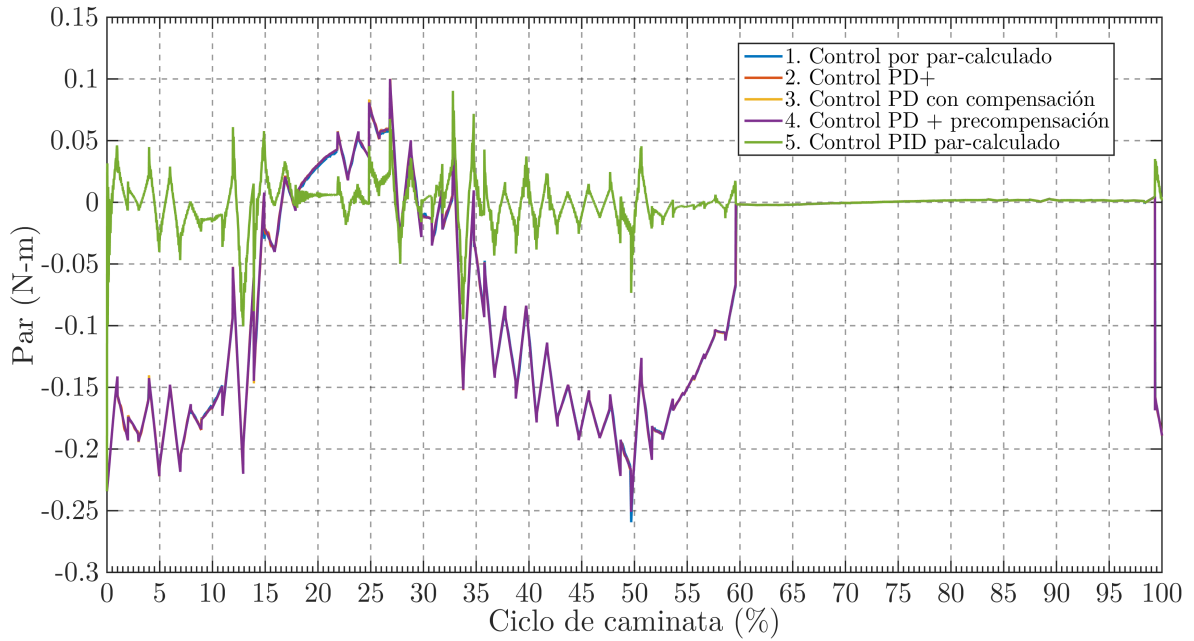


Figura 5.20: Par virtual de articulación tobillo (PF) de la pierna derecha.

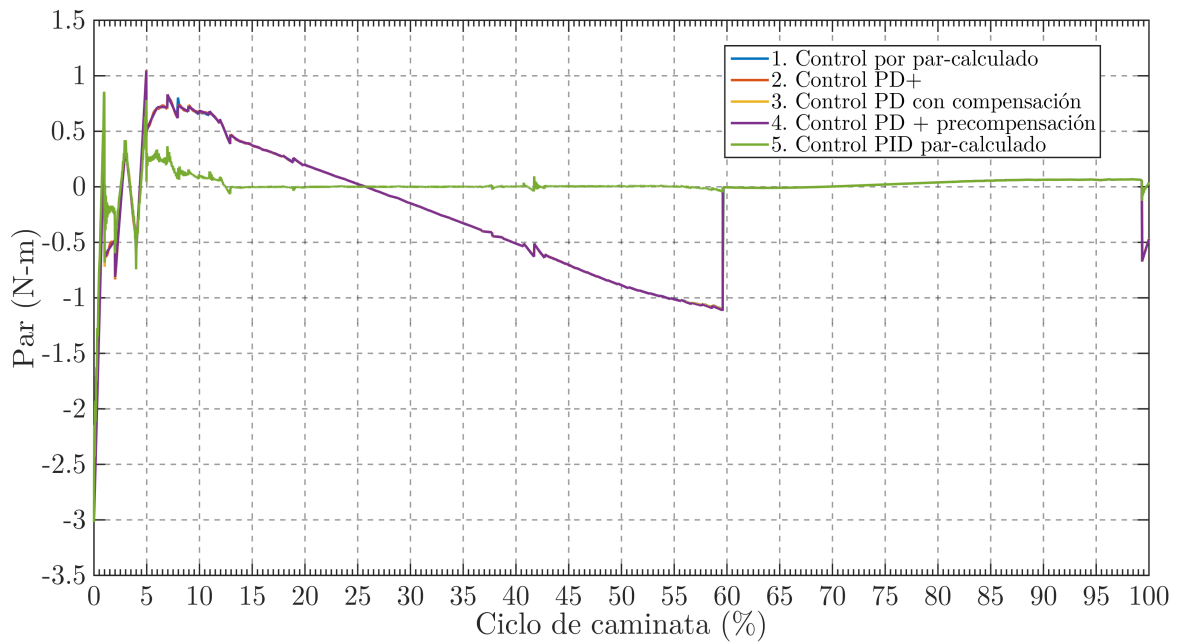


Figura 5.21: Par virtual de articulación tobillo (PS) de la pierna derecha.

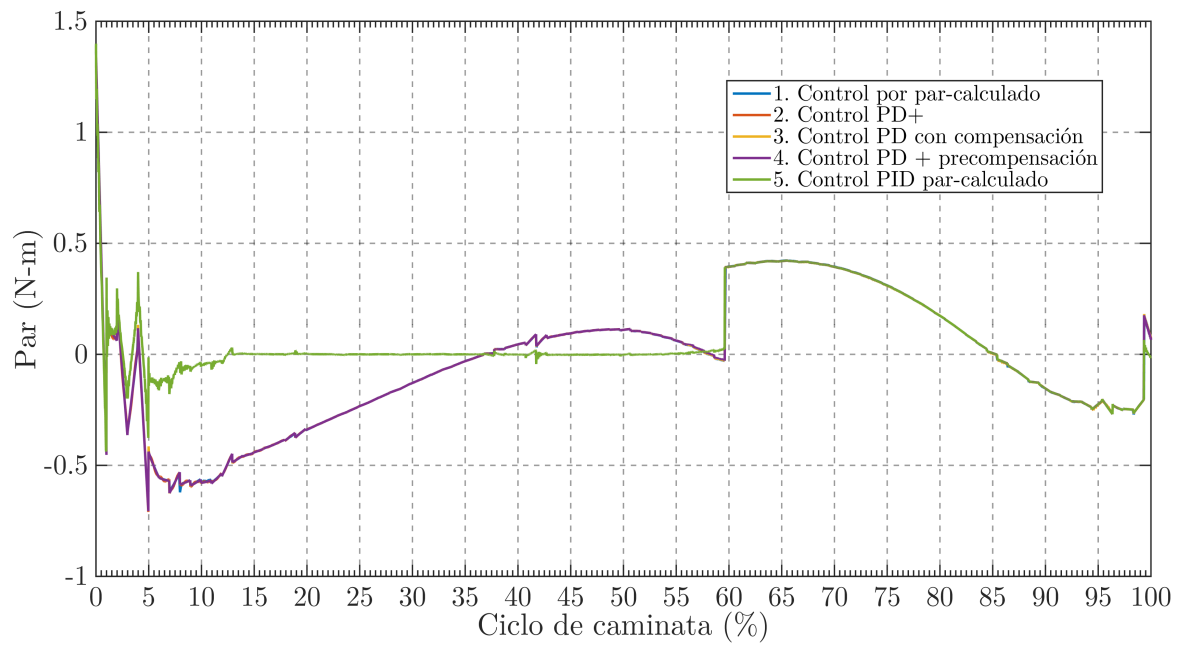


Figura 5.22: Par virtual de articulación rodilla (PS) de la pierna derecha.

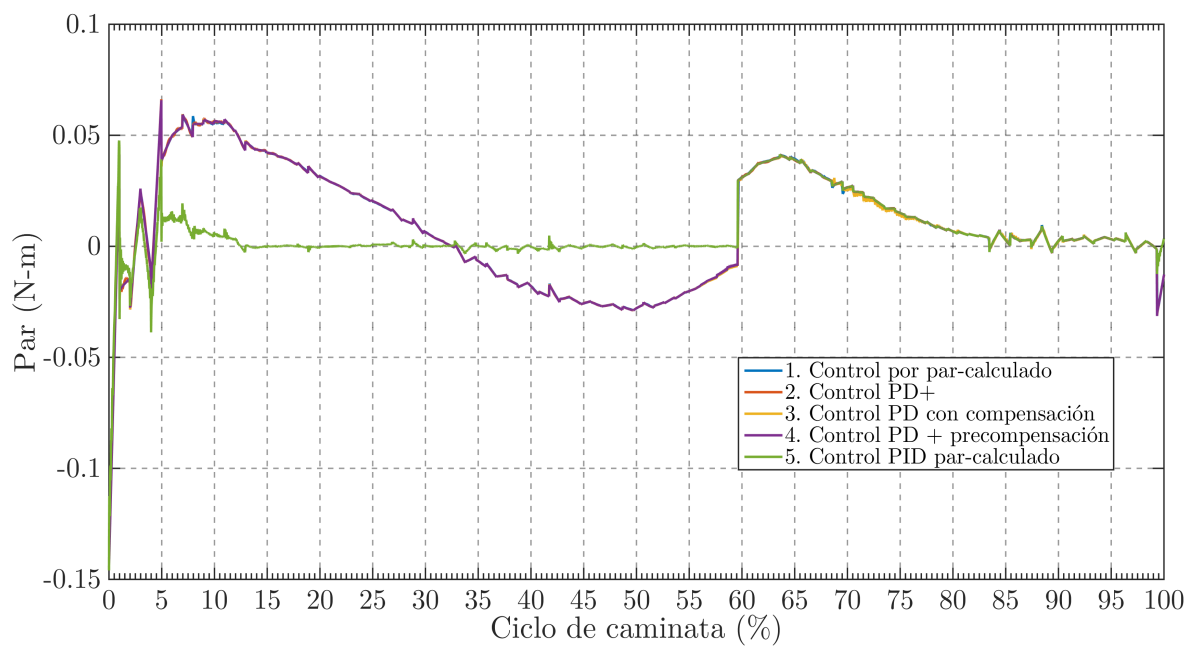


Figura 5.23: Par virtual de articulación cadera (PT) de la pierna derecha.



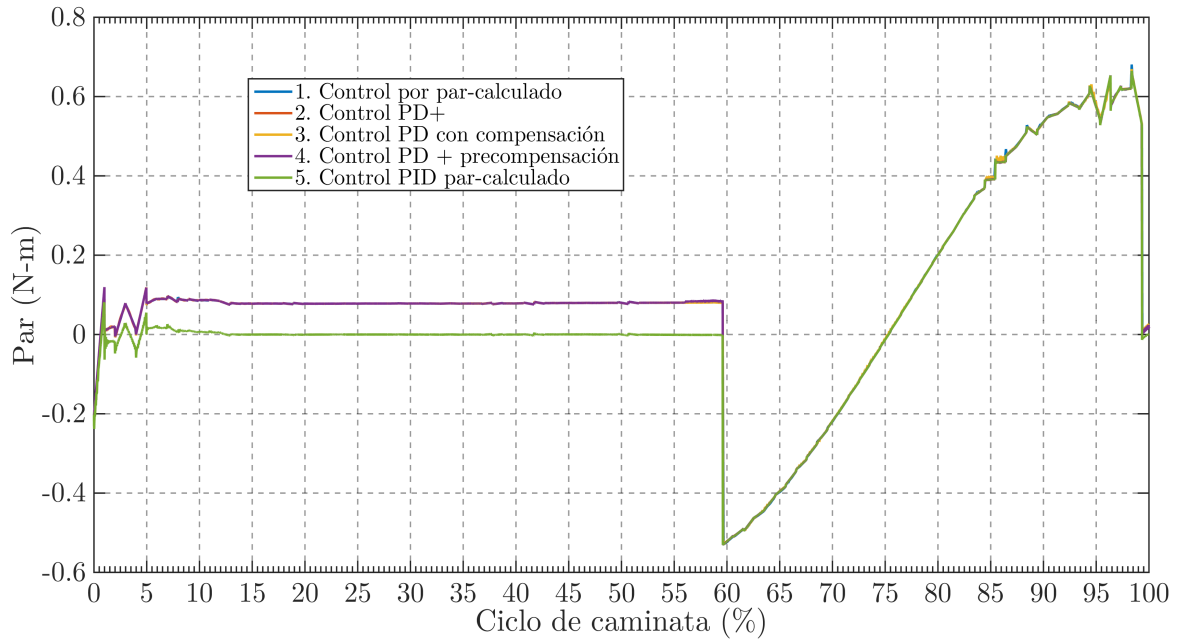


Figura 5.24: Par virtual de articulación cadera (PS) de la pierna derecha.

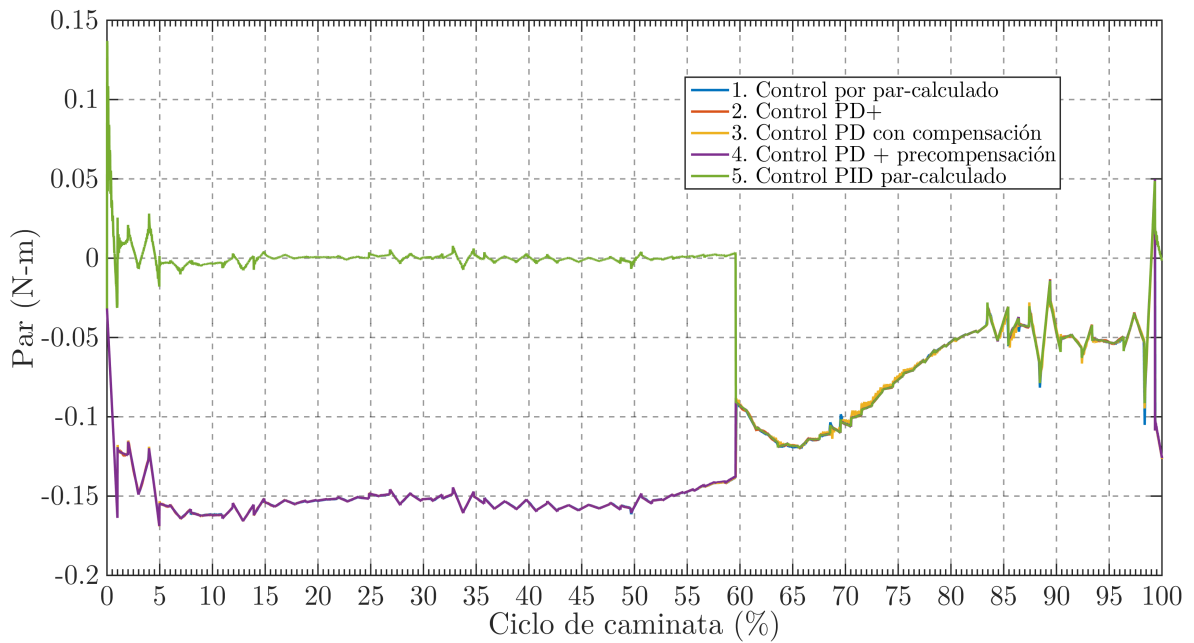


Figura 5.25: Par virtual de articulación cadera (PF) de la pierna derecha.

### 5.2.4 Índices de desempeño de pierna derecha

Por cada resultado obtenido (Errores de trayectoria de posición y velocidad, y la demanda de par requerido) se tienen 2 índices de desempeño; el primero es el promedio de los resultados por cada controlador y el segundo el valor absoluto máximo obtenido. Después se muestra el Tiempo de simulación requerido por cada controlador simulado y al final de esta subsección se muestra el resumen de los índices de desempeño de la pierna derecha y la pierna izquierda. Los siguientes índices son respecto a la pierna derecha, los resultados de la pierna izquierda se pueden consultar en el Apéndice B.3.

#### *Promedio del error de seguimiento de trayectoria de posición articular de pierna derecha*

Este índice de desempeño muestra el error promedio de posición obtenido en cada articulación por cada controlador durante la simulación de los tres ciclos de caminata de ocho segundos cada uno. El índice está descrito por la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \|(q_{d_{in}} - q_{i_n})\|^2 \quad (5.2.1)$$

siendo  $N$  longitud del vector de datos de error. En la Tabla 5.2.8 se muestra una comparación entre los promedios del error de seguimiento de posición correspondientes a cada uno de los esquemas de control usados.

Tabla 5.2.8: Error promedio de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna derecha ( $^{\circ}$ ).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$1.7332 \times 10^{-08}$	$1.4443 \times 10^{-08}$	$3.2478 \times 10^{-08}$	$6.0034 \times 10^{-09}$	$5.3231 \times 10^{-09}$
Tobillo (PF)	$2.7007 \times 10^{-10}$	$2.3697 \times 10^{-10}$	$3.1509 \times 10^{-08}$	$1.0353 \times 10^{-10}$	$1.7661 \times 10^{-12}$
Tobillo (PS)	$1.7041 \times 10^{-09}$	$1.1256 \times 10^{-08}$	$2.3592 \times 10^{-08}$	$4.5915 \times 10^{-09}$	$8.5152 \times 10^{-09}$
Rodilla (PS)	$4.8208 \times 10^{-09}$	$4.0550 \times 10^{-09}$	$9.7423 \times 10^{-09}$	$1.2213 \times 10^{-09}$	$4.1311 \times 10^{-10}$
Cadera (PT)	$2.4084 \times 10^{-10}$	$8.4141 \times 10^{-10}$	$2.6999 \times 10^{-07}$	$1.5366 \times 10^{-11}$	$5.3021 \times 10^{-12}$
Cadera (PS)	$9.3390 \times 10^{-10}$	$5.0900 \times 10^{-09}$	$4.2937 \times 10^{-10}$	$2.8265 \times 10^{-10}$	$5.2972 \times 10^{-12}$
Cadera (PF)	$5.3302 \times 10^{-10}$	$1.9382 \times 10^{-08}$	$6.3054 \times 10^{-08}$	$1.4371 \times 10^{-10}$	$8.7306 \times 10^{-12}$
Promedio	$3.6907 \times 10^{-09}$	$7.9007 \times 10^{-09}$	$6.1543 \times 10^{-08}$	$1.7659 \times 10^{-09}$	$2.0389 \times 10^{-09}$

***Máximo error de seguimiento de trayectoria de posición articular de pierna derecha***

Este índice de desempeño muestra el máximo error de posición obtenido en cada articulación por cada controlador durante la simulación de los tres ciclos de caminata de ocho segundos cada uno. El índice está descrito por la siguiente ecuación:

$$\max_{i=1,\dots,N} \{|(q_{d_{i_n}} - q_{i_n})|\} \quad (5.2.2)$$

donde  $N$  es el número de muestras del error. En la Tabla 5.2.9 se pueden apreciar los valores obtenidos de este índice de desempeño.

Tabla 5.2.9: Máximo error de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna derecha ( $^{\circ}$ ).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$1.8573 \times 10^{-03}$	$1.1210 \times 10^{-03}$	$7.8533 \times 10^{-04}$	$1.1004 \times 10^{-03}$	$3.5061 \times 10^{-03}$
Tobillo (PF)	$1.8695 \times 10^{-04}$	$1.0903 \times 10^{-04}$	$5.1316 \times 10^{-04}$	$7.4017 \times 10^{-05}$	$2.0830 \times 10^{-05}$
Tobillo (PS)	$4.4941 \times 10^{-04}$	$9.9355 \times 10^{-04}$	$4.6685 \times 10^{-04}$	$9.7693 \times 10^{-04}$	$4.4980 \times 10^{-03}$
Rodilla (PS)	$1.3250 \times 10^{-03}$	$6.8748 \times 10^{-04}$	$2.8184 \times 10^{-04}$	$5.0726 \times 10^{-04}$	$9.2851 \times 10^{-04}$
Cadera (PT)	$1.5882 \times 10^{-04}$	$1.9854 \times 10^{-04}$	$1.1861 \times 10^{-03}$	$4.8619 \times 10^{-05}$	$9.4278 \times 10^{-05}$
Cadera (PS)	$3.9348 \times 10^{-04}$	$8.7485 \times 10^{-04}$	$9.8380 \times 10^{-05}$	$2.1076 \times 10^{-04}$	$4.4764 \times 10^{-05}$
Cadera (PF)	$3.5238 \times 10^{-04}$	$9.0283 \times 10^{-04}$	$8.2868 \times 10^{-04}$	$2.4747 \times 10^{-04}$	$1.1221 \times 10^{-04}$
Promedio	$6.7476 \times 10^{-04}$	$6.9818 \times 10^{-04}$	$5.9433 \times 10^{-04}$	$4.5221 \times 10^{-04}$	$1.3149 \times 10^{-03}$

***Promedio del error de seguimiento de trayectoria velocidad articular de pierna derecha***

Este índice de desempeño muestra el error promedio de velocidad obtenido en cada articulación por cada controlador durante la simulación de los tres ciclos de caminata de ocho segundos cada uno. Está dado por la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left\| (\dot{q}_{d_{in}} - \dot{q}_{i_n}) \right\|^2 \quad (5.2.3)$$

siendo N la cantidad total de muestras del error. En la Tabla 5.2.10 se pueden apreciar los valores obtenidos de este índice de desempeño.

Tabla 5.2.10: Error promedio de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna derecha ( $^{\circ}/s$ ).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$2.8613 \times 10^{-04}$	$2.5706 \times 10^{-04}$	$7.8982 \times 10^{-05}$	$9.3575 \times 10^{-05}$	$4.0223 \times 10^{-03}$
Tobillo (PF)	$5.8002 \times 10^{-06}$	$5.0337 \times 10^{-06}$	$1.8973 \times 10^{-06}$	$6.0929 \times 10^{-07}$	$3.2592 \times 10^{-06}$
Tobillo (PS)	$5.1738 \times 10^{-05}$	$1.0924 \times 10^{-04}$	$1.6689 \times 10^{-05}$	$2.0260 \times 10^{-05}$	$6.4814 \times 10^{-03}$
Rodilla (PS)	$1.2680 \times 10^{-04}$	$4.8914 \times 10^{-05}$	$2.7010 \times 10^{-05}$	$1.1850 \times 10^{-05}$	$3.1075 \times 10^{-04}$
Cadera (PT)	$5.4434 \times 10^{-06}$	$7.3550 \times 10^{-06}$	$4.7108 \times 10^{-06}$	$4.6949 \times 10^{-07}$	$5.4215 \times 10^{-06}$
Cadera (PS)	$2.3017 \times 10^{-05}$	$2.5305 \times 10^{-05}$	$3.5356 \times 10^{-06}$	$1.2569 \times 10^{-05}$	$8.9874 \times 10^{-06}$
Cadera (PF)	$1.0847 \times 10^{-05}$	$3.7405 \times 10^{-05}$	$3.3352 \times 10^{-06}$	$2.9798 \times 10^{-06}$	$7.5007 \times 10^{-06}$
Promedio	$7.2825 \times 10^{-05}$	$7.0045 \times 10^{-05}$	$1.9451 \times 10^{-05}$	$2.0330 \times 10^{-05}$	$1.5485 \times 10^{-03}$

***Máximo error de seguimiento de trayectoria velocidad articular de pierna derecha***

Este índice de desempeño muestra el máximo error de velocidad obtenido en cada articulación por cada controlador durante la simulación de los tres ciclos de caminata de ocho segundos cada uno:

$$\max_{i=1,\dots,N} \{ |(\dot{q}_{d_{i_n}} - \dot{q}_{i_n})| \} \quad (5.2.4)$$

siendo N la cantidad total de muestras del error. En la Tabla 5.2.11 se pueden apreciar los valores obtenidos de este índice de desempeño.

Tabla 5.2.11: Máximo error de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna derecha ( $^{\circ}/s$ ).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$5.6752 \times 10^{-01}$	$1.5000 \times 10^{-01}$	$1.3795 \times 10^{-01}$	$1.0492 \times 10^{-01}$	$2.4678 \times 10^{+00}$
Tobillo (PF)	$5.8026 \times 10^{-02}$	$1.7108 \times 10^{-02}$	$1.3188 \times 10^{-02}$	$1.6719 \times 10^{-02}$	$1.7317 \times 10^{-02}$
Tobillo (PS)	$1.1898 \times 10^{-01}$	$1.0124 \times 10^{-01}$	$5.3634 \times 10^{-02}$	$9.4450 \times 10^{-02}$	$3.1672 \times 10^{+00}$
Rodilla (PS)	$4.0383 \times 10^{-01}$	$1.3955 \times 10^{-01}$	$1.2356 \times 10^{-01}$	$1.1917 \times 10^{-01}$	$6.5314 \times 10^{-01}$
Cadera (PT)	$5.1680 \times 10^{-02}$	$2.6565 \times 10^{-02}$	$2.0974 \times 10^{-02}$	$1.7839 \times 10^{-02}$	$6.6543 \times 10^{-02}$
Cadera (PS)	$1.2130 \times 10^{-01}$	$6.7445 \times 10^{-02}$	$2.2936 \times 10^{-02}$	$5.3153 \times 10^{-02}$	$3.6254 \times 10^{-02}$
Cadera (PF)	$1.0860 \times 10^{-01}$	$5.2100 \times 10^{-02}$	$4.8435 \times 10^{-02}$	$4.1017 \times 10^{-02}$	$7.4677 \times 10^{-02}$
Promedio	$2.0428 \times 10^{-01}$	$7.9144 \times 10^{-02}$	$6.0098 \times 10^{-02}$	$6.3896 \times 10^{-02}$	$9.2613 \times 10^{-01}$

***Promedio del par de pierna derecha***

Este índice de desempeño muestra el promedio de par requerido como acción de control en cada grado de libertad por cada controlador durante la simulación de los tres ciclos de caminata de ocho segundos cada uno. El índice esta descrito por la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \|\tau_n\|^2 \tag{5.2.5}$$

siendo N la cantidad total de muestras del par. En la Tabla 5.2.12 se pueden apreciar los valores obtenidos de este índice de desempeño. De esta manera se puede dar una idea de la fuerza necesaria promedio requerida por cada articulación en cada controlador para realizar el seguimiento de las trayectorias tanto de posición, velocidad y aceleración deseadas.

Tabla 5.2.12: Par promedio de articulaciones de pierna derecha (N-m).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$3.6690 \times 10^{-01}$	$3.6267 \times 10^{-01}$	$3.6089 \times 10^{-01}$	$3.4286 \times 10^{-01}$	$2.1839 \times 10^{-02}$
Tobillo (PF)	$1.0695 \times 10^{-02}$	$1.0826 \times 10^{-02}$	$1.0511 \times 10^{-02}$	$9.9612 \times 10^{-03}$	$2.3032 \times 10^{-04}$
Tobillo (PS)	$2.3783 \times 10^{-01}$	$2.4354 \times 10^{-01}$	$2.3416 \times 10^{-01}$	$2.1530 \times 10^{-01}$	$1.8901 \times 10^{-02}$
Rodilla (PS)	$8.3351 \times 10^{-02}$	$8.4064 \times 10^{-02}$	$8.2481 \times 10^{-02}$	$8.3327 \times 10^{-02}$	$3.6894 \times 10^{-02}$
Cadera (PT)	$7.1876 \times 10^{-04}$	$7.2980 \times 10^{-04}$	$7.0631 \times 10^{-04}$	$6.9604 \times 10^{-04}$	$2.0246 \times 10^{-04}$
Cadera (PS)	$7.2521 \times 10^{-02}$	$7.6399 \times 10^{-02}$	$7.1154 \times 10^{-02}$	$7.2991 \times 10^{-02}$	$6.7603 \times 10^{-02}$
Cadera (PF)	$1.6201 \times 10^{-02}$	$1.5888 \times 10^{-02}$	$1.6173 \times 10^{-02}$	$1.5990 \times 10^{-02}$	$2.3836 \times 10^{-03}$
Promedio	$1.1260 \times 10^{-01}$	$1.1345 \times 10^{-01}$	$1.1087 \times 10^{-01}$	$1.0587 \times 10^{-01}$	$2.1151 \times 10^{-02}$

***Máximo valor del par de pierna derecha***

Este índice de desempeño muestra el máximo par requerido como acción de control en cada grado de libertad por cada controlador durante la simulación de los tres ciclos de caminata de ocho segundos cada uno. El índice está descrito por la siguiente ecuación:

$$\max_{i=1,\dots,N} \{|\tau_n|\} \quad (5.2.6)$$

siendo N la cantidad total de muestras del par. En la Tabla 5.2.13 se pueden apreciar los valores obtenidos de este índice de desempeño.

Tabla 5.2.13: Máximo par de articulaciones de pierna derecha (N-m).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$2.7669 \times 10^{+00}$	$2.7669 \times 10^{+00}$	$2.7669 \times 10^{+00}$	$2.7669 \times 10^{+00}$	$2.9380 \times 10^{+00}$
Tobillo (PF)	$2.5939 \times 10^{-01}$	$2.4928 \times 10^{-01}$	$2.5456 \times 10^{-01}$	$2.5103 \times 10^{-01}$	$2.3426 \times 10^{-01}$
Tobillo (PS)	$3.0195 \times 10^{+00}$	$3.0195 \times 10^{+00}$	$3.0195 \times 10^{+00}$	$3.0195 \times 10^{+00}$	$3.0204 \times 10^{+00}$
Rodilla (PS)	$1.3580 \times 10^{+00}$	$1.3580 \times 10^{+00}$	$1.3580 \times 10^{+00}$	$1.3580 \times 10^{+00}$	$1.3992 \times 10^{+00}$
Cadera (PT)	$1.4437 \times 10^{-01}$	$1.4437 \times 10^{-01}$	$1.4437 \times 10^{-01}$	$1.4437 \times 10^{-01}$	$1.4596 \times 10^{-01}$
Cadera (PS)	$7.3385 \times 10^{-01}$	$7.3666 \times 10^{-01}$	$7.3456 \times 10^{-01}$	$7.3620 \times 10^{-01}$	$7.3279 \times 10^{-01}$
Cadera (PF)	$1.8203 \times 10^{-01}$	$1.8539 \times 10^{-01}$	$1.8281 \times 10^{-01}$	$1.8417 \times 10^{-01}$	$1.8090 \times 10^{-01}$
Promedio	$1.2091 \times 10^{+00}$	$1.2086 \times 10^{+00}$	$1.2087 \times 10^{+00}$	$1.2086 \times 10^{+00}$	$1.2359 \times 10^{+00}$

***Tiempo de simulación***

Todos los resultados de simulaciones numéricas presentadas en la sección anterior se realizaron en el equipo de cómputo descrito en la metodología de simulación. El tiempo computacional requerido para cada una de las simulaciones, recordando que son tres los ciclos de caminata que se simularon, con tiempo de ocho segundos por ciclo, se muestra en la Tabla 5.2.14 (las simulación incluye la solución del problema de control para ambas cadenas cinemáticas que forman las piernas del exoesqueleto).

Tabla 5.2.14: Tiempo computacional invertido en cada una de las simulaciones realizadas.

Controlador	Tiempo de simulación pierna derecha	Tiempo de simulación pierna izquierda
Control por par-calculado	1.00 minuto 19.728 segundos	1.00 minuto 18.214 segundos
Control PD+	6.00 minutos 17.429 segundos	6.00 minutos 34.799 segundos
Control PD con compensación	3.00 minutos 16.121 segundos	3.00 minutos 20.687 segundos
Control PD + precompensación	5 minutos 45.360 segundos	6 minutos 0.812 segundos
Control PID	4 minutos 33.415 segundos	4 minutos 43.613 segundos



**Resumen de los índices**

Como síntesis, las Tablas 5.2.15 (pierna derecha) y 5.2.16 (pierna izquierda) muestran una síntesis de los índices de desempeño de los controladores, donde el mejor valor de cada índice (100%) se compara porcentualmente con el valor alcanzado por el resto de los esquemas.

Tabla 5.2.15: Resumen de índices de desempeño de la pierna derecha.

Índice de Desempeño	Mejor Valor	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Error promedio de posición	$1.7659 \times 10^{-09}$ (°)	208.9927 %	447.3975 %	3,485.0193 %	100.0000 %	115.4597 %
Error máximo de posición	$4.5221 \times 10^{-04}$ (°)	149.2141 %	154.3937 %	131.4270 %	100.0000 %	290.7825 %
Error promedio de velocidad	$1.9451 \times 10^{-05}$ (°/s)	374.3958 %	360.1004 %	100.0000 %	104.5184 %	7,960.8694 %
Error máximo de velocidad	$6.0098 \times 10^{-02}$ (°/s)	339.9074 %	131.6912 %	100.0000 %	106.3188 %	1,541.0215 %
Par promedio	$2.1151 \times 10^{-02}$ (Nm)	532.3864 %	4,728.0162 %	524.1863 %	500.5783 %	100.0000 %
Par máximo	$1.2086 \times 10^{+00}$ (Nm)	100.0464 %	100.0000 %	100.0069 %	100.0007 %	102.2632 %
Tiempo de simulación	1.3288 (min.)	100.0000 %	473.3958 %	245.9876 %	433.1728 %	342.9347 %

Tabla 5.2.16: Resumen de índices de desempeño de la pierna izquierda.

Índice de Desempeño	Mejor Valor	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Error promedio de posición	$2.0668 \times 10^{-11}$ (°)	24,878.3777 %	33,781.3373 %	276,573.1631 %	6,887.5178 %	100.0000 %
Error máximo de posición	$6.9390 \times 10^{-05}$ (°)	1,307.1081 %	713.0987 %	803.0128 %	360.2397 %	100.0000 %
Error promedio de velocidad	$2.0384 \times 10^{-05}$ (°/s)	458.5527 %	321.0873 %	104.5564 %	100.0000 %	133.5928 %
Error máximo de velocidad	$4.5608 \times 10^{-02}$ (°/s)	628.9416 %	243.1420 %	220.8359 %	100.0000 %	146.6275 %
Par promedio	$1.0288 \times 10^{-01}$ (Nm)	103.9127 %	104.5325 %	103.8395 %	101.8121 %	100.0000 %
Par máximo	$7.8822 \times 10^{-01}$ (Nm)	102.0721 %	102.2993 %	102.5713 %	102.8642 %	100.0000 %
Tiempo de simulación	1.3035 (min.)	100.0000 %	504.7677 %	256.5871 %	461.3138 %	362.6116 %

## Capítulo 6

# Discusión y conclusión

En los capítulos anteriores se muestra el diseño del exoesqueleto así como la simulación de una versión a escala de éste con la implementación de diversos controladores con el propósito de realizar la tarea de la caminata. Queda por determinar cuál de los controladores evaluados otorga las mejores prestaciones, con los mejores índices de desempeño y con el mejor balance entre seguimiento de referencia, requerimientos energéticos, tiempo de simulación y dificultad de sintonización.

En este capítulo se hace una discusión sobre el trabajo que se presentan en esta tesis, principalmente enfocándose en los resultados obtenidos en la simulación, enseguida se realiza una serie de conclusiones y posteriormente puntos probables a realizar como trabajo a futuro.

### Discusión

Con el fin de evaluar el comportamiento del exoesqueleto expuesto a las distintas estrategias de control y reconocer cual de los controladores otorga el mejor desempeño, se realizaron simulaciones del comportamiento del modelo del exoesqueleto controlado por cada tipo de controlador. Debido a que los resultados obtenidos en las simulaciones son similares entre los controladores, como se observa en el Capítulo 5, se propone usar dos índices de desempeño que indiquen que tan acertado está siendo el seguimiento de la referencia en posición y velocidad. Para la demanda de par también se hace uso de dos índices de desempeño. En los tres casos estos índices de desempeño son el promedio y el valor máximo en cada articulación por cada controlador de cada pierna. Con los valores obtenidos en los índices de desempeño en conjunto con el tiempo de simulación y la dificultad de sintonización son los criterios que permiten visualizar los datos para determinar el controlador que mayor conviene en la simulación.

En cada punto de los resultados de error de seguimiento y de la demanda de par requerido se muestran gráficas comparativas del desempeño de los cinco controladores por cada grado de libertad de la pierna del exoesqueleto, así como una tabla comparativa de cada índice de desempeño que se consideraron para evaluar, por lo tanto hay dos tablas por cada punto; La primera tabla muestra el promedio del resultado por articulación por cada controlador como primer índice de

---

desempeño, también muestra el promedio del resultado de todas las articulaciones por cada controlador; La segunda tabla muestra el máximo valor absoluto obtenido por cada articulación por cada controlador, así como el promedio del máximo valor de todas las articulaciones por cada controlador. De acuerdo al índice de desempeño que esta evaluando, en cada tabla se señala el mejor controlador por su desempeño por articulación con la celda del resultado en color azul. Con color rojo se señala el de menor desempeño de todos los controladores por cada articulación.

En las gráficas sólo se muestran un ciclo completo de caminata ya que los resultados de los otros dos ciclos de caminata simulados son muy similares, los resultados de todas tablas de índices de desempeño contemplan la simulación de los tres ciclos de caminata mencionados en la sección anterior. Cabe mencionar que los valores de los resultados obtenidos en la pierna izquierda son diferentes a los de la derecha pero pueden ser analizados de manera similar a como a continuación se presenta. En el resumen de índices de desempeño se discute cual de las leyes de control podría resultar más conveniente de acuerdo a los resultados obtenidos como el tiempo de simulación. A continuación se discuten los resultados de las evaluaciones que se le realizaron a los controladores en la sección anterior.

### *Errores de seguimiento de trayectoria de posición de pierna derecha.*

Los resultados mostrados en las gráficas de error de seguimiento de posición se puede observar que el rango de error en cada grado de libertad es similar entre las leyes de control aplicadas, sobre todo en la fase de apoyo. En la Figura 5.4 se muestra que las leyes de control al principio tienen un mayor error que el resto del ciclo de la caminata. También en aproximadamente 85% de la caminata ya en la fase de balanceo, el error correspondiente al control por par calculado presenta un incremento, respecto a los demás. Durante la fase apoyo el control PID par calculado muestra un pico de error mayor que el resto de los controladores en los dedos del pie, tobillo y rodilla en el plano sagital. Durante esta fase, es notable que el Control PD+ tiene mayor oscilación en el error de seguimiento que los demás controladores, el tiempo de convergencia es mayor. Esto sucede en los grados de libertad que se encuentran sobre el plano sagital. El control PD más compensación trata de resolver el problema de control, pero su tiempo de convergencia es mayor. En las Figuras 5.5, 5.7 y 5.9 se aprecia que presentan oscilación durante la fase de apoyo, pero es por la magnitud de error donde el máximo error presentado en estas gráficas es de aproximadamente  $0.0006^\circ$ , un valor muy pequeño de error para este caso.

Durante la fase de balanceo de nueva cuenta el control PD+ destaca al presentar mayor oscilación que el resto de los controladores. El comportamiento del controlador PD con compensación destaca en esta fase porque en el caso de los grados de libertad del plano frontal y del plano transversal presenta un incremento considerable en el error de seguimiento.

De manera general se puede apreciar que el control por par-calculado y el control PD + precompensación tienen un comportamiento más aceptable para todos los casos de los grados de libertad, al permanecer más cerca de tener un error nulo con menores oscilaciones y presentación de picos durante la tarea de la caminata. El control PID par calculado también presenta un comportamiento muy aceptable a excepción de los picos de error generados en algunos grados de libertad.

Los rangos de error de seguimiento de posición en todos los casos de las articulaciones es muy satisfactorio, ya que son menores que los presentados en trabajos previos en donde usan estos mismos esquemas de control [96–100], en los que se reportan errores hasta de  $1.77^\circ$ , cuando en este trabajo el error máximo que se presenta en el seguimiento es de  $0.004498^\circ$ .

En la Tabla 5.2.8 se puede observar que, en este índice, el control PID registra el menor error promedio de las articulaciones a excepción del tobillo en el PS que como mejor desempeño lo tiene el control por par-calculado, aunque están en el mismo orden de magnitud. La última línea de la tabla muestra el promedio de los errores de las siete articulaciones, en donde se observa que el mejor desempeño lo tuvo el controlador PD + precompensación; mientras que el controlador PD con compensación es el que presenta menor desempeño.

También se puede apreciar que en caso del control por par-calculado, control PD + precompensación y control PID los tres grados de libertad que tiene la magnitud de error mayor se encuentran sobre el plano sagital, estos son: los dedos del pie, el tobillo y la rodilla. En el caso del control PD+ los tres primeros lugares son: cadera en el (PF), dedos del pie (PS) y tobillo (PS). En el control PD con compensación destacan: cadera (PT), cadera (PF) y dedos del pie (PS). Por lo que, de manera general se puede decir que la articulación que mayor error promedio son los dedos del pie (PS), y en segundo lugar el tobillo (PS). De manera similar pasa en los resultados de la pierna izquierda.

En la Tabla 5.2.9 se pueden observar que de los siete grados de libertad el control PID tiene tres como el mejor en este índice, al tener las menores magnitudes máximas, y al mismo tiempo tiene dos como las de menor desempeño al tener los máximos valores presentados, y en promedio del máximo de error de los siete grados de libertad tiene el menor desempeño en general, siendo entonces como el controlador con menor desempeño en este índice. En caso contrario, el de mejor desempeño es el control PD + compensación al tener la menor magnitud del promedio de máximos grados de las articulaciones durante la simulación de la caminata. En este índice de desempeño destaca que en tres de los cinco controladores los dedos del pie tenga el máximo error presentado en las articulaciones, tanto en la pierna derecha como en la pierna izquierda, de igual manera el tobillo y la rodilla en el plano sagital están en el segundo y tercer lugar, respectivamente.

### *Errores de seguimiento de trayectoria de velocidad de pierna derecha.*

En la Figura 5.11 se aprecia que en algunos momentos las trayectorias de velocidad deseada tienen cambios muy abruptos, como por ejemplo, en la trayectoria de velocidad de los dedos del pie desde el 84% al 88% hay un cambio que va de los  $-50^\circ/s$  a los  $40^\circ/s$  aproximadamente, un cambio de  $90^\circ/s$  en un lapso de 4% de la caminata. De la Figura 5.12 a la Figura 5.18 se muestran los errores de velocidad obtenidos en las simulaciones de los controladores. En estas figuras se pueden apreciar que existe un comportamiento de error similar al de posición dado por los diferentes controladores, en cuanto magnitud y los periodos que esto ocurre, también se puede apreciar de manera clara el cambio de fase al 60% de la caminata para el caso de la pierna derecha.

En la Tabla 5.2.10 muestra que para este índice el control PID es el de menor desempeño

al presentar los valores más grandes de error. En este índice el control PD + precompensación tiene señalados como mejor desempeño en cuatro grados de libertad. Pero de manera general para la pierna derecha, con tres de los siete grados de libertad, el de mejor desempeño en este índice es el control PD con compensación al tener menor error promedio del promedio de todas los grados de libertad (último renglón de la tabla).

A excepción del control PID, donde sólo cambian de orden, los dos grados de libertad con mayor error de seguimiento a la trayectoria de velocidad deseada coinciden exactamente con los errores de seguimiento de trayectoria de posición deseada, es decir, dedos del pie (PS) y tobillo (PS) y en tercer lugar la rodilla (PS).

En la Tabla 5.2.11 se observa que el control PID es el controlador con el menor desempeño, al tener cuatro de las siete articulaciones de la pierna señaladas como el valor más alto de error en este índice. Por lo contrario, el control con compensación es el de mejor desempeño. De nueva cuenta, la articulación de dedos del pie (PS), tobillo (PS) y rodilla (PS) son los grados de libertad que en general presentan el mayor error durante la caminata.

### *Demanda de par virtual requerido por articulaciones de pierna derecha.*

De la Figura 5.19 a la Figura 5.25 se puede observar que en la fase de balanceo, es decir a partir del 60% de la caminata, la descripción del par requerido en todos los controladores es muy parecido. En cambio, en la fase de apoyo es claro que el control PID implementado destaca al observarse que en los siete grados de libertad siempre tiende a estar muy cerca de 0 Nm, siendo a simple vista quien menos energía promedio requiere, pero también quien necesita picos con mayor energía respecto a los otros controladores. También destaca el control PD+ al tener mas oscilaciones que los demás. Lo anterior mencionado se puede apreciar en los índices de desempeño para el par.

Como podría esperarse, de acuerdo a las gráficas anteriores, en la Tabla 5.2.12 se aprecia como el control PID es el controlador con mejor desempeño en este índice al tener tanto en todas las articulaciones como en el promedio de éstas la menor demanda de energía para la tarea de la caminata. Y como el de menor desempeño, es decir, el controlador que requiere mas energía promedio que los demás es el control PD+.

También se puede observar que en cuatro de los controladores el grado de libertad que, en promedio, requiere más energía es el de los dedos del pie (PS). En el caso del controlador restante, el control PID, el grado de libertad que más energía requiere es la cadera (PS). Es probable que la demanda de mayor energía promedio se requiere en estos grados de libertad por la manera en que se analizó la pierna, donde estas articulaciones son quienes sostiene la cadena cinemática de la pierna en la fase de apoyo o en la fase de balanceo, según sea el caso. Como segundo grado de libertad que más requiere energía, esta el tobillo (PS) para cuatro controladores, y en el caso del control PID es la rodilla (PS). Para los primeros cuatro controladores, en tercer lugar esta la rodilla (PS), en el control PID son los dedos del pie (PS). Como cuarto lugar para cuatro controladores es la cadera (PS), y para el control PID es el tobillo (PS). Para el quinto, sexto y séptimo lugar de los grados de libertad del requerimiento de energía los cinco controladores coinciden, siendo cadera (PF), el tobillo (PF) y la cadera (PT) respectivamente.

En la Tabla 5.2.13 se muestra que el control PID es el de menor desempeño al presentar los picos más altos en cinco de los siete grados de libertad. Por lo que, en promedio, es que que muestra desempeño más bajo (ver último renglón de la Tabla 5.2.13). El controlador que presentó mejor desempeño fue el PD+, que presenta magnitudes mínimas de par en cuatro de siete grados de libertad. Cabe señalar que el control por par-calculado, el control PD con compensación y el control PD + precompensación tiene la misma cantidad de grados de libertad como mejor desempeño pero en el promedio de los siete grados de libertad están un 0.046%, 0.006 % y 0.0007%, respectivamente, mayores que el control PD+.

### *Tiempo de simulación y resumen de índices de desempeño.*

Como se puede observar en la Tabla 5.2.14 en cuestión de tiempos de solución de la simulación por controlador, el que menor tiempo requiere es el control por par-calculado, mientras que al control PD+ le lleva más tiempo realizar la tarea deseada.

Con el propósito de visualización de datos donde se involucren todos los índices de desempeño, se toma la última fila de cada Tabla de índices de desempeño por ser el promedio por controlador de las articulaciones y anexando el tiempo requerido de simulación, de esta manera hacer posible una mejor comparativa de los controladores. Con esto es posible llegar a determinar al controlador que resulte más conveniente. Estos valores se encuentran contenidos en la Tabla 5.2.15 para la pierna derecha, y en la Tabla 5.2.16 para la pierna izquierda. En ambas tablas la primer columna presenta los índices de desempeño y el tiempo de simulación, en la segunda columna se encuentran los mejores valores, de acuerdo a cada criterio, obtenidos de la ultima fila de cada tabla. El valor de ésta columna se tomo como referencia (100%) y se compara porcentualmente con el valor alcanzado por cada controlador. De esta manera se puede hacer una perspectiva general de los resultados para seleccionar el controlador que es más conveniente. Para la selección de controlador, además de los índices de desempeño y el tiempo de simulación, también se debe considerar la dificultad de sintonización de los controladores. La dificultad de selección de valores de ganancias apropiadas es de importancia ya que esto conlleva inversión de tiempo en hacer pruebas de simulación en busca de un resultado aceptable de acuerdo a los discutido anteriormente. Un factor importante de selección de ganancia va relacionado con la complejidad de las trayectorias a seguir tanto de la posición como de la velocidad y aceleración deseada, ya que todas influyen en el desempeño del seguimiento de trayectoria, así como en la demanda de par requerido para el movimiento de las articulaciones durante la simulación de la caminata. Es por esto que se deben de evitar pendiente abruptas entre los puntos de muestra de las trayectoria deseada antes de la interpolación cúbica, es decir, que las trayectorias sean un tanto suave para el caso de obtener las trayectorias deseadas de velocidad y aceleración por este método.

### *Pierna derecha*

Respecto al primer criterio de la Tabla 5.2.15, el error de seguimiento de trayectoria de la posición, el control por par-calculado es la mejor opción de controlador. En la energía requerida la mejor opción es el control PID, que como se observa de la Figura 5.19 a la Figura 5.25 destaca de todos los demás. Cabe señalar que el control PID registra las magnitudes de par

máximas, es decir, picos de requerimiento de energía, además de otros tres índices como el de menor desempeño. En el caso de los picos máximos de par, el de mejor desempeño es el control PD+, sin embargo requiere más energía promedio, casi 47 veces más que el de mejor desempeño además es el que requiere más tiempo de simulación. Al controlador que menos tiempo le lleva simular la caminata es al control por par-calculado. En el caso del control con compensación a pesar de ser el mejor controlador en los índices de velocidad es el que mayor error promedio presenta. De los controladores candidatos que restan, el control por par-calculado y el control PD + precompensación, a pesar de tener cada uno criterios importantes (controlador con el menor tiempo de simulación y controlador con menor error de seguimiento de trayectoria de posición, respectivamente) el factor determinante para seleccionar el controlador más conveniente en la simulación, es la dificultad de sintonización de ganancias. El control por par-calculado en todos los casos de los índices tiene menor desempeño que el control PD + precompensación pero al mismo tiempo es de los cinco el de mayor facilidad de sintonización ya que para el caso del control PD + precompensación se requiere una gran cantidad de cálculo para determinar los valores mínimos necesarios para las ganancias  $K_p$  y  $K_v$ , como se menciona en el Capítulo 4 de esta tesis. En este sentido, el segundo controlador con mayor dificultad de sintonizar es el control PID por tener que satisfacer tres ganancias, como tercer lugar es el control PD+ por que presenta grandes oscilaciones en los casos probados de valores de ganancias.

### *Pierna izquierda*

De acuerdo a lo presentado en la Tabla 5.2.16 el control PD con compensación tiene el mayor promedio del error promedio de los grados de libertad. El control PD+ es el segundo lugar con menor desempeño en el error promedio de posición y por tener el mayor requerimiento de par promedio del promedio de los grados de libertad, así como el que requiere mas tiempo para simulación. El control PD + precompensación a pesar de tener el mejor desempeño en ambos índices de velocidad no es de gran relevancia ya que de acuerdo a las Figuras B.24 a la Figura B.30 por la magnitud los errores de velocidad más altos presentados son sólo hasta 6 veces mayor que aún así siguen siendo muy aceptables, de esta manera se puede descartar por ser el de menor desempeño en el promedio de par máximos, el segundo lugar que requiere mayor cantidad de tiempo para simulación y aunado a esto, la gran cantidad de computo requerido para sintonizar. Como se puede apreciar en las tablas de índices de desempeño de la pierna izquierda presentadas en el Apéndice B.3, los resultados como mejor valor que se presentan en la Tabla 5.2.16 de la pierna izquierda, a excepción de los índices de desempeño del error promedio de seguimiento de trayectoria de velocidad y el par promedio, son mucho menores que los presentados en la Tabla 5.2.15 de la pierna derecha. Conocido esto, los resultados obtenidos por el control por par-calculado de la Tabla 5.2.16 al ser referenciados con el mejor valor de la Tabla 5.2.15 mantienen el porcentaje muy similar presentado en esta misma tabla, por lo que en orden de magnitud son similares. Es evidente que, a excepción del tiempo de simulación y de los índices de velocidad, el control PID obtiene el mejor desempeño de dos de los tres criterios mas importantes, error de posición y par promedio requerido, donde el tercero criterio es el tiempo de simulación, es aquí donde se debe determinar de alguna manera que controlador conviene. A pesar de que el error promedio de posición presentado es 248 veces mayor por parte del control por par-calculado, en el orden de magnitud es muy aceptable de acuerdo a lo reportado en la literatura, [96–100].

De acuerdo a los índices de desempeño usados, se puede determinar de manera general los movimientos que presentan mayor error de seguimiento y demandan mayor energía que el resto de las articulaciones son las que se mueven sobre el plano sagital, al mismo tiempo son las articulaciones que más rango de movimiento articular realizan, de las cuales quien más destaca es la articulación dedos del pie. La demanda de energía que solicita el grado de libertad de los dedos del pie es quizá por la manera de análisis de la cinemática por pierna del exoesqueleto, así como también es un comportamiento cercano a lo natural, este resultado es coincidente con estudios de la marcha humana reportados en la literatura en donde se analiza la progresión del vector de fuerza de reacción en el pie [82]. Respecto a las articulaciones restantes, el movimiento en el plano sagital demanda una cantidad de energía similar a la reportada en la literatura [68, 81, 84, 101]. En el plano frontal los rangos de par obtenidos en la simulación del exoesqueleto a escala, son similares en la articulación del tobillo en resultados previamente reportados [101]. En cambio en el movimiento de la articulación de la cadera en el plano frontal el par en la fase de apoyo es menor al registrado previamente en la literatura [101]. Durante la fase de apoyo el resultado es similar en el estudio previo [101].

## Conclusión

La principal contribución de este trabajo es el diseño de un exoesqueleto que presenta grados de libertad en los tres planos anatómicos que es capaz de emular la locomoción humana considerando los principales movimientos de las articulaciones de los miembros inferiores, siendo una propuesta de diseño estructural innovadora, principalmente para el movimiento en el plano transversal. La estructura es antropomorfa y es diseñada de tal manera que garantiza la seguridad del paciente en cuestión del rango de movimiento ya que cuenta con mecanismos físicos que detienen el movimiento de cada grado de libertad del exoesqueleto con el fin de no dañar al paciente al estar dentro del rango de movimiento de las articulaciones humanas. También presenta una propuesta de sujeción del paciente para la interacción en conjunto con el exoesqueleto.

Partiendo del estudio de fisiología articular y biomecánica de la marcha humana en los miembros inferiores, se desarrolló el diseño estructural en CAD de un exoesqueleto. Después se realizó el análisis cinemático usando la metodología de Denavit-Hartenberg y se obtuvo el modelo dinámico del exoesqueleto usando la metodología de Euler-Lagrange. Enseguida se hizo una selección de controladores usados en la simulación para el seguimiento de trayectorias obtenidas de estudios de análisis de la caminata humana para cada articulación.

Con los resultados obtenidos se puede determinar que en el plano sagital es donde se requiere mayor energía. Respecto a los grados de libertad, se puede observar que el que está más cerca al suelo es el que demanda mayor energía. Y de acuerdo a la discusión anterior se puede decir que el control por par-calculado es el controlador de mayor conveniencia de los cinco que se simularon para la pierna derecha. Ya que las magnitudes de error son pequeñas, el tener 208.9927% respecto al mejor valor obtenido en el promedio de seguimiento de trayectoria de posición hace aceptable la magnitud promedio de error correspondiente, en el caso de par promedio obtiene el segundo lugar de los controladores y en el promedio máximo de par es sólo 0.0464% mayor que el de mejor desempeño. En el caso de la pierna izquierda éste mismo controlador es el más conveniente para la pierna izquierda.



También se puede determinar que de alguna manera la generación de par de la simulación del exoesqueleto a escala corresponde a los obtenidos en un análisis cinético previamente reportado, en las que se estudia el comportamiento en las articulaciones durante el ciclo de caminata de personas sanas, al menos en la fase de balanceo y parcialmente en la fase de apoyo. De acuerdo a esto, se puede decir que con los controladores simulados en el exoesqueleto describen un uso de energía cercano al natural. Esto puede ser atribuido al diseño antropomorfo del exoesqueleto. En el caso de la fase de apoyo, donde es parcial la comparativa, es muy probable que se deba por la influencia de trayectorias de velocidad y aceleración. Otro factor es la omisión de ciertas dinámicas como el comportamiento del torso corporal, el braceo, y el efecto dinámico de la pierna contra lateral.

En el caso del par de los grados de libertad requeridos en la pierna izquierda en todos los casos, a excepción del pico inicial de la simulación, en magnitud y forma son muy similares a los requeridos por la pierna derecha, con su respectiva desfase debido a las fases de la caminata. Los picos de par requeridos por los controladores al inicio de la simulación de caminata por los grados de libertad del exoesqueleto por la pierna derecha son debidos a que en la simulación la velocidad es cero al inicio de ésta, y también influye la posición inicial de las piernas. La posición inicial y las trayectorias deseadas de posición de la pierna izquierda (Figura B.15) son diferentes a las de la pierna derecha. Este fenómeno sólo se presenta en el primer ciclo de caminata de pierna derecha. Esta observación es la razón por la que existe al principio de la simulación mayores errores de seguimiento de trayectoria en la pierna derecha que en la pierna izquierda.

Se puede ver que a pesar de que los resultados de seguimiento no son ceros, la magnitud de error y los rangos de par requeridos son muy aceptable en todos los casos. Por lo que en esta tesis la propuesta CAD de un exoesqueleto de 14 grados de libertad para los miembros inferiores con movimientos en los tres planos sagitales, con las estrategias de control implementadas en el exoesqueleto, dieron buenos resultados en las simulaciones para hacer el seguimiento de trayectoria de las articulaciones en función de realizar la marcha humana, por lo tanto la hipótesis como los objetivos se han cumplido. Con fines de seguimiento al diseño del exoesqueleto propuesto en esta tesis se le nombra LEXOL (por sus siglas en ingles “Lower-limb Exoskeleton for Locomotion”, siendo éste diseño la Versión 1.0).

## Trabajo futuro

Con el resultado de par requerido para el exoesqueleto a escala se puede realizar una selección de actuador a usar en dado caso de llegarlo a implementar con los controladores usados en esta tesis. Se debe de contemplar como máximo par requerido el demandado por las articulaciones que más energía requieren, en este caso y en ambas piernas son los dedos del pie (PS) y el tobillo en el (PS), esto para el caso en el cual el motor se quiera homologar, ya que como se mostró anteriormente los rangos de demanda de energía por articulación son diferentes. Haciendo un ordenamiento de menor a mayor del valor absoluto del par demandado de estas articulaciones, se puede hacer una sugerencia de usar un servomotor comercial de 1.667 N-m (17 Kgf-cm) como actuador. En el caso de los dedos del pie de la pierna derecha, con este valor de par se realiza el 98.5% de la caminata para todos los controladores, de otra manera tendría que optarse por un actuador de una capacidad al menos de 76.17% más que se necesita para alcanzar a realizar sólo

el 1.5% del ciclo de caminata más, que representa el alcance del pico demandado al principio del ciclo de caminata. En la pierna izquierda con este actuador propuesto se realiza el 99.5% del ciclo de caminata para la articulación de los dedos del pie, en este caso el valor máximo señalado es 6.8% más pero se optó por la capacidad del servomotor propuesto de 1.667 Nm (17 Kg-cm) por ser el más cercano a lo requerido por las articulaciones sin excederse de capacidad, comercialmente hablando. En este aspecto, en el caso del tobillo en el plano sagital, en la pierna derecha con la capacidad del actuador propuesto se realiza el 98.5% y en la pierna izquierda es suficiente e inclusive supera el máximo requerido por un 12.75% de par. Para el caso de las restantes articulaciones el servomotor propuesto es suficiente en todos los casos. Una manera para determinar la conveniencia del actuador propuesto podría ser al realizar un experimento simulado bajo las mismas condiciones con las cuales se realizó la simulación en esta tesis pero sólo limitando la cantidad de par sugerida.

Para la reducción del pico de energía demandado por la pierna derecha en sus articulaciones al inicio del primer ciclo de caminata, se sugiere crear una trayectoria pre-inicial, de tal manera que los errores que presente y la demanda de energía sea en un rango menor al presentado en el inicio del ciclo de caminata en este estudio y que al mismo tiempo sea anatómicamente realizable.

Otros puntos como trabajo futuro a tratar son el realizar el análisis del modelo contemplando el peso y ubicación de los motores, incluir los efectos del cuerpo del paciente con parámetros antropométricos, así como los efectos cinéticos de los miembros inferiores. También realizar el análisis cinemático como dinámico del exoesqueleto en uno sólo, contemplando los de tal manera 14 grados de libertad como cadena abierta en el apoyo simple y como cadena cerrada en el apoyo doble, de acuerdo al análisis convencional de la marcha humana, de esta manera se podría tomar en cuenta el efecto de la dinámica que repercute en una pierna con respecto al movimiento de la otra. Lograr bajar el tiempo de cada ciclo de caminata de la simulación de 8 segundos a lo más cercano de 1.3, obteniendo trayectorias de velocidad y aceleración más suaves (optimización de la trayectoria de referencia), ya sea por medio de interpolación de orden mayor al cúbico u obtener las velocidades y aceleraciones que hayan sido reportadas en estudios cinemáticos de la caminata de tal manera que se evite picos de cambios en las trayectorias que es lo que consume más energía y hace tener mayor error de posición, así como por una mejor sintonización de los controladores usando sistemas inteligentes para la selección de ganancias.

También se requiere realizar la implementación de centro de presión y del llamado ZMP (por sus siglas en inglés Zero Moment Point). Realizar un estudio a base de análisis de elemento finito de la estructura con el propósito de hacer rediseño en caso de ser necesario. Al mismo tiempo realizar la impresión de la maqueta ó la construcción a escala real del modelo del exoesqueleto, con lo que implica un estudio acerca de la selección de material para la estructura e incluir efectos que no se hayan tomado en cuenta, como lo es la fricción. Todo esto en el fin de llevar a cabo en un futuro la implementación a escala real en sujetos que tengan dificultades para caminar y así llegar a ser un dispositivo de asistencia robótica para la marcha humana.

# Apéndice A

## Metodología de Denavit-Hartenberg

A continuación se describe la metodología de Denavit-Hartenberg para la obtención del modelo cinemático directo (ver Figura A.1 ) [70]:

1. Numerar los eslabones comenzando con 1 (primer eslabón móvil de la cadena) y acabando con  $n$  (último eslabón móvil). Se numerará como eslabón 0 a la base fija del robot.
2. Numerar cada articulación comenzando por 1 (la correspondiente al primer grado de libertad) y acabando en  $n$  (último grado de libertad).
3. Localizar el eje de cada articulación. Si ésta es rotativa, el eje será su propio eje de giro. Si es prismática, será el eje a lo largo del cual se produce el desplazamiento.
4. Para  $i$  de 0 a  $n-1$  situar el eje  $\mathbf{z}_i$  sobre el eje de la articulación  $i+1$ .
5. Situar el origen del sistema de la base  $\{\mathbf{S}_0\}$  en cualquier punto del eje  $\mathbf{z}_0$ . Los ejes  $\mathbf{x}_0$  e  $\mathbf{y}_0$  se situarán de modo que formen un sistema dextrógiro con  $\mathbf{z}_0$ .
6. Para  $i$  de 1 a  $n-1$ , situar el sistema  $\{\mathbf{S}_i\}$  (solidario al eslabón  $i$ ) en la intersección del eje  $\mathbf{z}_i$  con la línea normal común a  $\mathbf{z}_{i-1}$  y  $\mathbf{z}_i$ . Si ambos ejes se cortasen se situaría  $\{\mathbf{S}_i\}$  en el punto de corte. Si fuesen paralelos  $\{\mathbf{S}_i\}$  se situaría en la articulación  $i+1$ .
7. Situar  $\mathbf{x}_i$  en la línea normal común a  $\mathbf{z}_i$  y  $\mathbf{z}_i$ .
8. Situar  $\mathbf{y}_i$  de modo que forme un sistema dextrógiro con  $\mathbf{x}_i$  y  $\mathbf{z}_i$ .
9. Situar el sistema  $\{\mathbf{S}_n\}$  en el extremo del robot de modo que  $\mathbf{z}_n$  coincida con la dirección de  $\mathbf{z}_{n-1}$  y  $\mathbf{x}_n$  sea normal a  $\mathbf{z}_{n-1}$  y  $\mathbf{z}_n$ .
10. Obtener  $\theta_i$ , como el ángulo que hay que girar en torno a  $\mathbf{z}_{i-1}$  para que  $\mathbf{x}_{i-1}$  y  $\mathbf{x}_i$  queden paralelos.
11. Obtener  $\mathbf{d}_i$ , como la distancia, medida a lo largo de  $\mathbf{z}_{i-1}$ , que habría que desplazar  $\{\mathbf{S}_{i-1}\}$  para que  $\mathbf{z}_{i-1}$  y  $\mathbf{z}_i$  quedasen alineados.

12. Obtener  $\mathbf{a}_i$  como la distancia medida a lo largo de  $\mathbf{x}_i$  (que ahora coincidiría con  $\mathbf{x}_{i-1}$ ) que habría que desplazar el nuevo  $\{\mathbf{S}_{i-1}\}$  para que su origen coincidiese con  $\{\mathbf{S}_i\}$ .
13. Obtener  $\alpha_i$  como el ángulo que habría que girar en torno a  $\mathbf{x}_i$  (que ahora coincidiría con  $\mathbf{x}_{i-1}$ ), para que el nuevo  $\{\mathbf{S}_{i-1}\}$  coincidiese totalmente con  $\{\mathbf{S}_i\}$ .
14. Obtener las matrices de transformación  ${}^{i-1}\mathbf{A}_i$  definidas en 3.1.2.
15. Obtener la matriz de transformación que relaciona el sistema de la base con el del extremo del robot  $\mathbf{T} = {}^0\mathbf{A}_1, {}^1\mathbf{A}_2 \dots {}^{n-1}\mathbf{A}_n$ .
16. La matriz  $\mathbf{T}$  define la orientación (submatriz de rotación) y posición (submatriz de traslación) del extremo referido a la base en función de las  $n$  coordenadas articulares.

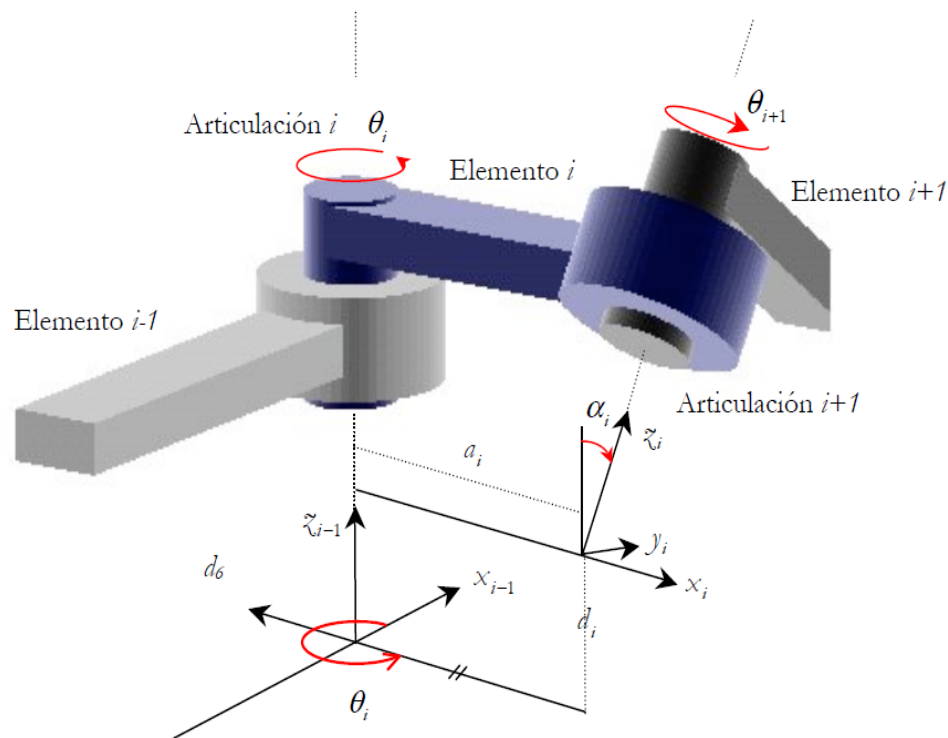


Figura A.1: Parámetros D-H para un eslabón giratorio.

De acuerdo con la Figura A.1, los cuatro parámetros de D-H ( $\theta_i$ ,  $d_i$ ,  $a_i$ ,  $\alpha_i$ ) dependen únicamente de las características geométricas de cada enlace y de las articulaciones que le unen con el anterior y siguiente (Figura A.1).

- $\theta_i$  Es el ángulo que forman los ejes  $\mathbf{x}_{i-1}$  y  $\mathbf{x}_i$  medido en un plano perpendicular al eje  $\mathbf{z}_{i-1}$ , utilizando la regla de la mano derecha. Se trata de un parámetro variable en articulaciones giratorias.
- $d_i$  Es la distancia a lo largo del eje  $\mathbf{z}_{i-1}$  desde el origen del sistema de coordenadas  $(i-1)$ -ésimo hasta la intersección del eje  $\mathbf{z}_{i-1}$  con el eje  $\mathbf{x}_i$ . Se trata de un parámetro variable en articulaciones prismáticas.
- $a_i$  Es la distancia a lo largo del eje  $\mathbf{x}_i$  que va desde la intersección del eje  $\mathbf{z}_{i-1}$  con el eje  $\mathbf{x}_i$  hasta el origen del sistema  $i$ -ésimo, en el caso de articulaciones giratorias. En el caso de articulaciones prismáticas, se calcula como la distancia más corta entre los ejes  $\mathbf{z}_{i-1}$  y  $\mathbf{z}_i$ .
- $\alpha_i$  Es el ángulo de separación del eje  $\mathbf{z}_{i-1}$  y del eje  $\mathbf{z}_i$ , medido en un plano perpendicular al eje  $\mathbf{x}_i$ , utilizando la regla de la mano derecha.

Una vez obtenidos los parámetros D-H, el cálculo de las relaciones entre los eslabones consecutivos del robot es inmediato, ya que vienen dadas por las matrices  $\mathbf{A}$ , que se calculan según la expresión general 3.1.2.

## Apéndice B

### Valores numéricos y resultados de pierna izquierda

En este apéndice se presenta datos numéricos utilizados en la simulación del exoesqueleto para resolver el problema de control de la marcha humana. Primeramente se muestran los datos en porcentaje del ciclo de caminata de los movimientos de las siete articulaciones que tiene el exoesqueleto por pierna, se señalan con color verde los datos correspondientes a la fase de apoyo y con color naranja los datos correspondientes a la fase de balanceo. En la segunda parte de este apéndice se muestran los eslabones del exoesqueleto con las tramas correspondientes a la fase de apoyo y la fase de balanceo para ambas piernas, con sus respectivas matrices de inercia para la pierna derecha y la pierna izquierda. Por último se muestran las tablas numéricas de los parámetros de D-H para la pierna izquierda para ambas fases de la caminata, también se muestran los resultados obtenidos en las simulaciones de la caminata del exoesqueleto de acuerdo a lo mencionado en 5.2.

---



## B.1 Tabla de trayectorias articulares de caminata

Tabla B.1.1: Posiciones articulares en la marcha humana ( $^{\circ}$ ), parte 1 de 2.

Porcentaje de caminata	Dedos del pie (PS) Flex/Extensión	Tobillo (PF) Supi/Pronación	Tobillo (PS) Dorsi/Plantarflexión	Rododilla (PS) Flex/Extensión	Cadera (PT) Int/External	Cadera (PS) Flex/Extensión	Cadera (PF) Ad/Abducción
0	17.953438	2.020000	-2.068702	8.839372	0.384454	27.824650	0.407614
1	16.837104	1.910000	-2.575384	10.154541	0.637236	27.839466	0.926593
2	15.095716	1.840000	-3.181146	11.471266	1.004977	27.747070	1.378320
3	12.672463	1.750000	-3.773306	12.929008	1.457342	27.633574	1.902543
4	10.393176	1.650000	-4.103673	14.461480	1.819958	27.487741	2.475162
5	7.330440	1.550000	-4.277179	16.063631	2.213789	27.290968	3.096146
6	4.848933	1.400000	-4.124933	17.632004	2.549913	27.021633	3.753453
7	3.068548	1.280000	-3.776094	19.044216	2.791389	26.649433	4.413986
8	1.900942	1.100000	-3.275882	20.210100	2.937289	26.158047	5.040919
9	1.054094	0.900000	-2.624481	21.092762	2.977892	25.535059	5.589532
10	0.479433	0.650000	-1.854034	21.710207	2.937949	24.791243	6.042940
11	0.131929	0.350000	-0.991624	22.083811	2.835402	23.936754	6.395473
12	0.044640	0.007500	-0.090105	22.229923	2.669724	22.987761	6.645215
13	0.094845	-0.300000	-0.823525	22.184473	2.452414	21.968563	6.808913
14	0.066519	-0.800000	1.710663	21.974646	2.199467	20.900040	6.899529
15	-0.026825	-1.350000	2.558651	21.609097	1.920274	19.789927	6.921632
16	-0.119009	-1.800000	3.334624	21.139452	1.648490	18.652109	6.898390
17	-0.195972	-2.200000	4.027797	20.568066	1.391428	17.485043	6.822888
18	-0.242882	-2.500000	4.651212	19.935322	1.160789	16.301039	6.710959
19	-0.246807	-2.750000	5.198746	19.258190	0.945198	15.104074	6.558430
20	-0.207239	-2.950000	5.688121	18.564348	0.737464	13.901207	6.382991
21	-0.119867	-3.100000	6.120298	17.872314	0.525369	12.698886	6.191142
22	0.000946	-3.200000	6.514965	17.189915	0.309772	11.497048	5.995920
23	0.146383	-3.250000	6.883830	16.520363	0.097399	10.297544	5.799863
24	0.303043	-3.300000	7.238573	15.861449	-0.106033	9.101532	5.603699
25	0.465929	-3.310000	7.589808	15.210046	-0.277266	7.907128	5.408157
26	0.630747	-3.250000	7.942841	14.569065	-0.414511	6.718451	5.216018
27	0.797173	-3.100000	8.301189	13.937888	-0.508308	5.534802	5.031781
28	0.968895	-2.850000	8.658799	13.321951	-0.556180	4.362372	4.857656
29	1.144491	-2.650000	9.015811	12.722404	-0.558758	3.198707	4.699813
30	1.344711	-2.400000	9.368915	12.151945	-0.526034	2.052212	4.558883
31	1.543165	-2.170000	9.743206	11.616094	-0.468294	0.922442	4.438232
32	1.745506	-1.950000	10.140047	11.127668	-0.398853	-0.180645	4.339590
33	1.959469	-1.675000	10.548359	10.688640	-0.333107	-1.256391	4.260553
34	2.195904	-1.300000	10.961168	10.313936	-0.286646	-2.296778	4.203666
35	2.478018	-1.050000	11.363894	10.009512	-0.268338	-3.302572	4.165309
36	2.820747	-0.730000	11.752734	9.798005	-0.283585	-4.271730	4.144474
37	3.220861	-0.400000	12.132125	9.675067	-0.315426	-5.213864	4.134651
38	3.693830	-0.150000	12.495410	9.658165	-0.389462	-6.125227	4.131034
39	4.250654	0.100000	12.830663	9.736856	-0.532894	-7.010687	4.130281
40	4.924065	0.300000	13.111014	9.922468	-0.756736	-7.863689	4.126508
41	5.729292	0.550000	13.316559	10.208987	-1.041618	-8.687135	4.113960
42	6.697250	0.750000	13.423947	10.609872	-1.390427	-9.470682	4.082339
43	7.844538	0.980000	13.419282	11.128002	-1.776971	-10.209495	4.027725
44	9.219873	1.175000	13.254629	11.771152	-2.193505	-10.892772	3.937242
45	10.832132	1.375000	12.912780	12.535039	-2.611323	-11.517575	3.810375
46	12.720398	1.540000	12.347836	13.424532	-3.029397	-12.072264	3.634366
47	14.902172	1.725000	11.534830	14.445732	-3.427794	-12.549621	3.402327
48	17.404640	1.900000	10.443515	15.608191	-3.802911	-12.936690	3.105864



Tabla B.1.2: Posiciones articulares en la marcha humana (°), parte 2 de 2.

Porcentaje de caminata	Dedos del pie (PS) Flex/Extensión	Tobillo (PF) Supi/Pronación	Tobillo (PS) Dorsi/Plantarflexión	Rodidilla (PS) Flex/Extensión	Cadera (PT) Int/External	Cadera (PS) Flex/Extensión	Cadera (PF) Ad/Abducción
49	20.235554	2.100000	9.064222	16.926849	-4.140643	-13.224111	2.740721
50	23.385826	2.250000	7.400154	18.409588	-4.441656	-13.394264	2.309391
51	26.893406	2.325000	5.421778	20.101749	-4.720349	-13.414128	1.802580
52	30.685722	2.470000	3.196724	21.995615	-4.990416	-13.277950	1.239203
53	34.745743	2.600000	0.748309	24.107861	-5.259537	-12.971428	0.617480
54	39.023464	2.700000	-1.873117	26.452015	-5.507457	-12.477921	-0.058195
55	43.446068	2.800000	-4.598386	29.022032	-5.718089	-11.794045	-0.786222
56	47.915222	2.900000	-7.339166	31.807674	-5.863189	-10.908782	-1.547834
57	52.321861	3.000000	-9.999494	34.772587	-5.953805	-9.834402	-2.320897
58	56.493935	3.100000	-12.426988	37.885086	-5.978175	-8.562609	-3.057792
59	60.286118	3.200000	-14.489008	41.099056	-5.942772	-7.117426	-3.728326
60	63.509651	3.257000	-16.022939	44.364094	-5.839108	-5.509234	-4.297006
61	66.043770	3.330000	-16.956434	47.630711	-5.657351	-3.760672	-4.750076
62	67.812164	3.390000	-17.288583	50.817650	-5.389826	-1.889740	-5.067858
63	68.847771	3.400000	-17.122240	53.854061	-5.034805	0.069985	-5.261250
64	69.138718	3.410000	-16.522066	56.638714	-4.586515	2.095090	-5.322591
65	68.744621	3.425000	-15.571493	59.122738	-4.052817	4.147902	-5.270967
66	67.654343	3.445000	-14.305250	61.233398	-3.449998	6.204980	-5.107844
67	65.973145	3.470000	-12.805128	62.973225	-2.832140	8.238225	-4.856164
68	63.736740	3.490000	-11.123693	64.307373	-2.256500	10.232181	-4.523390
69	61.083557	3.510000	-9.368143	65.264153	-1.763810	12.172576	-4.137578
70	58.098396	3.520000	-7.636976	65.826424	-1.379604	14.044002	-3.720379
71	54.864952	3.530000	-5.971008	66.018173	-1.079259	15.837062	-3.294297
72	51.450836	3.520000	-4.443515	65.845543	-0.842352	17.542845	-2.880357
73	47.920502	3.510000	-3.101177	65.322701	-0.645675	19.158110	-2.484783
74	44.319008	3.495000	-1.955631	64.471581	-0.471453	20.679758	-2.114028
75	40.671013	3.480000	-0.991684	63.320213	-0.320140	22.110626	-1.766374
76	37.003353	3.478000	-0.222452	61.860077	-0.165199	23.435335	-1.445881
77	33.310860	3.470000	0.407183	60.130512	-0.002213	24.656788	-1.152310
78	29.603367	3.460000	0.908787	58.129395	0.189955	25.763882	-0.887586
79	25.866703	3.460000	1.323262	55.851070	0.402096	26.743296	-0.653730
80	22.100273	3.450000	1.688588	53.337719	0.627950	27.600309	-0.441272
81	18.309978	3.450000	2.012846	50.558937	0.848711	28.317024	-0.254778
82	14.515202	3.420000	2.300259	47.570026	1.034318	28.906847	-0.096864
83	11.043217	3.400000	2.533905	44.352642	1.157930	29.351864	0.023905
84	9.400000	3.350000	2.699370	40.968960	1.197251	29.681942	0.105110
85	8.700000	3.300000	2.813757	37.538494	1.088803	29.951500	0.157635
86	8.500000	3.250000	2.809382	33.874027	0.914526	30.039484	0.160122
87	8.450000	3.200000	2.728863	30.153488	0.638832	30.018280	0.122700
88	9.000000	3.150000	2.567667	26.435419	0.292172	29.904661	0.051324
89	10.473694	3.100000	2.295811	22.783033	-0.096507	29.709795	-0.050499
90	13.457663	3.050000	1.894152	19.221523	-0.412075	29.464314	-0.253658
91	16.189794	3.000000	1.491402	15.936180	-0.778260	29.147293	-0.396656
92	18.624421	2.950000	1.106594	12.963055	-1.081476	28.799944	-0.546112
93	20.658367	2.870000	0.748574	10.422619	-1.262506	28.456171	-0.682273
94	22.210645	2.820000	0.449889	8.343521	-1.288537	28.141352	-0.822144
95	23.154127	2.750000	0.098359	6.845343	-1.224656	27.864231	-0.907883
96	23.499164	2.700000	-0.283416	5.890126	-0.961939	27.683393	-0.935228
97	23.143940	2.600000	-0.744321	5.733723	-0.580619	27.517523	-0.903842
98	22.317757	2.480000	-1.175073	6.000000	-0.113458	27.424148	-0.797389
99	21.100000	2.300000	-1.496709	6.800000	0.120000	27.552386	-0.570696
100	19.500000	2.150000	-1.750000	7.800000	0.250000	27.803846	-0.289575

## B.2 Tensores de inercia y colocación de tramas.

Matrices de inercia para la fase de apoyo en kg-cm<sup>2</sup>

Matrices de inercia de masa 1 en la fase de apoyo

Pierna Derecha Apoyo:

$$I_{masa1PDA} = \begin{bmatrix} 1.25544888 & -0.12783137 & -0.00016938 \\ -0.12783137 & 5.46658669 & -0.00002753 \\ -0.00016938 & -0.00002753 & 4.82817301 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Apoyo:

$$I_{masa1PIA} = \begin{bmatrix} 1.25544888 & -0.12783137 & -0.00016938 \\ -0.12783137 & 5.46658669 & 0.00002753 \\ -0.00016938 & 0.00002753 & 4.82817301 \end{bmatrix}$$

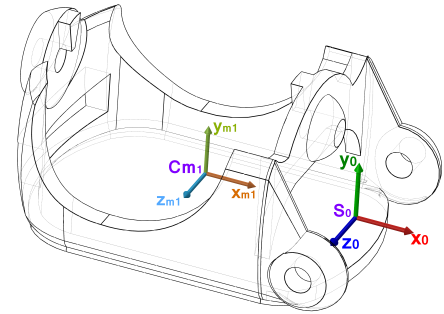


Figura B.1: Ubicación de tramas en el eslabón 1 del análisis cinemático en FdA.

Matrices de inercia de masa 2 en la fase de apoyo

Pierna Derecha Apoyo:

$$I_{masa2PDA} = \begin{bmatrix} 2.26503086 & -0.00011464 & -0.07024880 \\ -0.00011464 & 2.03926235 & 0.00374846 \\ -0.07024880 & 0.00374846 & 0.27712613 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Apoyo:

$$I_{masa2PIA} = \begin{bmatrix} 2.26503086 & 0.00011464 & -0.07024880 \\ 0.00011464 & 2.03926235 & -0.00374846 \\ -0.07024880 & -0.00374846 & 0.27712613 \end{bmatrix}$$

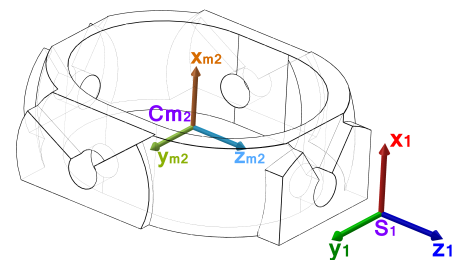


Figura B.2: Ubicación de tramas en el eslabón 2 del análisis cinemático en FdA.

**Matrices de inercia de masa 3 en la fase de apoyo**

Pierna Derecha Apoyo:

$$I_{masa3PDA} = \begin{bmatrix} 3.29241353 & 0.55308552 & -0.00882458 \\ 0.55308552 & 27.41616476 & -0.00066031 \\ -0.00882458 & -0.00066031 & 25.69889216 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Apoyo:

$$I_{masa3PIA} = \begin{bmatrix} 3.29241353 & 0.55308552 & 0.00882458 \\ 0.55308552 & 27.41616476 & 0.00066031 \\ 0.00882458 & 0.00066031 & 25.69889216 \end{bmatrix}$$

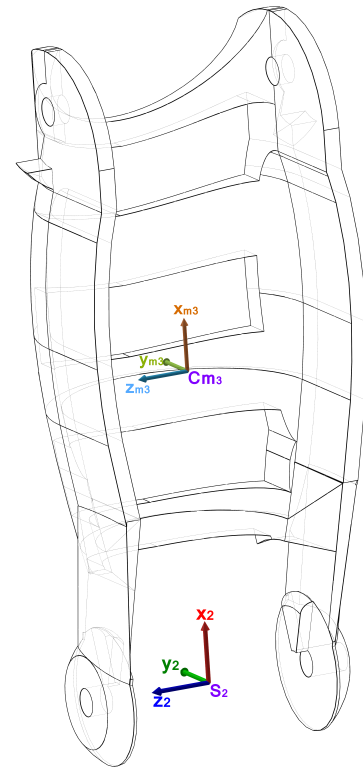


Figura B.3: Ubicación de tramas en el eslabón 3 del análisis cinemático en FdA.

**Matrices de inercia de masa 4 en la fase de apoyo**

Pierna Derecha Apoyo:

$$I_{masa4PDA} = \begin{bmatrix} 2.38510387 & 0.91926229 & 0.30853902 \\ 0.91926229 & 3.49888111 & 0.25194489 \\ 0.30853902 & 0.25194489 & 2.83026463 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Apoyo:

$$I_{masa4PIA} = \begin{bmatrix} 2.38510387 & 0.91926229 & -0.30853902 \\ 0.91926229 & 3.49888111 & -0.25194489 \\ -0.30853902 & -0.25194489 & 2.83026463 \end{bmatrix}$$

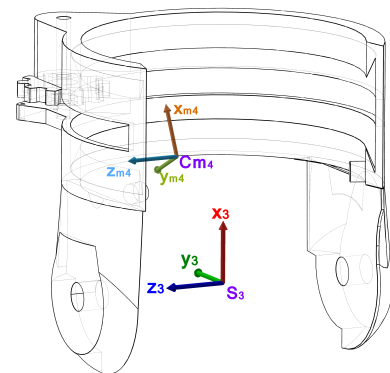


Figura B.4: Ubicación de tramas en el eslabón 4 del análisis cinemático en FdA.

**Matrices de inercia de masa 5 en la fase de apoyo**

Pierna Derecha Apoyo:

$$I_{masa5PDA} = \begin{bmatrix} 23.92874898 & 0.35418961 & -2.69759982 \\ 0.35418961 & 22.98551496 & -3.25754026 \\ -2.69759982 & -3.25754026 & 3.20964834 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Apoyo:

$$I_{masa5PIA} = \begin{bmatrix} 23.92874898 & -0.35418961 & -2.69759982 \\ -0.35418961 & 22.98551496 & 3.25754026 \\ -2.69759982 & 3.25754026 & 3.20964834 \end{bmatrix}$$

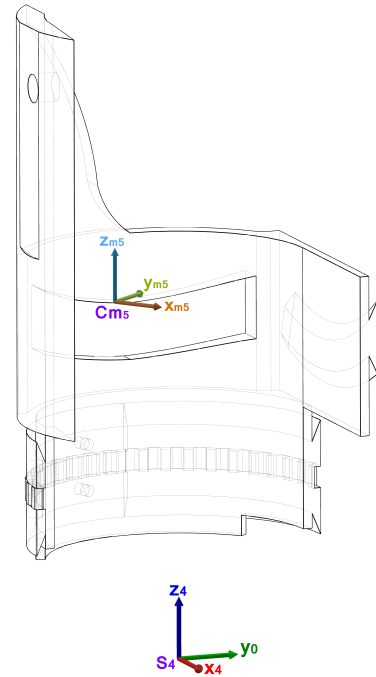


Figura B.5: Ubicación de tramas en el eslabón 5 del análisis cinemático en FdA.

**Matrices de inercia de masa 6 en la fase de apoyo**

Pierna Derecha Apoyo:

$$I_{masa6PDA} = \begin{bmatrix} 6.14556936 & 1.16143661 & 0.30544658 \\ 1.16143661 & 8.21988463 & 1.08849531 \\ 0.30544658 & 1.08849531 & 8.31770460 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Apoyo:

$$I_{masa6PIA} = \begin{bmatrix} 6.14556936 & 1.16143661 & -0.30544658 \\ 1.16143661 & 8.21988463 & -1.08849531 \\ -0.30544658 & -1.08849531 & 8.31770460 \end{bmatrix}$$

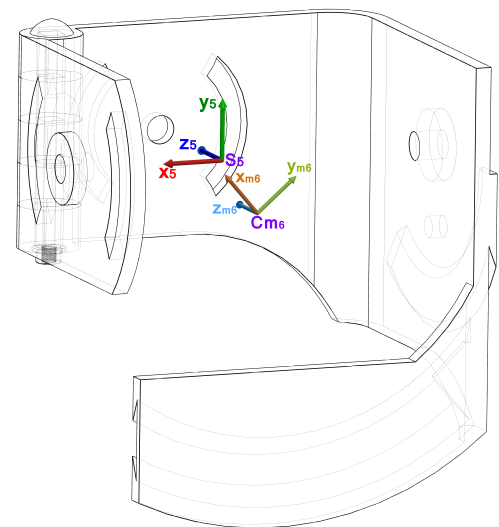


Figura B.6: Ubicación de tramas en el eslabón 6 del análisis cinemático en FdA.

**Matrices de inercia de masa 7 en la fase de apoyo**

Pierna Derecha Apoyo:

$$I_{masa7PDA} = \begin{bmatrix} 34.23713118 & -5.77717438 & -0.80945746 \\ -5.77717438 & 18.77373096 & 2.82488594 \\ -0.80945746 & 2.82488594 & 31.35799835 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Apoyo:

$$I_{masa7PIA} = \begin{bmatrix} 34.23713118 & 5.77717438 & -0.80945746 \\ 5.77717438 & 18.77373096 & -2.82488594 \\ -0.80945746 & -2.82488594 & 31.35799835 \end{bmatrix}$$

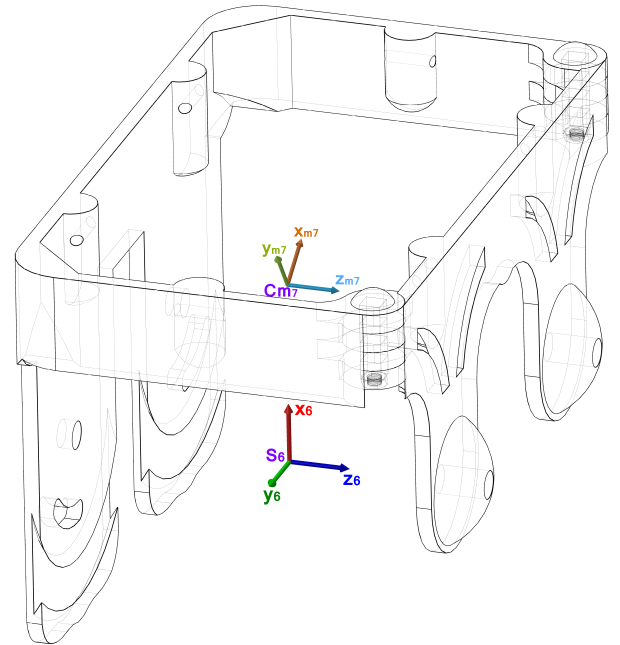


Figura B.7: Ubicación de tramas en el eslabón 7 del análisis cinemático en FdA.

**Matrices de inercia para la fase de balanceo en kg-cm<sup>2</sup>**

**Matrices de inercia de masa 1 en la fase de balanceo**

Pierna Derecha Balanceo:

$$I_{masa1PDB} = \begin{bmatrix} 8.31770460 & -1.09027860 & -0.30704184 \\ -1.09027860 & 8.21830471 & 1.16143661 \\ -0.30704184 & 1.16143661 & 6.14398944 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Balanceo:

$$I_{masa1PIB} = \begin{bmatrix} 8.31770460 & 1.09027860 & 0.30704184 \\ 1.09027860 & 8.21830471 & 1.16143661 \\ 0.30704184 & 1.16143661 & 6.14398944 \end{bmatrix}$$

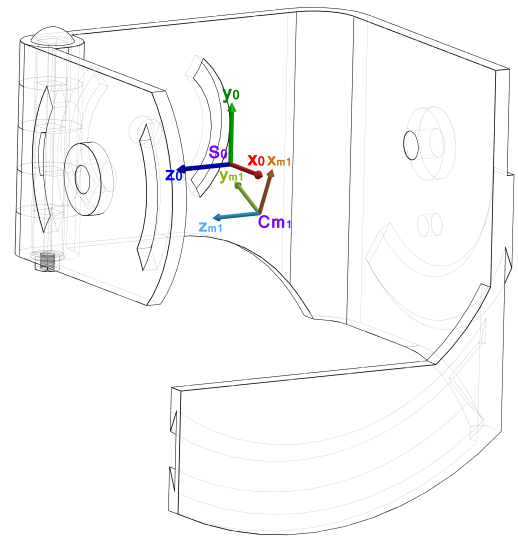


Figura B.8: Ubicación de tramas en el eslabón 1 del análisis cinemático en FdB.

**Matrices de inercia de masa 2 en la fase de balanceo**

Pierna Derecha Balanceo:

$$I_{masa2PDB} = \begin{bmatrix} 3.40129205 & -2.54933692 & -0.49056546 \\ -2.54933692 & 13.20253364 & 0.42066570 \\ -0.49056546 & 0.42066570 & 12.45482930 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Balanceo:

$$I_{masa2PIB} = \begin{bmatrix} 3.40129205 & -2.54933692 & 0.49056546 \\ -2.54933692 & 13.20253364 & -0.42066570 \\ 0.49056546 & -0.42066570 & 12.45482930 \end{bmatrix}$$

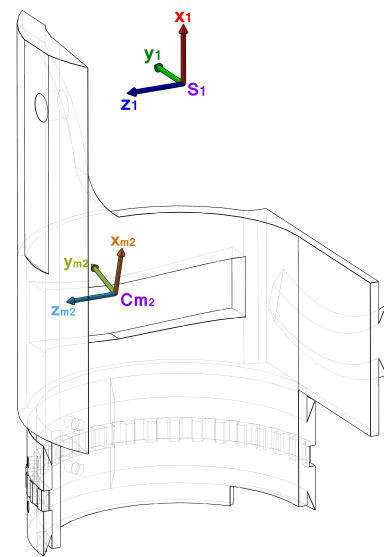


Figura B.9: Ubicación de tramas en el eslabón 2 del análisis cinemático en FdB.

**Matrices de inercia de masa 3 en la fase de balanceo**

Pierna Derecha Balanceo:

$$I_{masa3PDB} = \begin{bmatrix} 23.74772276 & 0.24902720 & 1.93991942 \\ 0.24902720 & 23.08115214 & 0.68349165 \\ 1.93991942 & 0.68349165 & 2.38305821 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Balanceo:

$$I_{masa3PIB} = \begin{bmatrix} 23.74772276 & -0.24902720 & 1.93991942 \\ -0.24902720 & 23.08115214 & -0.68349165 \\ 1.93991942 & -0.68349165 & 2.38305821 \end{bmatrix}$$

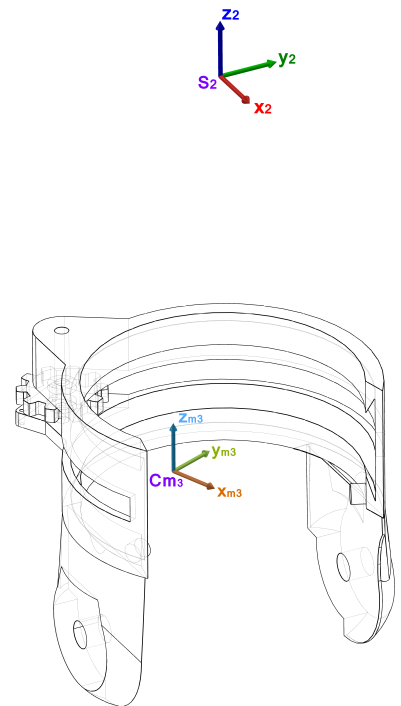


Figura B.10: Ubicación de tramas en el eslabón 3 del análisis cinemático en FdB.

**Matrices de inercia de masa 4 en la fase de balanceo**

Pierna Derecha Balanceo:

$$I_{masa4PDB} = \begin{bmatrix} 24.07348480 & 0.36831641 & 0.00157835 \\ 0.36831641 & 3.29289947 & 0.23335632 \\ 0.00157835 & 0.23335632 & 22.35572632 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Balanceo:

$$I_{masa4PIB} = \begin{bmatrix} 24.07348480 & 0.36831641 & -0.00157835 \\ 0.36831641 & 3.29289947 & -0.23335632 \\ -0.00157835 & -0.23335632 & 22.35572632 \end{bmatrix}$$

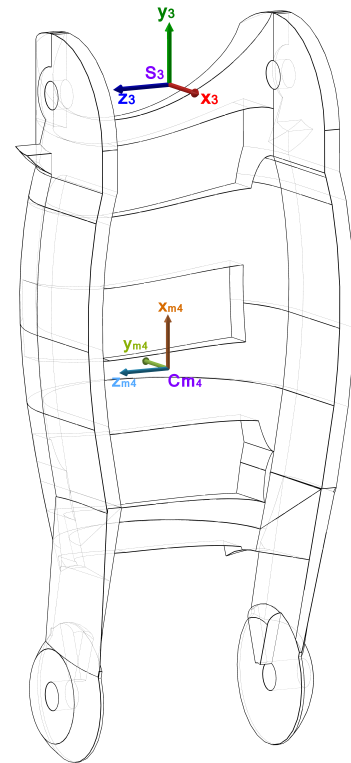


Figura B.11: Ubicación de tramas en el eslabón 4 del análisis cinemático en FdB.

**Matrices de inercia de masa 5 en la fase de balanceo**

Pierna Derecha Balanceo:

$$I_{masa5PDB} = \begin{bmatrix} 0.60923002 & -0.01107172 & -0.00034286 \\ -0.01107172 & 0.27716258 & 0.00038591 \\ -0.00034286 & 0.00038591 & 0.38342547 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Balanceo:

$$I_{masa5PIB} = \begin{bmatrix} 0.60923002 & -0.01107172 & 0.00034286 \\ -0.01107172 & 0.27716258 & -0.00038591 \\ 0.00034286 & -0.00038591 & 0.38342547 \end{bmatrix}$$

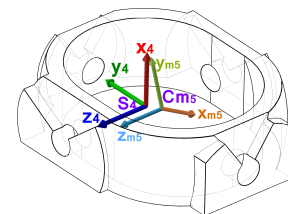


Figura B.12: Ubicación de tramas en el eslabón 5 del análisis cinemático en FdB.

**Matrices de inercia de masa 6 en la fase de balanceo**

Pierna Derecha Balanceo:

$$I_{masa6PDB} = \begin{bmatrix} 2.89848519 & 0.00467125 & -0.59391213 \\ 0.00467125 & 3.10622994 & -0.01114226 \\ -0.59391213 & -0.01114226 & 2.10160973 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Balanceo:

$$I_{masa6PIB} = \begin{bmatrix} 2.89848519 & -0.00467125 & -0.59391213 \\ -0.00467125 & 3.10622994 & 0.01114226 \\ -0.59391213 & 0.01114226 & 2.10160973 \end{bmatrix}$$

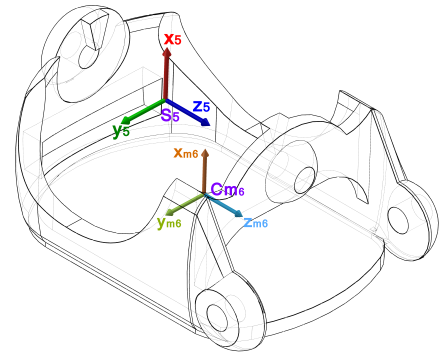


Figura B.13: Ubicación de tramas en el eslabón 6 del análisis cinemático en FdB.

**Matrices de inercia de masa 7 en la fase de balanceo**

Pierna Derecha Balanceo:

$$I_{masa7PDB} = \begin{bmatrix} 0.57486564 & 0.03781716 & 0.00002133 \\ 0.03781716 & 0.29303868 & 0.00010983 \\ 0.00002133 & 0.00010983 & 0.35072254 \end{bmatrix}$$

Pierna Izquierda Balanceo:

$$I_{masa7PIB} = \begin{bmatrix} 0.57486564 & 0.03781716 & -0.00002133 \\ 0.03781716 & 0.29303868 & -0.00010983 \\ -0.00002133 & -0.00010983 & 0.35072254 \end{bmatrix}$$

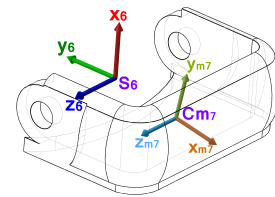


Figura B.14: Ubicación de tramas en el eslabón 7 del análisis cinemático en FdB.



### B.3 Tablas D-H y resultados de Pierna Izquierda

Articulación $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 + 90$	-0.00039056	+3.01005090	+90
2	$q_2$	-7.15775324	-0.00000910	-90
3	$q_3$	0	+20.15999090	0
4	$q_4 - 90$	-0.02008634	0	-90
5	$q_5$	+19.68348244	+0.35651379	+90
6	$q_6 + 90$	-0.00510375	0	+90
7	$q_7 - 90$	0	-11.14620768	0

Tabla B.3.3: Parámetros D-H para modelo de pierna izquierda en apoyo (PIA).

Centro de masa $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 - 1.95544288$	+0.01454211	-5.27327426	0
2	$q_2 + 2.42783563$	-6.37441477	+0.27491672	0
3	$q_3 + 1.48860352$	+0.06358906	+10.57385129	0
4	$q_4 + 27.33684409$	-0.80168849	+4.46120266	0
5	$q_5 - 37.60532219$	+11.86984946	-2.32848153	0
6	$q_6 + 49.45223687$	-0.91630056	-2.62791111	0
7	$q_7 + 55.31986584$	-1.84120124	+6.77543242	0

Tabla B.3.4: Centro de masas PIA.

Articulación $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 + 90$	0	0	-90
2	$q_2 - 90$	+0.00510375	-0.35651379	-90
3	$q_3$	-19.68348244	0	+90
4	$q_4 + 90$	0	-20.15999090	0
5	$q_5$	+0.02008634	+0.00000910	+90
6	$q_6$	+7.15775324	-3.01005090	-90
7	$q_7 - 90$	0	+4.49722718	0

Tabla B.3.5: Parámetros D-H para modelo de perna izquierda en apoyo (PIB).

Centro de masa $i$	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1 - 65.47203824$	-1.70835696	+2.19492891	0
2	$q_2 - 15.73329718$	-1.41577935	-8.11777073	0
3	$q_3 - 20.88262401$	-15.72049746	- 2.19271122	0
4	$q_4 + 88.35926001$	+0.08367540	-9.58970815	0
5	$q_5 - 70.67668268$	+0.03173210	+0.83010074	0
6	$q_6 - 0.30230967$	+1.88754979	-2.83015409	0
7	$q_7 - 100.39984337$	+0.00181913	+2.68616224	0

Tabla B.3.6: Centro de masas PIB.

### B.3.1 Errores de seguimiento de trayectoria de posición articular de pierna izquierda

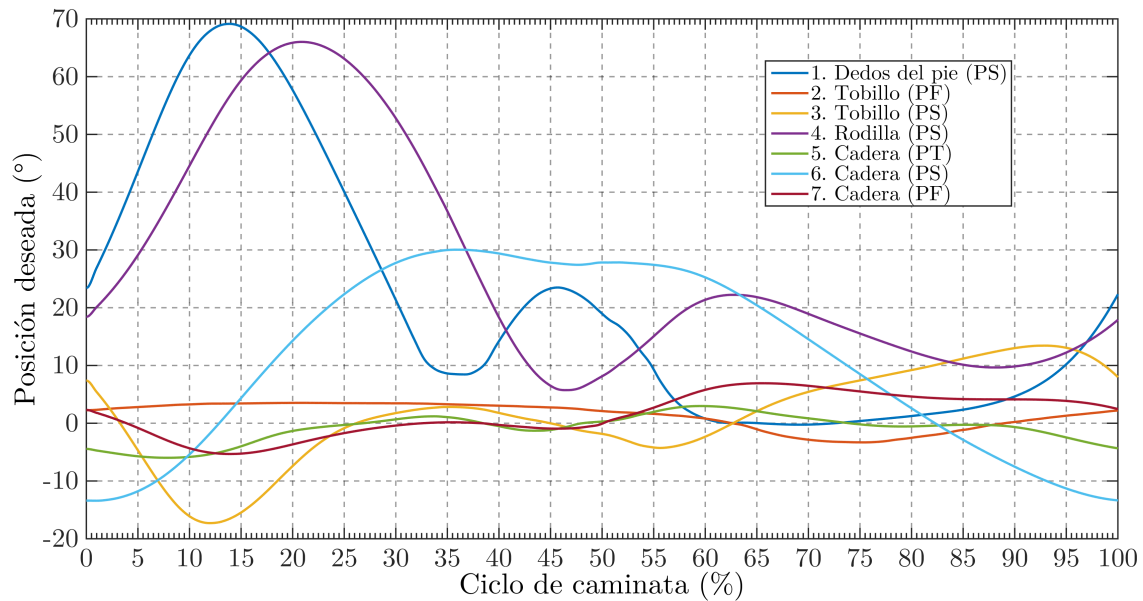


Figura B.15: Trayectorias de posición articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna izquierda del exoesqueleto para el ciclo de caminata.

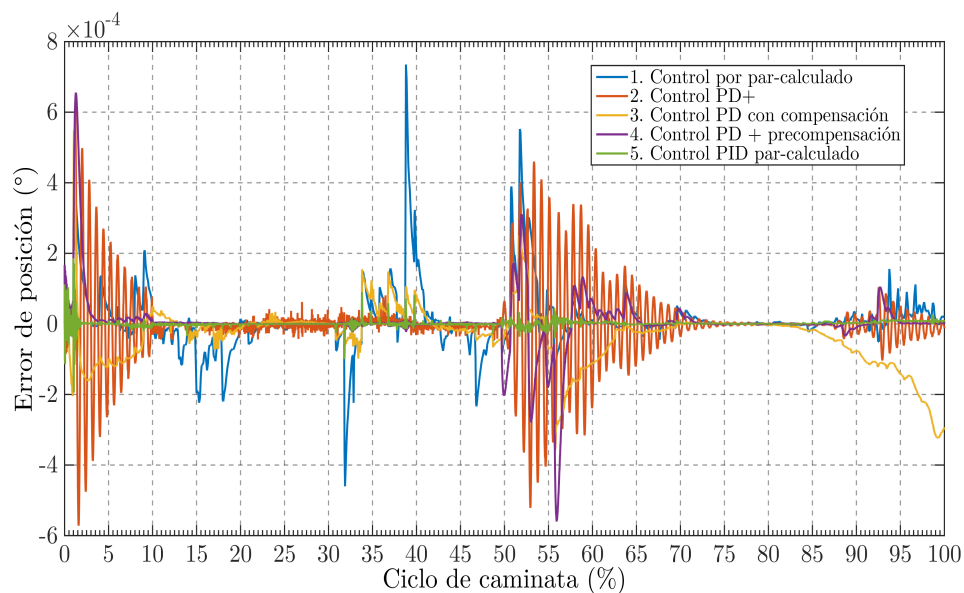


Figura B.16: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de dedos del pie (PS) de la pierna izquierda.

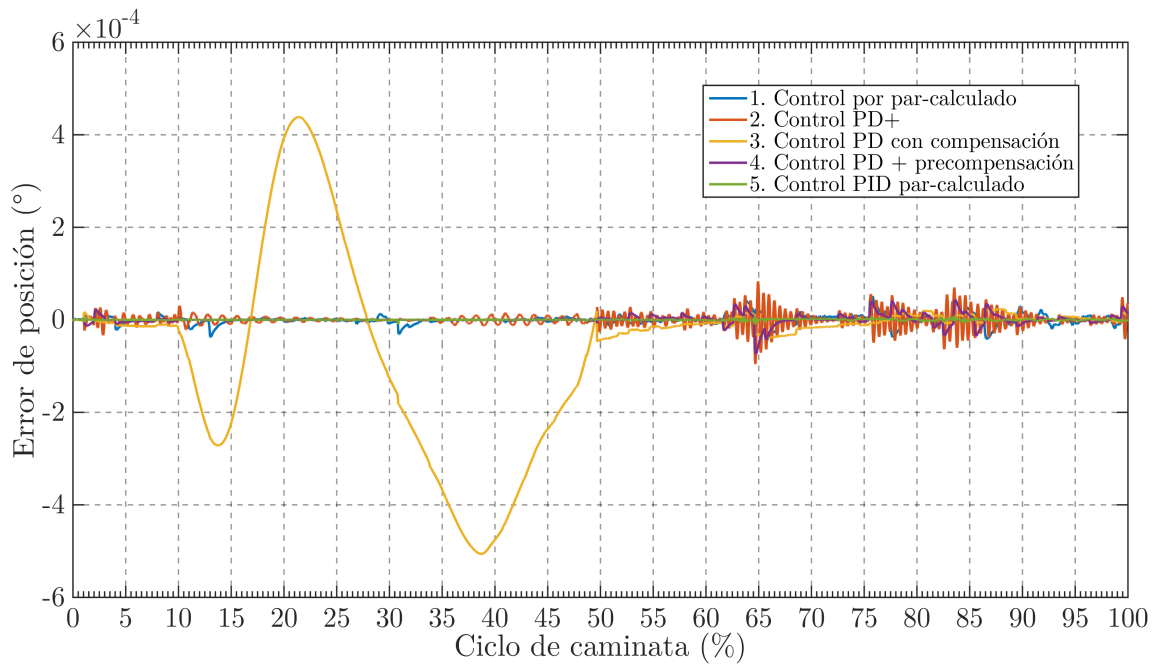


Figura B.17: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PF) de la pierna izquierda.

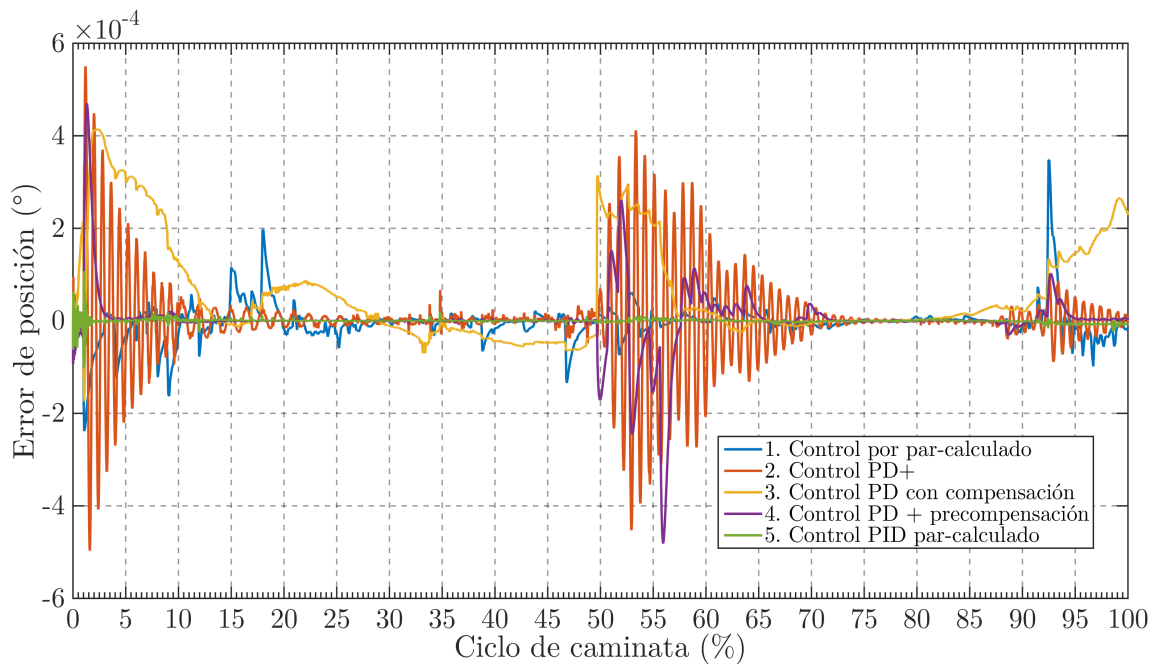


Figura B.18: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de tobillo (PS) de la pierna izquierda.

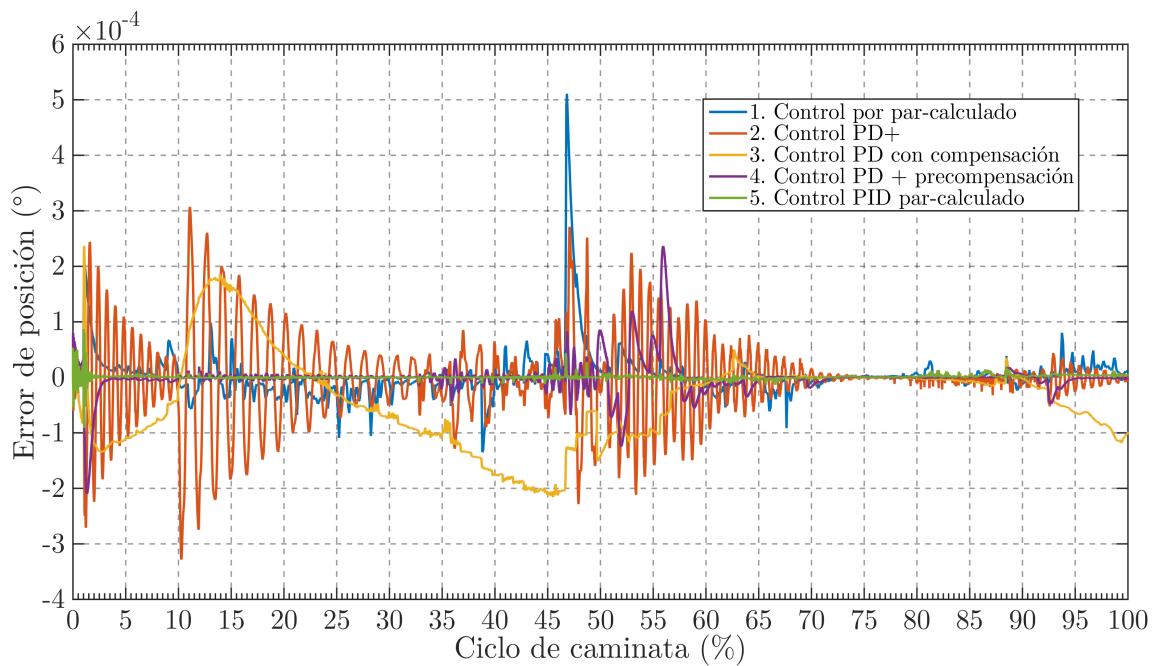


Figura B.19: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de rodilla (PS) de la pierna izquierda.

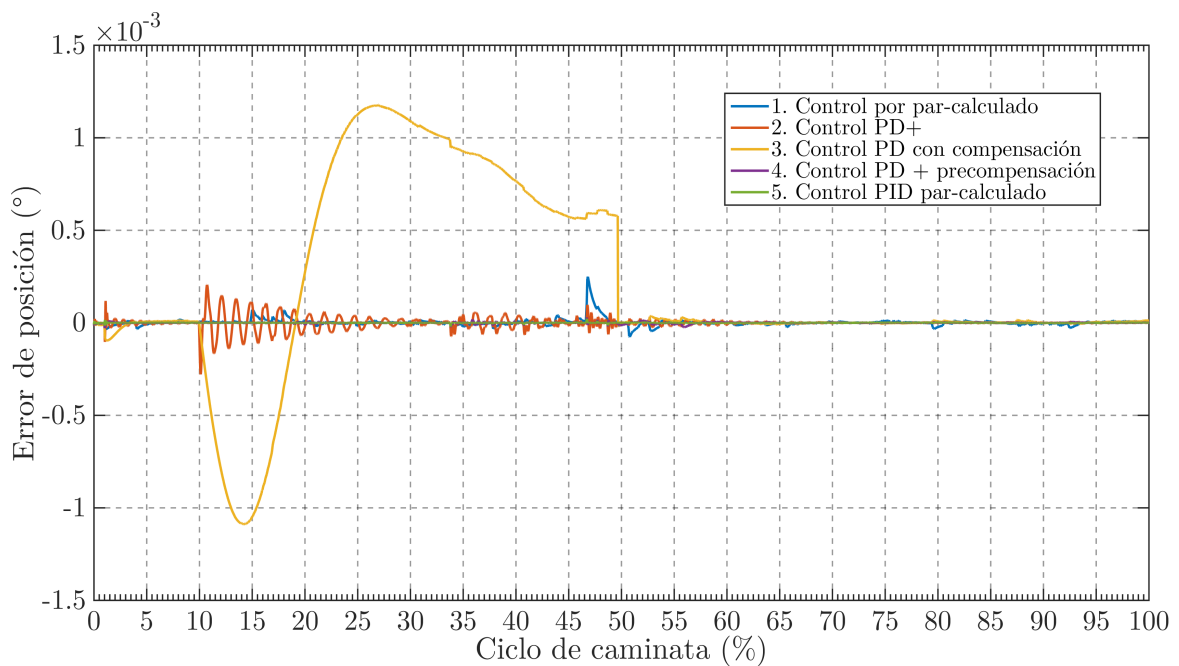


Figura B.20: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PT) de la pierna izquierda.

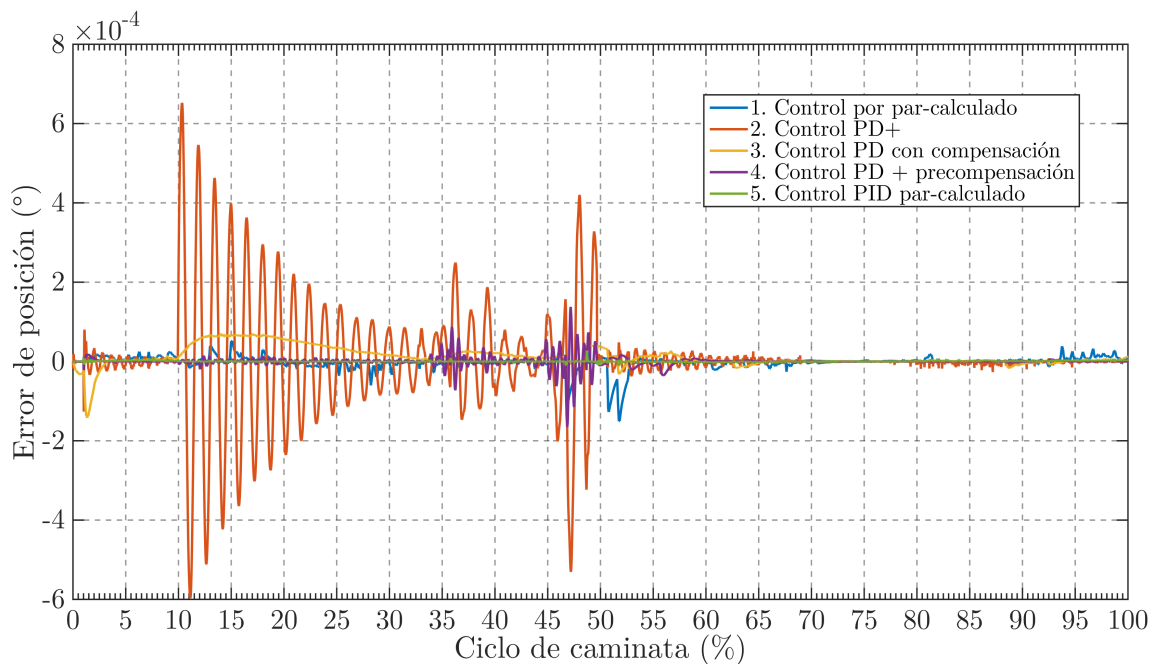


Figura B.21: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PS) de la pierna izquierda.

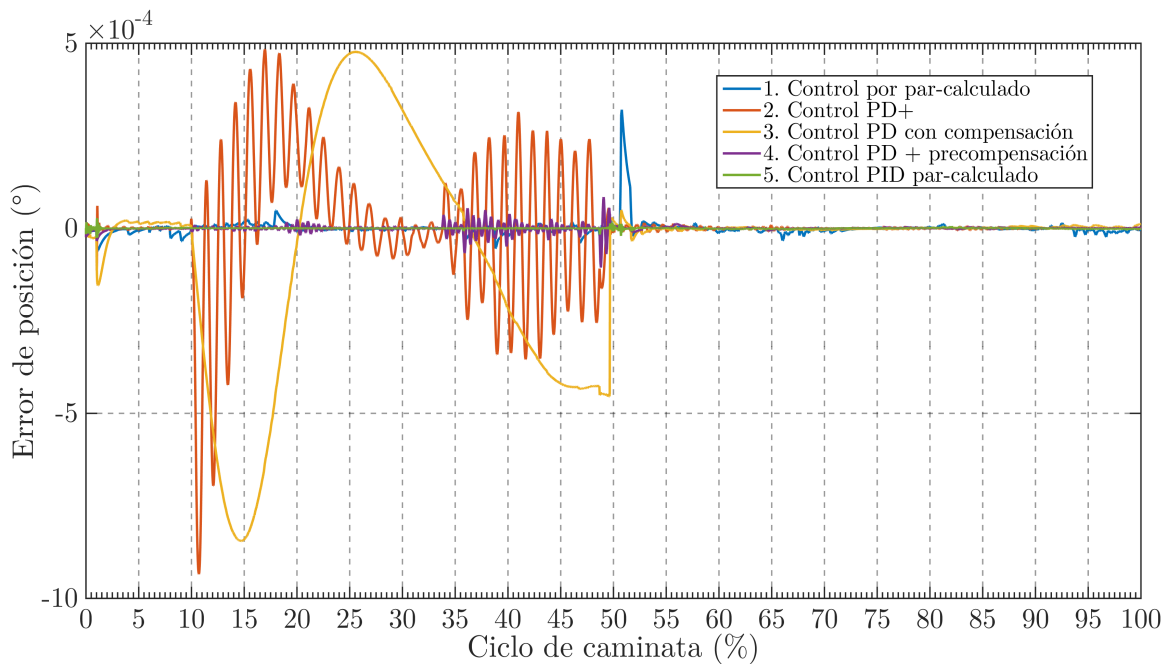


Figura B.22: Error de seguimiento de trayectoria de posición articular de cadera (PF) de la pierna izquierda.

### B.3.2 Errores de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna izquierda

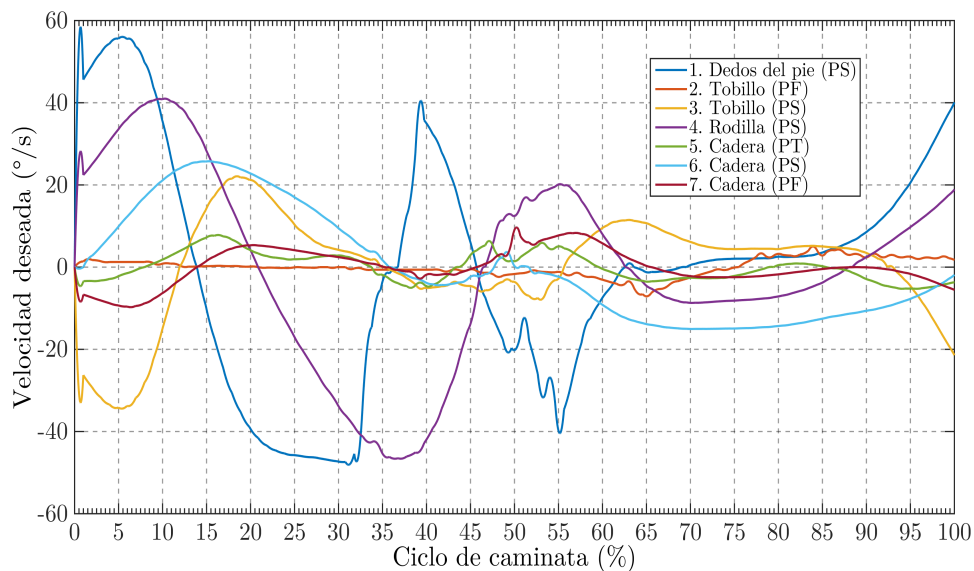


Figura B.23: Trayectorias de velocidad articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna izquierda del exoesqueleto para el ciclo de caminata.

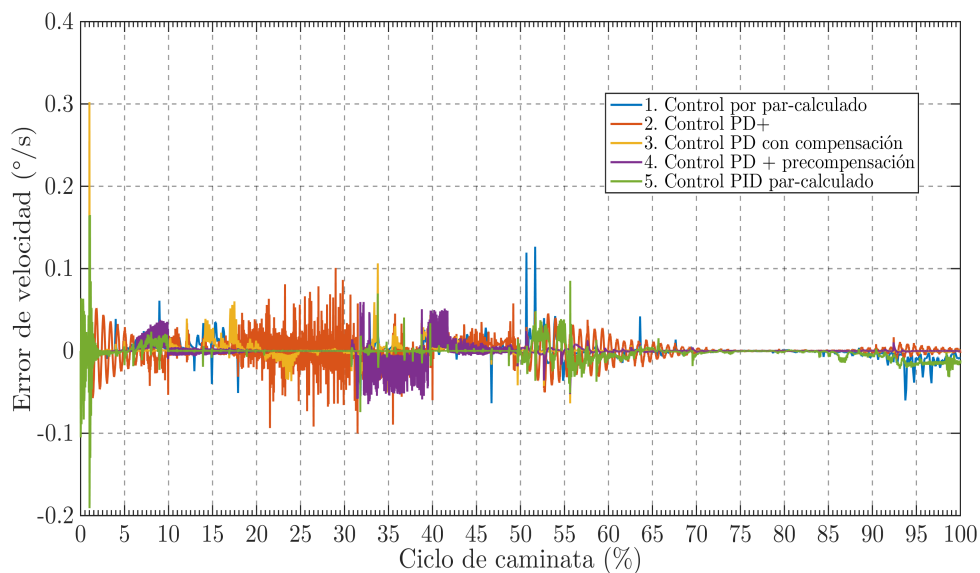


Figura B.24: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de dedos del pie (PS) de la pierna izquierda.

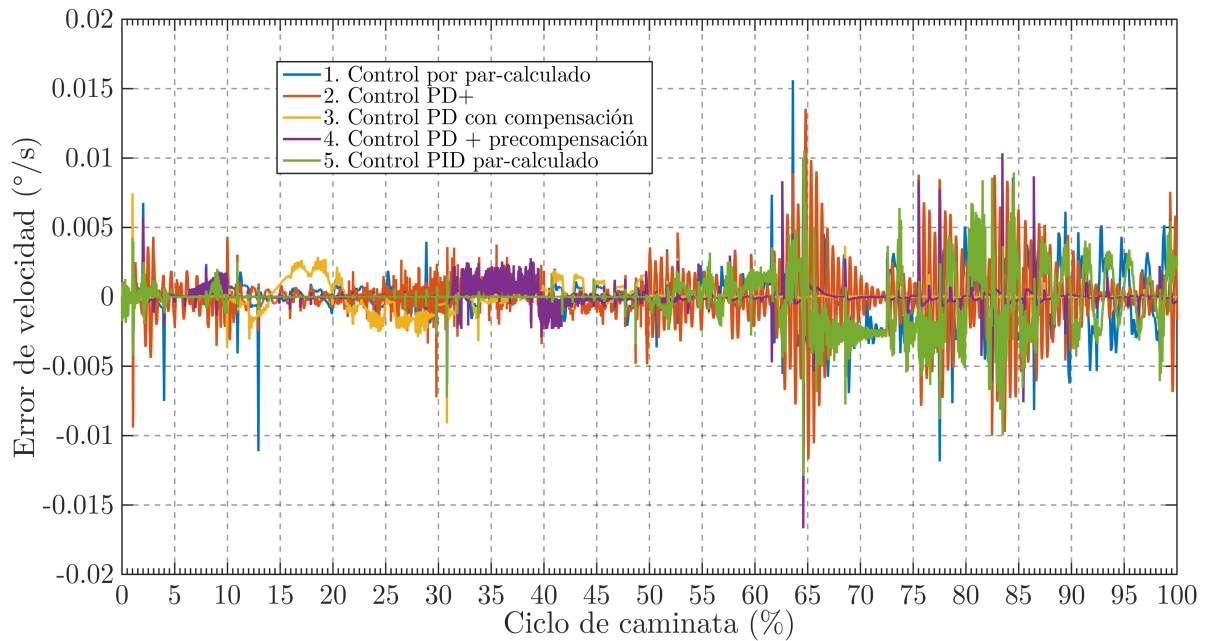


Figura B.25: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PF) de la pierna izquierda.

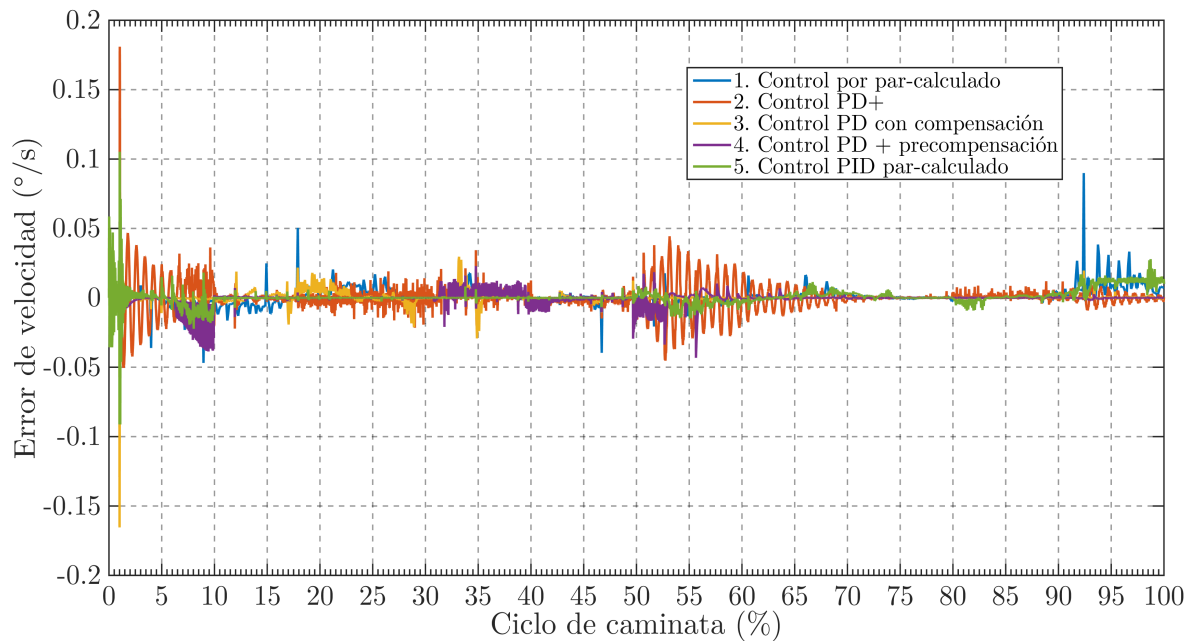


Figura B.26: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de tobillo (PS) de la pierna izquierda.



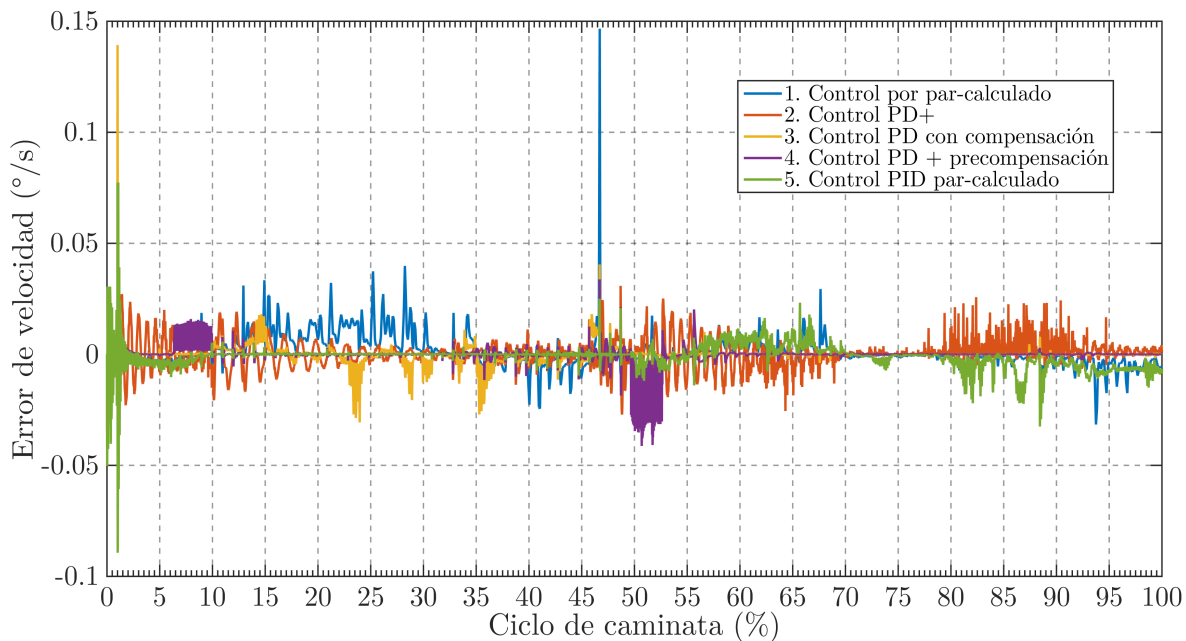


Figura B.27: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de rodilla (PS) de la pierna izquierda.

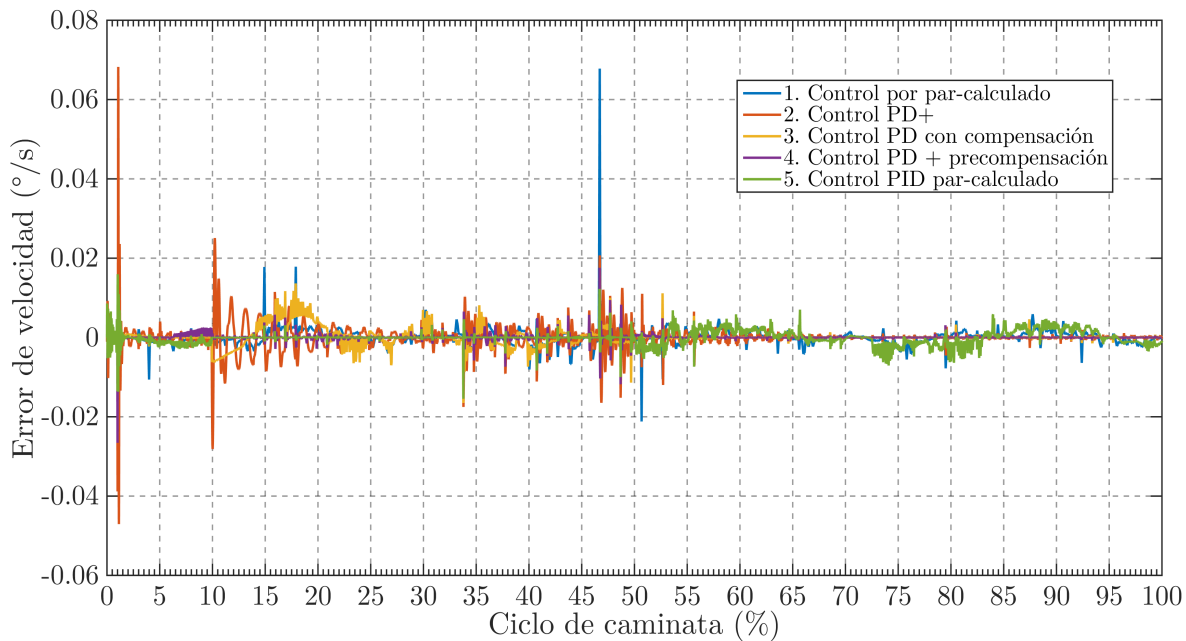


Figura B.28: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PT) de la pierna izquierda.

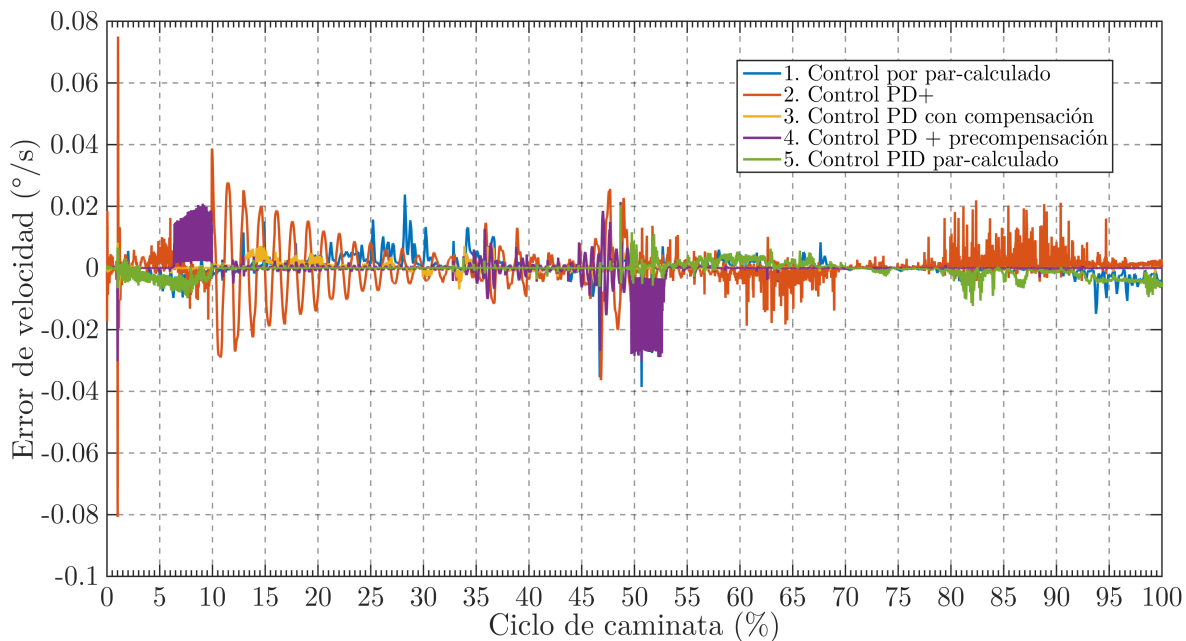


Figura B.29: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PS) de la pierna izquierda.

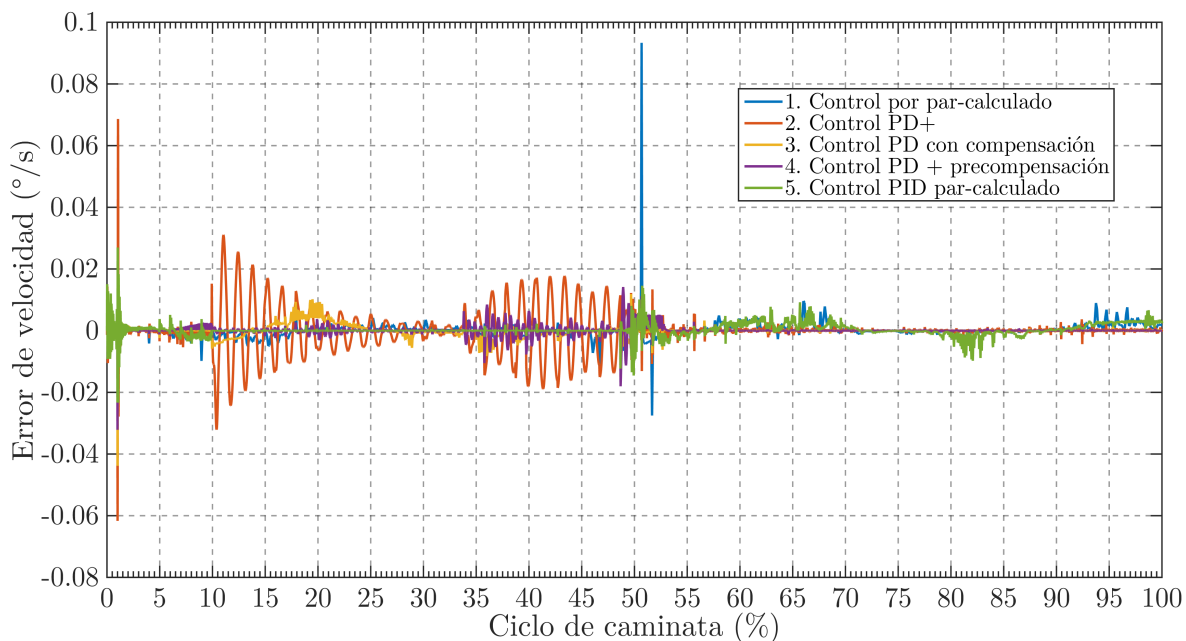


Figura B.30: Error de seguimiento de trayectoria de velocidad articular de cadera (PF) de la pierna izquierda.

### B.3.3 Demanda de par virtual requerido de pierna izquierda

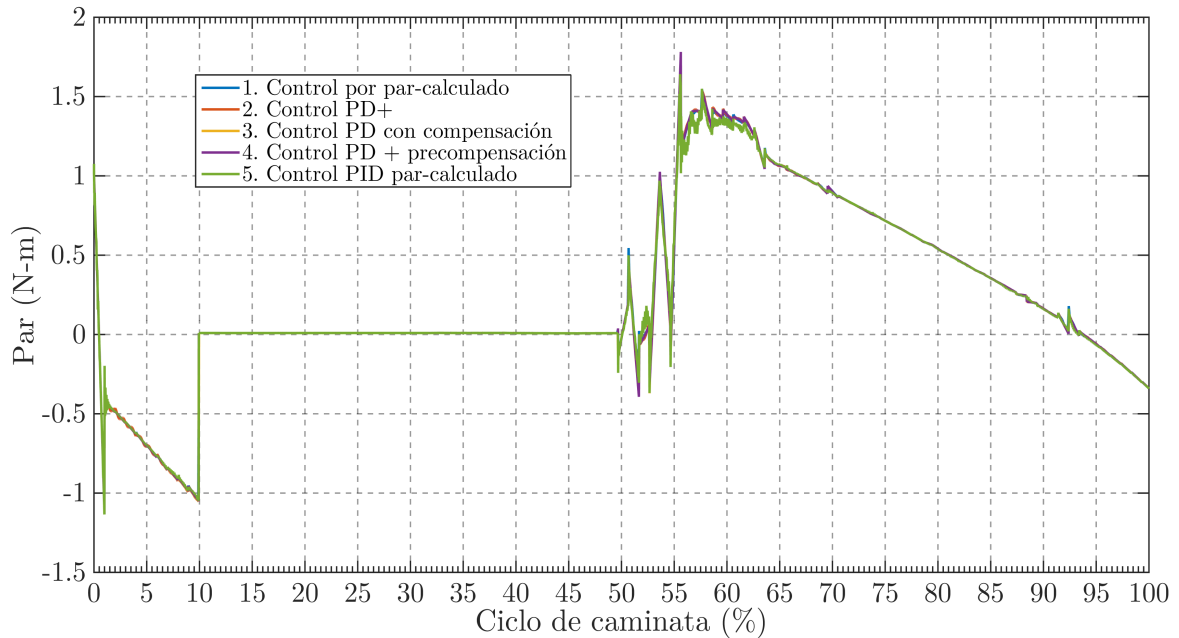


Figura B.31: Par virtual de articulación dedos del pie (PS) de la pierna izquierda.

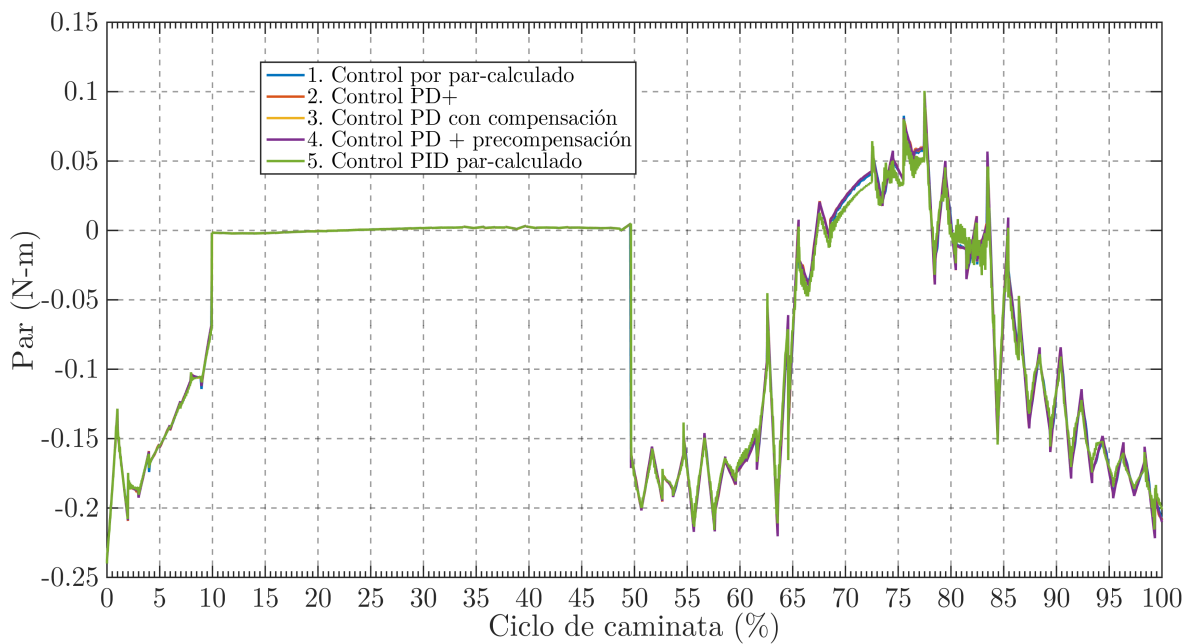


Figura B.32: Par virtual de articulación tobillo (PF) de la pierna izquierda.

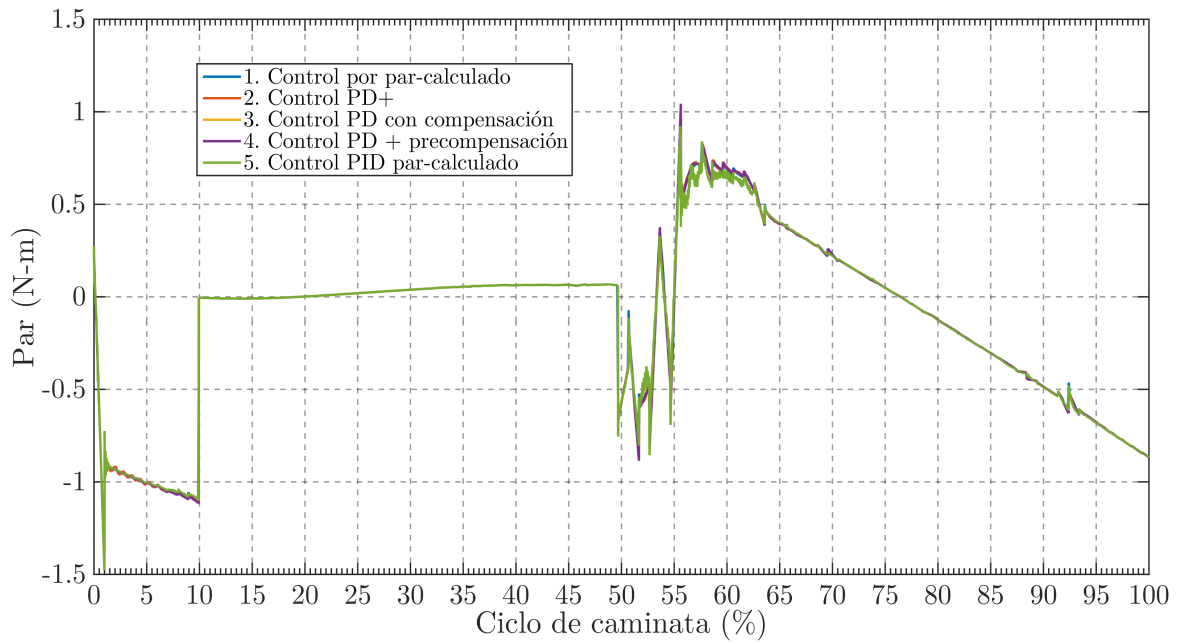


Figura B.33: Par virtual de articulación tobillo (PS) de la pierna izquierda.

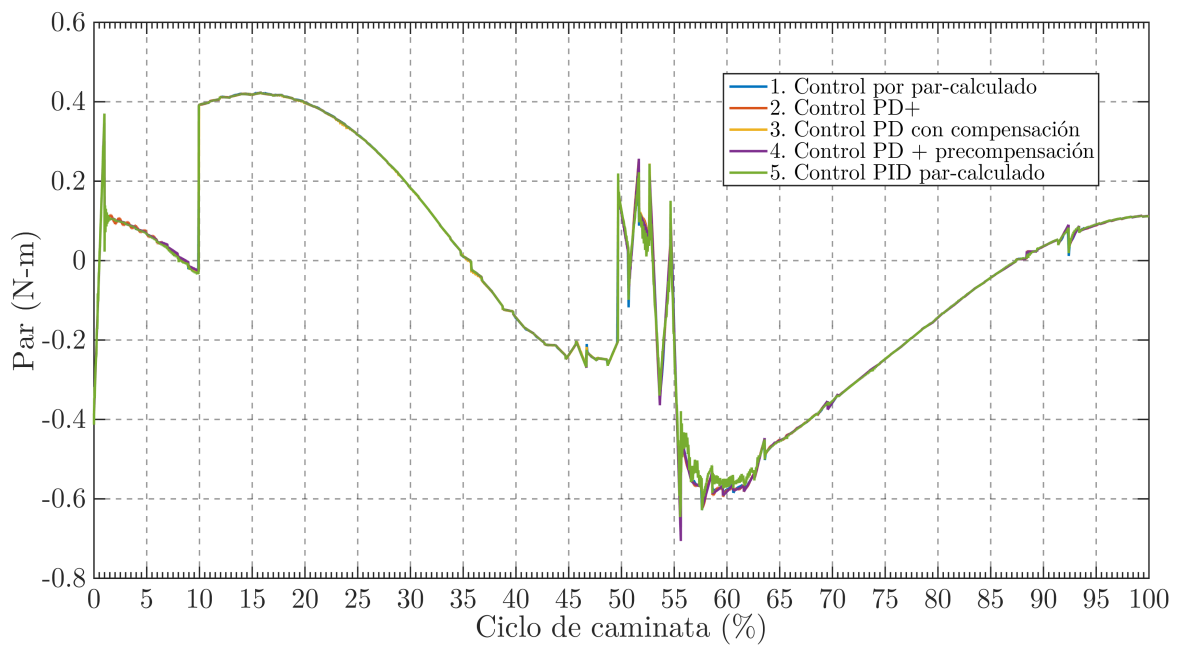


Figura B.34: Par virtual de articulación rodilla (PS) de la pierna izquierda.

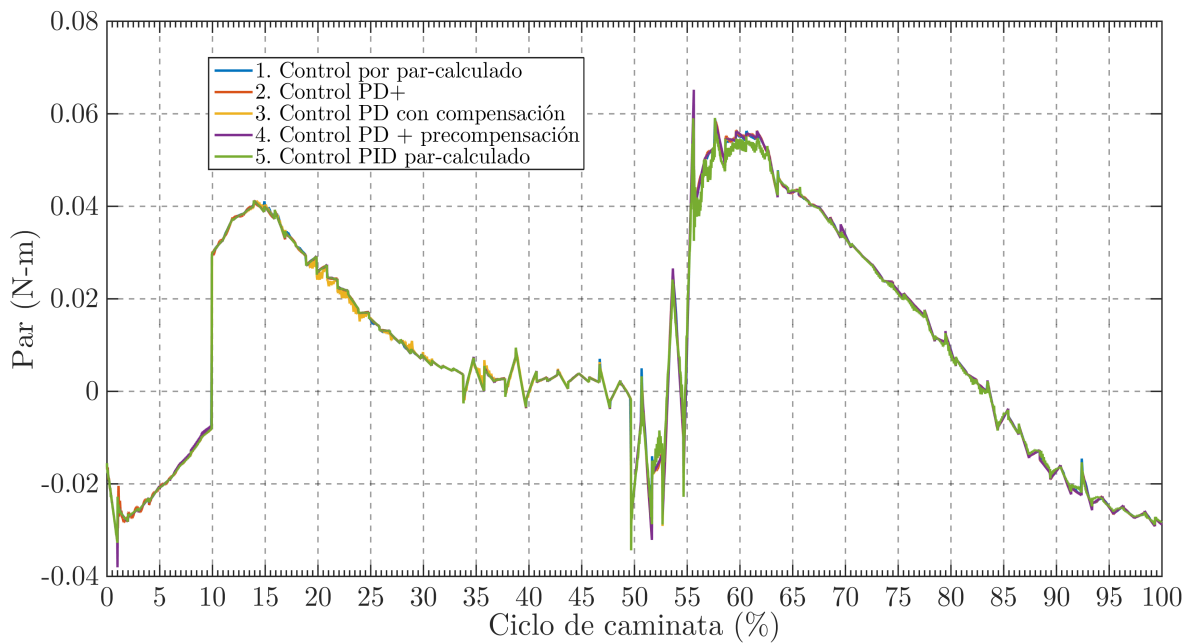


Figura B.35: Par virtual de articulación cadera (PT) de la pierna izquierda.

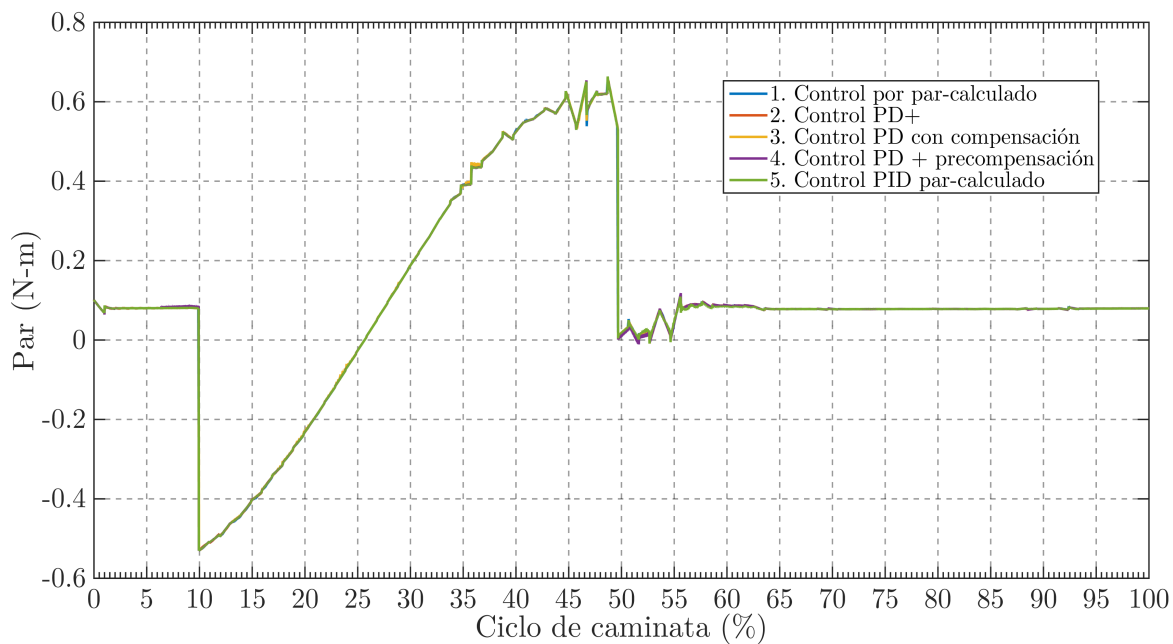


Figura B.36: Par virtual de articulación cadera (PS) de la pierna izquierda.

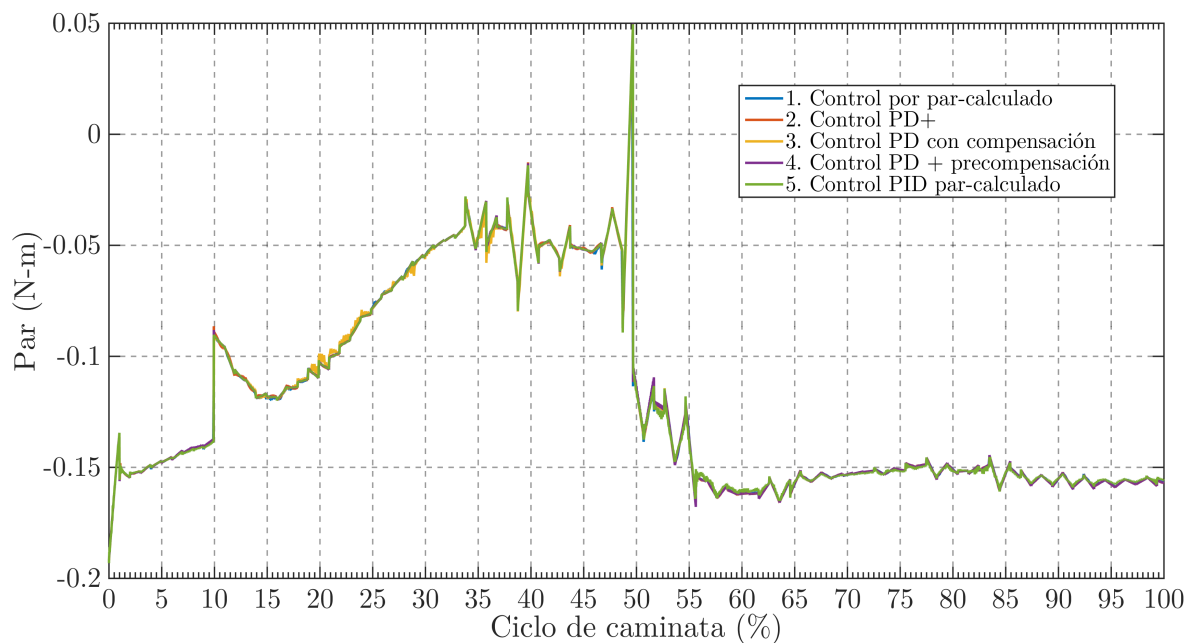


Figura B.37: Par virtual de articulación cadera (PF) de la pierna izquierda.

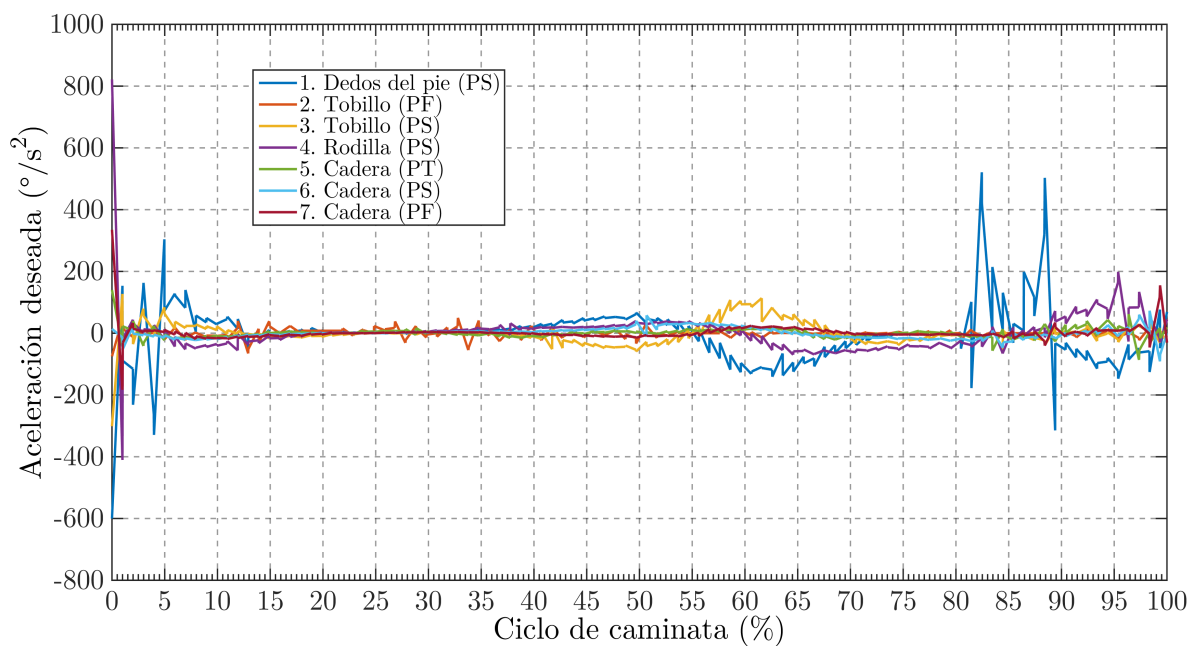


Figura B.38: Trayectoria de aceleración articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna derecha del exoesqueleto para el ciclo de caminata.

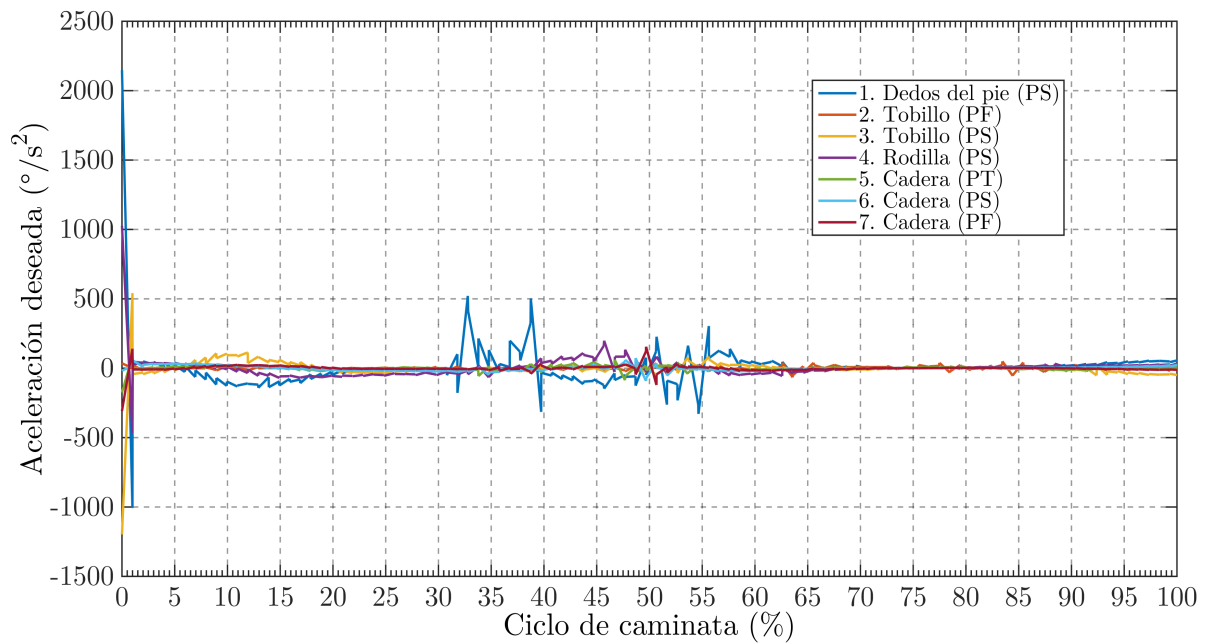


Figura B.39: Trayectoria de aceleración articular deseada de los siete grados de libertad de la pierna izquierda del exoesqueleto para el ciclo de caminata.

### B.3.4 Índices de desempeño de pierna izquierda

Tabla B.3.7: Error promedio de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna izquierda (°).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$2.4682 \times 10^{-08}$	$1.0408 \times 10^{-08}$	$1.2147 \times 10^{-08}$	$5.1442 \times 10^{-09}$	$9.0821 \times 10^{-11}$
Tobillo (PF)	$2.5648 \times 10^{-10}$	$2.2233 \times 10^{-10}$	$3.2937 \times 10^{-08}$	$1.0609 \times 10^{-10}$	$1.5484 \times 10^{-12}$
Tobillo (PS)	$5.0687 \times 10^{-09}$	$8.0583 \times 10^{-09}$	$1.0787 \times 10^{-08}$	$3.5281 \times 10^{-09}$	$2.2774 \times 10^{-11}$
Rodilla (PS)	$4.4461 \times 10^{-09}$	$3.6723 \times 10^{-09}$	$7.1291 \times 10^{-09}$	$8.5766 \times 10^{-10}$	$2.0426 \times 10^{-11}$
Cadera (PT)	$5.1039 \times 10^{-10}$	$9.1027 \times 10^{-10}$	$2.6963 \times 10^{-07}$	$1.1938 \times 10^{-11}$	$2.1802 \times 10^{-12}$
Cadera (PS)	$3.9104 \times 10^{-10}$	$7.1687 \times 10^{-09}$	$7.4701 \times 10^{-10}$	$2.2387 \times 10^{-10}$	$4.1207 \times 10^{-12}$
Cadera (PF)	$6.3753 \times 10^{-10}$	$1.8433 \times 10^{-08}$	$6.6756 \times 10^{-08}$	$9.2631 \times 10^{-11}$	$2.8044 \times 10^{-12}$
Promedio	$5.1418 \times 10^{-09}$	$6.9819 \times 10^{-09}$	$5.7162 \times 10^{-08}$	$1.4235 \times 10^{-09}$	$2.0668 \times 10^{-11}$

Tabla B.3.8: Máximo error de seguimiento a trayectoria de posición articular de pierna izquierda ( $^{\circ}$ ).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$2.6901 \times 10^{-03}$	$6.1291 \times 10^{-04}$	$5.4864 \times 10^{-04}$	$6.5549 \times 10^{-04}$	$1.9467 \times 10^{-04}$
Tobillo (PF)	$1.7495 \times 10^{-04}$	$1.0736 \times 10^{-04}$	$5.0611 \times 10^{-04}$	$7.4002 \times 10^{-05}$	$1.2129 \times 10^{-05}$
Tobillo (PS)	$1.3644 \times 10^{-03}$	$5.5013 \times 10^{-04}$	$4.1940 \times 10^{-04}$	$4.8235 \times 10^{-04}$	$1.0778 \times 10^{-04}$
Rodilla (PS)	$1.2491 \times 10^{-03}$	$3.2833 \times 10^{-04}$	$2.3686 \times 10^{-04}$	$2.3689 \times 10^{-04}$	$9.1338 \times 10^{-05}$
Cadera (PT)	$2.9427 \times 10^{-04}$	$2.7851 \times 10^{-04}$	$1.1784 \times 10^{-03}$	$2.9275 \times 10^{-05}$	$2.1983 \times 10^{-05}$
Cadera (PS)	$2.1911 \times 10^{-04}$	$6.5215 \times 10^{-04}$	$1.4211 \times 10^{-04}$	$1.6566 \times 10^{-04}$	$3.0277 \times 10^{-05}$
Cadera (PF)	$3.5703 \times 10^{-04}$	$9.3435 \times 10^{-04}$	$8.6894 \times 10^{-04}$	$1.0613 \times 10^{-04}$	$2.7562 \times 10^{-05}$
Promedio	$9.0700 \times 10^{-04}$	$4.9482 \times 10^{-04}$	$5.5721 \times 10^{-04}$	$2.4997 \times 10^{-04}$	$6.9390 \times 10^{-05}$

Tabla B.3.9: Error promedio de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna izquierda ( $^{\circ}/s$ ).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$3.9074 \times 10^{-04}$	$2.4500 \times 10^{-04}$	$9.1492 \times 10^{-05}$	$9.2763 \times 10^{-05}$	$1.0538 \times 10^{-04}$
Tobillo (PF)	$6.0619 \times 10^{-06}$	$4.8729 \times 10^{-06}$	$1.4477 \times 10^{-06}$	$5.5824 \times 10^{-07}$	$3.1328 \times 10^{-06}$
Tobillo (PS)	$1.0445 \times 10^{-04}$	$9.1465 \times 10^{-05}$	$2.1684 \times 10^{-05}$	$2.0022 \times 10^{-05}$	$3.5447 \times 10^{-05}$
Rodilla (PS)	$1.1608 \times 10^{-04}$	$3.8592 \times 10^{-05}$	$2.3954 \times 10^{-05}$	$1.3257 \times 10^{-05}$	$3.1034 \times 10^{-05}$
Cadera (PT)	$8.7588 \times 10^{-06}$	$1.0245 \times 10^{-05}$	$4.4904 \times 10^{-06}$	$4.7235 \times 10^{-07}$	$2.9980 \times 10^{-06}$
Cadera (PS)	$1.5995 \times 10^{-05}$	$3.1682 \times 10^{-05}$	$2.7414 \times 10^{-06}$	$1.3482 \times 10^{-05}$	$8.6034 \times 10^{-06}$
Cadera (PF)	$1.2219 \times 10^{-05}$	$3.6300 \times 10^{-05}$	$3.3813 \times 10^{-06}$	$2.1356 \times 10^{-06}$	$4.0274 \times 10^{-06}$
Promedio	$9.3473 \times 10^{-05}$	$6.5451 \times 10^{-05}$	$2.1313 \times 10^{-05}$	$2.0384 \times 10^{-05}$	$2.7232 \times 10^{-05}$



Tabla B.3.10: Máximo error de seguimiento a trayectoria de velocidad articular de pierna izquierda ( $^{\circ}/s$ ).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$8.5086 \times 10^{-01}$	$2.5456 \times 10^{-01}$	$3.0221 \times 10^{-01}$	$1.1024 \times 10^{-01}$	$1.9098 \times 10^{-01}$
Tobillo (PF)	$5.4953 \times 10^{-02}$	$2.0004 \times 10^{-02}$	$1.1249 \times 10^{-02}$	$1.6680 \times 10^{-02}$	$1.2904 \times 10^{-02}$
Tobillo (PS)	$4.3127 \times 10^{-01}$	$1.8094 \times 10^{-01}$	$1.6542 \times 10^{-01}$	$5.4877 \times 10^{-02}$	$1.0527 \times 10^{-01}$
Rodilla (PS)	$3.9500 \times 10^{-01}$	$1.0313 \times 10^{-01}$	$1.3930 \times 10^{-01}$	$4.2998 \times 10^{-02}$	$8.9361 \times 10^{-02}$
Cadera (PT)	$9.3315 \times 10^{-02}$	$6.8240 \times 10^{-02}$	$2.5840 \times 10^{-02}$	$2.6567 \times 10^{-02}$	$1.5955 \times 10^{-02}$
Cadera (PS)	$6.9656 \times 10^{-02}$	$8.0729 \times 10^{-02}$	$1.7186 \times 10^{-02}$	$3.5754 \times 10^{-02}$	$2.3424 \times 10^{-02}$
Cadera (PF)	$1.1286 \times 10^{-01}$	$6.8642 \times 10^{-02}$	$4.3824 \times 10^{-02}$	$3.2140 \times 10^{-02}$	$3.0220 \times 10^{-02}$
Promedio	$2.8685 \times 10^{-01}$	$1.1089 \times 10^{-01}$	$1.0072 \times 10^{-01}$	$4.5608 \times 10^{-02}$	$6.6873 \times 10^{-02}$

Tabla B.3.11: Par promedio de articulaciones de pierna izquierda (N-m).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$3.5047 \times 10^{-01}$	$3.4774 \times 10^{-01}$	$3.5122 \times 10^{-01}$	$3.4370 \times 10^{-01}$	$3.3559 \times 10^{-01}$
Tobillo (PF)	$1.0645 \times 10^{-02}$	$1.0890 \times 10^{-02}$	$1.0562 \times 10^{-02}$	$1.0052 \times 10^{-02}$	$1.0174 \times 10^{-02}$
Tobillo (PS)	$2.1908 \times 10^{-01}$	$2.2232 \times 10^{-01}$	$2.1855 \times 10^{-01}$	$2.0739 \times 10^{-01}$	$2.0982 \times 10^{-01}$
Rodilla (PS)	$7.8864 \times 10^{-02}$	$7.9434 \times 10^{-02}$	$7.9630 \times 10^{-02}$	$8.2435 \times 10^{-02}$	$7.7086 \times 10^{-02}$
Cadera (PT)	$6.5727 \times 10^{-04}$	$6.6736 \times 10^{-04}$	$6.6370 \times 10^{-04}$	$6.7774 \times 10^{-04}$	$6.3773 \times 10^{-04}$
Cadera (PS)	$7.2488 \times 10^{-02}$	$7.5824 \times 10^{-02}$	$7.0975 \times 10^{-02}$	$7.2907 \times 10^{-02}$	$7.0723 \times 10^{-02}$
Cadera (PF)	$1.6114 \times 10^{-02}$	$1.5902 \times 10^{-02}$	$1.6180 \times 10^{-02}$	$1.6021 \times 10^{-02}$	$1.6102 \times 10^{-02}$
Promedio	$1.0690 \times 10^{-01}$	$1.0754 \times 10^{-01}$	$1.0683 \times 10^{-01}$	$1.0474 \times 10^{-01}$	$1.0288 \times 10^{-01}$

Tabla B.3.12: Máximo Par de articulaciones de pierna izquierda (N-m).

Articulación (Plano anatómico)	Control por par-calculado	Control PD+	Control PD con compensación	Control PD + precompensación	Control PID
Dedos del pie (PS)	$1.7601 \times 10^{+00}$	$1.7709 \times 10^{+00}$	$1.7703 \times 10^{+00}$	$1.7816 \times 10^{+00}$	$1.6802 \times 10^{+00}$
Tobillo (PF)	$3.1697 \times 10^{-01}$	$3.1824 \times 10^{-01}$	$3.1743 \times 10^{-01}$	$3.1743 \times 10^{-01}$	$3.1551 \times 10^{-01}$
Tobillo (PS)	$1.9480 \times 10^{+00}$	$1.9376 \times 10^{+00}$	$1.9519 \times 10^{+00}$	$1.9532 \times 10^{+00}$	$1.9367 \times 10^{+00}$
Rodilla (PS)	$6.9695 \times 10^{-01}$	$7.0151 \times 10^{-01}$	$7.0126 \times 10^{-01}$	$7.0619 \times 10^{-01}$	$6.6262 \times 10^{-01}$
Cadera (PT)	$6.4259 \times 10^{-02}$	$6.4677 \times 10^{-02}$	$6.4691 \times 10^{-02}$	$6.5205 \times 10^{-02}$	$6.0761 \times 10^{-02}$
Cadera (PS)	$6.5424 \times 10^{-01}$	$6.5936 \times 10^{-01}$	$6.6235 \times 10^{-01}$	$6.6046 \times 10^{-01}$	$6.6864 \times 10^{-01}$
Cadera (PF)	$1.9142 \times 10^{-01}$	$1.9205 \times 10^{-01}$	$1.9142 \times 10^{-01}$	$1.9142 \times 10^{-01}$	$1.9312 \times 10^{-01}$
Promedio	$8.0455 \times 10^{-01}$	$8.0634 \times 10^{-01}$	$8.0848 \times 10^{-01}$	$8.1079 \times 10^{-01}$	$7.8822 \times 10^{-01}$

## Apéndice C

# Implementación en MATLAB/Simulink<sup>®</sup>

En este Apéndice se muestran figuras ilustrativas de la implementación de control realizada en cada pierna por cada control. La Figura C.1 es la implementación en MATLAB/Simulink<sup>®</sup> del esquema presentado en la Figura 5.3. La Figura C.2 es el contenido de los recuadros de controlador FdA y FdB del mismo esquema. La Figura C.3 es la manera en que se implementa cada controlador, es el interior del recuadro rojo llamado Controlado PDA de la Figura C.2.

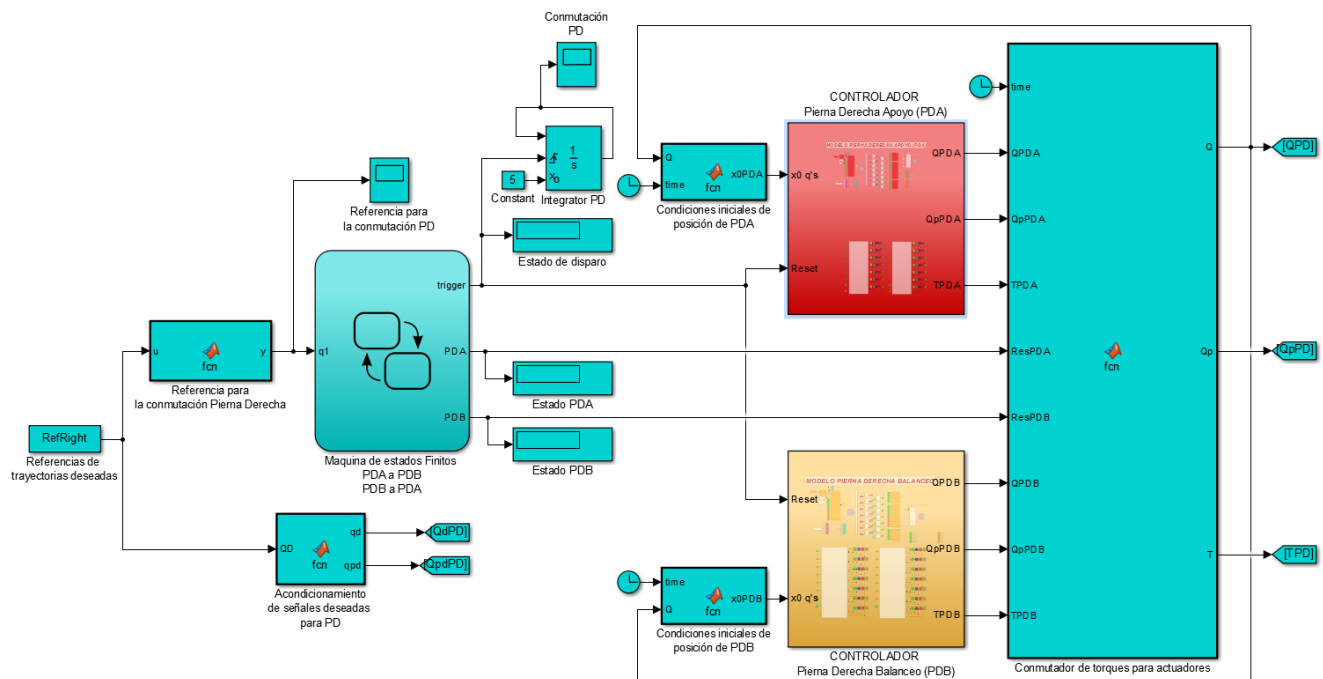


Figura C.1: Implementación en simulink de pierna derecha de exoesqueleto a escala para simulación de los diferentes controladores, la implementación en pierna izquierda es similar.

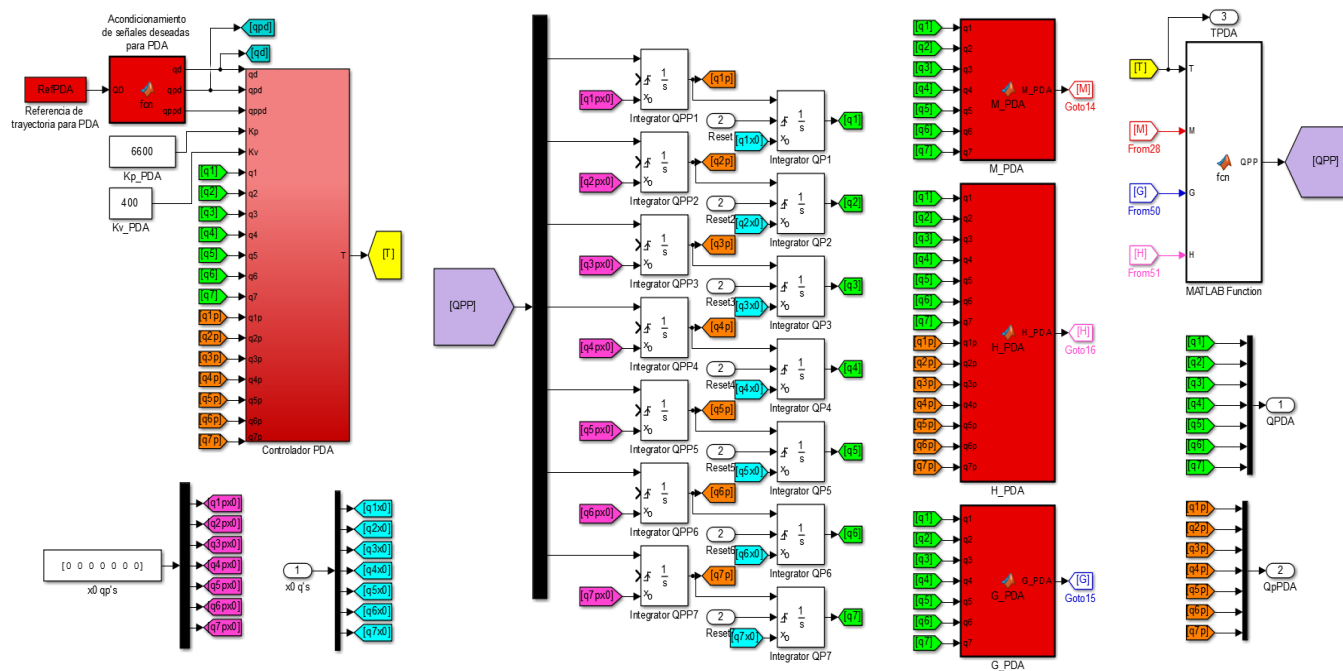


Figura C.2: Control del modelo de la pierna derecha en la fase de apoyo (PDA), para la fase de apoyo es similar.

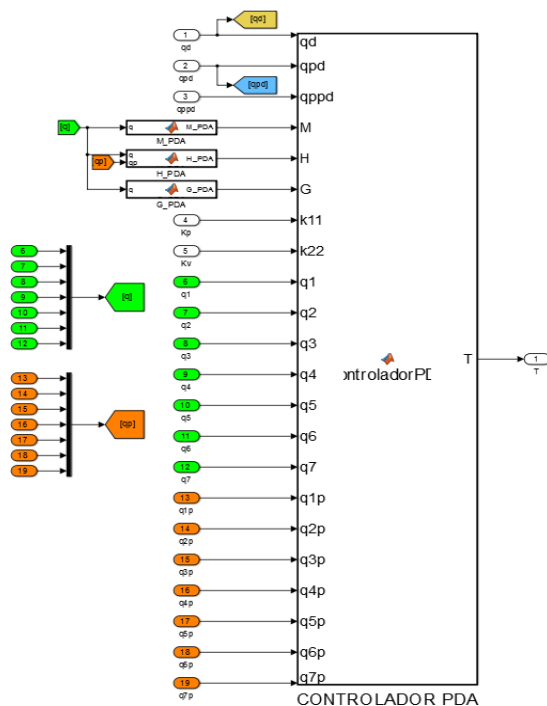


Figura C.3: Controlador de PDA.

## Apéndice D

### Productividad

El siguiente artículo con título “Tracking control of a 14-DOF lower limb exoskeleton with motion in the three anatomical planes” fue aceptado para presentarse como poster en “38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC’16)” llevada a cabo en Disney’s Contemporary Resort at Walt Disney World<sup>®</sup> Resort, Lake Buena Vista (Orlando), Florida USA, del 17 al 20 de Agosto del 2016, que tuvo como tema general “Empowering Individual Healthcare Decisions through Technology”, resultando como producto de la investigación realizada en esta tesis.

---

# Tracking control of a 14-DOF lower limb exoskeleton with motion in the three anatomical planes

Miguel Tovar-Estrada, Angel Rodríguez-Liñán, G. Quiroz

**Abstract** — The aim is to simulate an exoskeleton that reproduces the human gait in the three anatomical planes, then a tracking control problem is solved considering a set of reference trajectories from joints of a healthy subject.

## I. INTRODUCTION

Current research in developing lower limb exoskeletons for assistive purposes mainly reproduce motion in the sagittal plane [1]. Our aim is to reproduce the kinematic capacities of the lower limbs defined by the movements of their joints in the three anatomical planes: sagittal (SP), frontal (FP) and transverse (TP). According to the biomechanical analysis described in [2], the proposed approach is a lower limb exoskeleton of 14 DOF (degrees of freedom), see Figure 1.

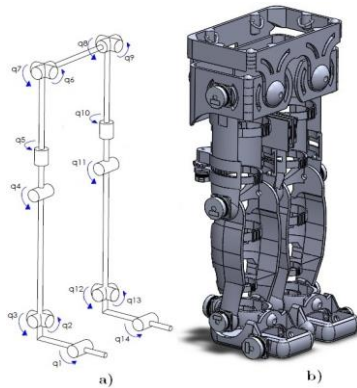


Figure 1: a) Scheme of the exoskeleton with the kinematic variables  $q_i$  for  $i = 1, 2, \dots, 14$ . b) Computer Assisted Design.

## II. PROCEDURES AND RESULTS

The exoskeleton must reproduce the human gait cycle, thus a tracking control problem should be solved. The main joints involved in such a process are hip, knee, ankle and toe; and it is conventionally divided in two phases: stand (StP) and swing (SwP). The Euler-Lagrange methodology was used to get the dynamical equation of the mechanism in compact form:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (1)$$

The tracking problem is solved by a PD control with feedforward compensation [3]:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + M(q_d)\ddot{q}_d + C(q_d, \dot{q}_d)\dot{q}_d + g(q_d) \quad (2)$$

The simulations were conducted in the MATLAB/Simulink® environment. The human gait data for the position desired of seven joints were obtained from [4]. To generate continuous functions of joint velocities and accelerations, a spline interpolation was used. The parameters of the exoskeleton were scaled 48% of a standard adult male. The numerical values of the mass were estimated by MakerBot® software

\*Autors are from Universidad Autónoma de Nuevo León, FIME Av. Universidad S/N, Ciudad Universitaria, C.P. 66451, San Nicolás de los Garza, Nuevo León, México. Phone: +52 81 83294020.

using PLA at a density of 50%. The total mass and moment of inertia of each link were computed using SolidWorks®. The value for the gains of (2) are  $K_P = \text{diag}\{5.85 \times 10^6\}$  kg-cm<sup>2</sup> and  $K_V = \text{diag}\{4.8 \times 10^5\}$  kg-cm<sup>2</sup> for StP,  $K_P = \text{diag}\{2.1 \times 10^6\}$  kg-cm<sup>2</sup> and  $K_V = \text{diag}\{1.6 \times 10^5\}$  kg-cm<sup>2</sup> for SwP; where  $K_V, K_P \in \mathbb{R}^{7 \times 7}$ , and they were chosen to ensure global uniform asymptotic stability of (2). The simulation time was 20 seconds and includes two gait cycles. The position error  $\tilde{q}$  of the right leg (the same behavior remains in the left leg) of the exoskeleton is depicted in Figure 2 (in radians), where the maximum value of error was  $3.5059 \times 10^{-4}$  radians. The maximum torque in each joint is appreciated in the Table I.

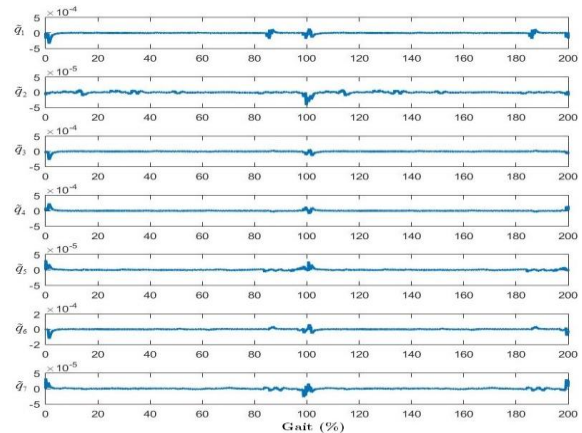


Figure 2: Error tracking for PD control with feedforward compensation at each DOF.

TABLE I. MAXIMUM TORQUES (RIGHT LEG)

Joint	Kg-cm <sup>2</sup>
Toe joint SP ( $q_1$ )	$4.8461 \times 10^4$
Ankle joint FP ( $q_2$ )	$2.4114 \times 10^3$
Ankle joint SP ( $q_3$ )	$4.0041 \times 10^4$
Knee joint SP ( $q_4$ )	$4.9404 \times 10^4$
Hip joint TP ( $q_5$ )	$1.1852 \times 10^3$
Hip joint SP ( $q_6$ )	$2.1437 \times 10^4$
Hip joint FP ( $q_7$ )	$1.5615 \times 10^3$

Maximum torques in each joint with the PD control feedforward compensation.

## ACKNOWLEDGMENT

Authors thank PRODEP-SEP for financial support under grant 103.5/15/14156. M. Tovar-Estrada thanks CONACYT for scholarship grant 390886.

## REFERENCES

- [1] A. J. Young, and D. P. Ferris, "State-of-the-art and future directions for robotic Lower limb exoskeletons", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, DOI: 10.1109/TNSRE.2016.2521160.
- [2] M. Cenciari, and A. M. Dollar, "Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons", *IEEE International Conference in Rehabilitation Robotics*, Switzerland, 2011, pp. 1-6.
- [3] R. Kelly, V. Santibáñez, and A. Loria, "Control of Robot Manipulators in Joint Space", *Advanced Textbooks in Control and Signal Processing*, Springer, 2005, London.
- [4] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, and M. Ferrarin "A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects" *Gait & Posture*, vol. 33, pp. 6-13, 2011.

# Bibliografía

- [1] **A. Young, D. Ferris. (2016).** “State-of-the-art and future directions for robotic Lower limb exoskeletons”, in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol.PP, no.99, pp.1-1 doi: 10.1109/TNSRE.2016.2521160
  - [2] **P. Sale et al. (2016).** “Effects on mobility training and de-adaptations in subjects with Spinal Cord Injury due to a Wearable Robot: a preliminary report”, BMC Neurology BMC series open, inclusive and trusted 2016, 16:12, doi: 10.1186/s12883-016-0536-0
  - [3] “Department of Economics and Social Affairs, Population Division (2013)” United Nations, World Population Ageing 2013. ST/ESA/SER.A/348.
  - [4] **N. Koceska, S. Koceski. (2013).** “Review: Robot Devices for Gait Rehabilitation”, International Journal of Computer Applications, 62(13), pp. 1-8.
  - [5] **Chen G., Chan CK., Guo Z., Yu H. (2012).** “A Review of Lower Extremity Assistive Robotic Exoskeletons in Rehabilitation Therapy”, in Critical Reviews in Biomedical Engineering 41(4-5):343-363.
  - [6] **N. Yang. (1890).** “Apparatus for facilitating walking, running and jumping”, US420179A.
  - [7] **Neil J. Mizen. (1963).** “Preliminary design of a full-scale, wearable, exoskeleton structure”, Cornell Aeronautical Laboratory, Inc., Final Report No. VO-1692-V-2.
  - [8] **R. S. Mosher. (1967).** “Handyman to Hardiman”, Soc. Autom. Eng. Int. (SAE), Detroit MI, Tech. Rep. 670088.
  - [9] **B.J. Makinson. (1971).** “Research and development prototype for machine augmentation of human strength and endurance, Hardiman I project”, General Electric Report S-71-1056, Schenectaby, NY, 1971.
  - [10] **M Vukobratovic, D Hristic, and Z Stojiljkovic. (1974).** “Development of active anthropomorphic exoskeletons”, Medical and biological engineering, Volume 12, Issue 1, pp 66-80. doi:10.1007/BF02629836.
  - [11] **P. Rabischong et al. (1978).** “Present status of the amoll (Active modular orthosis for lower limb) Project”, in Disability: Proceedings of a seminar on rehabilitation of the disabled in relation to clinical and biomechanical aspects, costs and effectiveness held at the University of Strathclyde, Glasgow, Palgrave Macmillan UK.
-

- [12] **Miomir Vukobratović. (2008)**. “Active exoskeletal systems and beginning of the development of human robotics”, *Advances in Nonlinear Sciences II - Sciences and Applications*, Belgrade, Vol. 2, pp.329-348.
- [13] **Seireg A, Grundmann JG. (1981)**. “Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics”, In *Biomechanics of Medical Devices*. Marcel Dekker, Inc, New York; 1981:569-644.
- [14] **H. Kazerooni. (1990)**. “Human-Robot Interaction via the Transfer of Power and Information Signals”, *IEEE Transactions on Systems and Cybernetics, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Volume 20, Issue 2*, pp. 450-463.
- [15] **H. Kazerooni and Jenhwa Guo. (1993)**. “Dynamics and control of human-robot interaction”, In *American Control Conference, San Francisco, CA, USA*, pages 2398-2403, june 1993, ISBN 0-7803-0860-3.
- [16] **H. Kazerooni and S.L. Mahoney. (1991)**. “Dynamics and control of robotic systems worn by humans”, In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 3, On page(s): 2399-2405.
- [17] **T. Matsubara, T. Noda, Sang-Ho Hyon, and J. Morimoto. (2011)**. “An optimal control approach for hybrid actuator system”, *Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on*, On page(s): 300-305. doi: 10.1109/Humanoids.2011.6100825
- [18] **S. Safavi, A.S. Ghafari, and A. Meghdari. (2011)**. “Design of an optimum torque actuator for augmenting lower extremity exoskeletons in biomechanical framework”, In *Robotics and Biomimetic (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on*, Karon Beach, Phuket, 2011, pp. 1979-1983. doi: 10.1109/ROBIO.2011.6181581
- [19] **S. H. Hyon, J. Morimoto, T. Matsubara, T. Noda and M. Kawato. (2011)**. “Xor: Hybrid drive exoskeleton robot that can balance”, *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Francisco, CA, 2011*, pp. 3975-3981. doi: 10.1109/IROS.2011.6095079
- [20] **A. K. Makhtar et al. (2012)**. “Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art”, in *International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors 2012 (IRIS 2012)*, *Procedia Engineering*, Volume 41, 2012, Pages 988-994.
- [21] **A. B. Zoss, H. Kazerooni and A. Chu. (2006)**. “Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)”, in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 2, pp. 128-138. doi: 10.1109/TMECH.2006.871087
- [22] **J. Ghan and H. Kazerooni. (2006)**. “System identification for the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)”, In *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*, pages 3477-3484. doi: 10.1109/ROBOT.2006.1642233
- [23] **Y. Sankai. (2006)**. “Leading edge of cybernics: Robot suit HAL”, In *SICE-ICASE International Joint Conference*, pp. P-1-P-2. doi: 10.1109/SICE.2006.314982



- [24] **Yoshiyuki Sankai.** (2007). “Hal: Hybrid assistive limb based on cybernics”, Robotics Research: The 13th International Symposium ISRR, Springer Berlin Heidelberg, pages 25-34. doi 10.1007/978-3-642-14743-2\_3
- [25] **T. Hayashi, H. Kawamoto and Y. Sankai.** (2005). “Control method of robot suit HAL working as operator’s muscle using biological and dynamical information”, 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 3063-3068. doi: 10.1109/IROS.2005.1545505
- [26] **Crowell, H.P., III.** (1995). “Human Engineering Design Guidelines for a Powered, Full Body Exoskeleton”, U.S. Army Research Laboratory.
- [27] **Cenciarini, M.; Dollar, A.M..** (2011). “Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons”, in Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on, vol., no., pp.1-6, June 29 2011-July 1 2011 doi: 10.1109/ICORR.2011.5975366
- [28] **Yang, C.J., J.F. Zhang, Y. Chen, Y.M. Dong, and Y. Zhang.** (2008). “A review of exoskeleton-type systems and their key technologies”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, vol. 222, no. 8, pp. 1599-1612.
- [29] **W. Banchadit, A. Temram, T. Sukwan, P. Owatchaiyapong, J. Suthakorn.** (2012). “Design and implementation of a new motorized-mechanical exoskeleton based on CGA Patternized Control”, in Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2012 IEEE International Conference on, Guangzhou, pages 1668 - 1673. doi: 10.1109/ROBIO.2012.6491207
- [30] **Ghan, J., R. Steger, and H. Kazerooni.** (2006). “Control and system identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)”, Advanced Robotics, vol. 20, no. 9, pp. 989-1014.
- [31] **F. Chen, Y. Yu, Y. Ge, Y. Fang.** (2009). “WPAL for human power assist during walking using dynamic equation”, in: Mechatronics and Automation, 2009. ICMA 2009. International Conference on, IEEE, 2009, pp. 1039-1043. doi: 10.1109/ICMA.2009.5246270
- [32] **D. Miranda-Linares, G. Alrezage, M. O. Tokhi.** (2015). “Control of lower limb exoskeleton for elderly assistance on basic mobility tasks”, in System Theory, Control and Computing (ICSTCC), 2015 19th International Conference on, pp. 441 - 446. doi: 10.1109/ICSTCC.2015.7321333
- [33] **P. Beyl, M. Van Damme, R. Van Ham and D. Lefeber.** (2008). “Design and control concepts of an exoskeleton for gait rehabilitation”, 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp. 103-108. doi: 10.1109/BIOROB.2008.4762874
- [34] **L. Wang, S. Bao, and K. Wang.** (2010). “Experimentation research on lower-limb power assisted robot”, in Proc. 8th World Congress on Intelligent Control and Automation, pp. 1462-1467. doi: 10.1109/WCICA.2010.5555071

- [35] **P. Surachai.** (2012). “Design and Simulation of Leg-Exoskeleton Suit for Rehabilitation”, in *Global Journal of Medical research* Volume 12, Issue 3 Version 1.0, pp. 2249-4618.
- [36] **X. X. Li, Q. Guo, L. L. Zhang, H. Zhou, X. G. Zhang.** (2012). “Hydraulic Pressure Control System Simulation and Performance Test of Lower Extremity Exoskeleton”, 4th International Conference, ICSR 2012, Chengdu, China, October 29-31, 2012. Proceedings, pp 612-620.
- [37] **Lugo E., Ponce P., Molina A., and Castro, S.** (2014). “Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior”, *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(2), 143-156.
- [38] **Huu-Toan Tran et al.** (2016). “Evaluation of a Fuzzy-Based Impedance Control Strategy on a Powered Lower Exoskeleton”, in *International Journal of Social Robotics*, 8(1): 103-123.
- [39] **A.S. Ghafari, A. Meghdari, and G.R. Vossoughi.** (2006). “Intelligent control of powered exoskeleton to assist paraplegic patients mobility using hybrid neuro-fuzzy ANFIS approach”, 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Pages 733 - 738. doi: 10.1109/ROBIO.2006.340297
- [40] **Hsien-Yung Huang, et al.** (2013). “Toward the gait analysis and control of a powered lower limb orthosis in ascending and descending stairs”, 37th National Conference on Theoretical and Applied Mechanics (37th NCTAM 2013) & The 1st International Conference on Mechanics (1st ICM), *Procedia Engineering*, Volume 79, 2014, Pages 417-426, ISSN 1877-7058.
- [41] **Díaz, I., J.J. Gil, and E. Sánchez.** (2011). “Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges”, *Journal of Robotics*, vol. 2011, Article ID 759764, 11 pages.
- [42] **Ping Wang and K. H. Low.** (2011). “Modeling and tuning of a subject-loaded mobile gait rehabilitation system”, in *IEEE 2011 8th Asian Conferences Control Conference (ASCC)*, pp. 1199-1204.
- [43] **Q. Shi, X. Zhang, J. Chen, Y. Chen.** (2014). “Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system”, *Information and Automation (ICIA)*, 2014 IEEE International Conference on, pp. 108 - 112. doi: 10.1109/ICInfA.2014.6932635
- [44] **N. Koceske, S.Koceski, F. Durante, P.B., T. Raparelli.** (2013). “Control Architecture of a 10 DOF Lower Limbs Exoskeleton for Gait Rehabilitation”, *International Journal of Advanced Robotic System*, 10(68), pp. 1-11.
- [45] **K. Kong and J. Doyoung.** (2006). “Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients”, in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 4, pp. 428-432. doi: 10.1109/TMECH.2006.878550
- [46] **Kawamoto, H., Sankai, Y..** (2002). “Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person”, in *Lecture Notes in Computer Science*; 2398; 196-203; ICCHP, *Computers Helping People with Special Needs*, International Conference, 8 by Springer, Berlin, Heidelberg.

- [47] **S. J. Kang et al. (2006)**. “Walker Gait Analysis of Powered Gait Orthosis for Paraplegic”, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Volume 14 of the series IFMBE Proceedings, pp 2889-2891.
- [48] **R. J. Farris, H. A. Quintero and M. Goldfarb. (2011)**. “Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals”, in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 19, no. 6, pp. 652-659. doi: 10.1109/TNSRE.2011.2163083
- [49] **R. Stopforth. (2012)**. “Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System”, International Journal of Advanced Robotic Systems Vol. 9, No. 152.
- [50] **X. Zhang, Z. Xiang, Q. Lin and Q. Zhou. (2013)**. “The design and development of a lower limbs rehabilitation exoskeleton suit”, 2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering, pp. 307-312. doi: 10.1109/ICCME.2013.6548260
- [51] **D. Sanz-Merodio, M. Cestari, J.C. Arevalo, X. Carrillo, and E. Garcia. (2014)**. “Development of a Lower-Limb Active Orthosis and a Walker for Gait Assistance”, ROBOT2013: First Iberian Robotics Conference, Volume 252 of the series Advances in Intelligent Systems and Computing, pp 219-233.
- [52] **Junpeng Wu et al. (2016)**. “The design and control of a 3DOF lower limb rehabilitation robot”, Mechatronics, Volume 33, pages 13-22.
- [53] **R. Mendoza-Crespo, J.L. Gordillo and R. Soto. (2014)**. “Wearable Human Lower Limb Prototype Exoskeleton: An Operative Approach”, Conference of the IEEE on Control and Automation (ICCA'14), Taichung, Taiwan, pp. 267-272. doi: 10.1109/ICCA.2014.6870931
- [54] **John McPhee et al. (2011)**. “Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject”, IUTAM Symposium on Human Body Dynamics, Procedia IUTAM, Volume 2, Pages 68-81
- [55] **López, R., Torres, J., Salazar, S., & Lózano, R. (2014)**. “Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla”, Revista mexicana de ingeniería biomédica, 35(1), 13-28.
- [56] **H. He, K. Kiguchi. (2007)**. “A Study on EMG-Based Control of Exoskeleton Robots for Human Lower-limb Motion Assist”, 2007 6th International Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, Tokyo, pp. 292-295. doi: 10.1109/ITAB.2007.4407405
- [57] **Ubaid Ur Rehman, S. Gobee , D. Vickneswari. (2015)**. “Design and Development of a Lower Limb Exoskeleton for Rehabilitation”, International Conference for Innovation in Biomedical Engineering and Life Sciences, volume 56 of the series IFMBE Proceedings pp 168-171.
- [58] **S. Jackson et al. (2014)**. “Development of an active powered biped lower limb exoskeleton”, 2014 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering (CASE), pp 990 - 995. doi: 10.1109/CoASE.2014.6899447

- [59] **Kim, J., Woo, J., Young, D. and Su, Y. (2013)**. “Design of a Walking Assistance Lower Limb Exoskeleton for Paraplegic Patients and Hardware Validation Using CoP”, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 10 no. 2, 113.
- [60] **Zhu, Y.; Cui, J. & Zhao, J. (2013)**. “Biomimetic design and biomechanical simulation of a 15-DOF lower extremity exoskeleton”, in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 1119-1124. doi: 10.1109/ROBIO.2013.6739614
- [61] **Zhao Y., Zhang W., GE W., LI S. (2013)**. “Finite Element Simulation of Soldier Lower Extremity Exoskeleton”, *Journal of Multimedia*. 2013;8(6)705-711 DOI 10.4304/jmm.8.6.705-711
- [62] **J. A. Medrano, I. Zendejas. (2014)**. “Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores para la movilidad de personas con paraplejia”, XVI Congreso Mexicano de Robótica.
- [63] **L. Wang, S. Wang, E. H. F. van Asseldonk and H. van der Kooij. (2013)**. “Actively controlled lateral gait assistance in a lower limb exoskeleton”, *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent*, doi: 10.1109/IROS.2013.6696467
- [64] **D. Naidu, R. Stopforth, G. Bright, and S. Davrajh. (2011)**. “A 7 DOF exoskeleton arm: Shoulder, elbow, wrist and hand mechanism for assistance to upper limb disabled individuals”, in *IEEE AFRICON Conference*, Livingstone, pp. 1-6. doi: 10.1109/AFRCON.2011.6072065
- [65] **Margareta Nordin and Victor H. Frankel. (2012)**. “Basic biomechanics of the musculoskeletal system”, Lippincott Williams and Wilkins, 4 edition, 2012.
- [66] **Adolf Faller, M.D., Michael Schünke, M.D., Ph. D., and Gabriele Schünke, M. Sc. (2004)**. “The Human Body: An Introduction to Structure and Function”, 4a Ed. Stuttgart / New York: Thieme, 2004. 1-722.
- [67] **A.I. Kapandji. (1998)**. “Fisiología Articular, Miembro inferior”, 5a Ed, Editorial Médica Panamericana.
- [68] **David A. Winter. (2009)**. “Biomechanics and Motor Control of Human Movement”, 4th Edition, Ed. Wiley Interscience.
- [69] **Reza N. Jazar. (2010)**. “Theory of Applied Robotics”, 2nd. Ed. Springer.
- [70] **Barrientos A., Peñin L.F., Balaguer C., and Aracil R. (1997)**. “Fundamentos de Robótica”, Mc-Graw Hill.
- [71] **Denavit, Jacques; Hartenberg, Richard Scheunemann. (1955)**. “A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices”, *Trans ASME J. Appl. Mech* 23, pp 215-221.
- [72] **Richard Paul. (1981)**. “Robot manipulators: mathematics, programming, and control: the computer control of robot manipulators”, Cambridge, MA: MIT Press.

- [73] **Nathaniel H. Mayer and Philip Noto and Albert Esquenazi. (2015).** “Chapter 11 Gait Analysis”, in *Current Diagnosis and Treatment: Physical Medicine and Rehabilitation*. McGraw-Hill Education.
- [74] **Lewis F.L., Dawson D.M., and Abdallah C.T. (2004).** “Robot Manipulator Control: Theory and Practice”, (2nd ed.) Marcel Dekker, Inc., New York.
- [75] **Mark W. Spong, Seth Hutchinson, and M. Vidyasagar. (2004).** “Robot Dynamics and Control”, (2nd ed.) John Wiley Ed.
- [76] **Kelly R., Santibañez V. (2003).** “Control de movimiento de robots manipuladores”, (1st ed.), Prentice-Hall Ed.
- [77] **John J. Craig. (2006).** “Robótica”, (3<sup>a</sup> ed.) Prentice-Hall Ed.
- [78] **D.E. Orin, W.W. Schrader. (1984).** “Efficient Computation of the Jacobian for Robot Manipulators”, *The International Journal of Robotics Research* Volume 3, Issue 4, pp. 66-75.
- [79] **Zadeh S.J., Khosravi A., Moghimi A., Roozmand N. (2011).** “A review and analysis of the trajectory gait generation for humanoid robot using inverse kinematic”, *Electronics Computer Technology (ICECT)*, 2011 3rd International Conference on , vol.6, pp.358-362.
- [80] **Patricia Acosta. (2010).** “Biomecánica de la marcha”, Universidad de Santander, curso Biomecánica.
- [81] **Michael W. Whittle. (2007).** “Chapter 2 - Normal gait”, in *Gait Analysis (Fourth Edition)*, Butterworth-Heinemann, Edinburgh, pages 47-100.
- [82] **Willington Jaime Arcos Legarda. (2013).** “Control automático de un exoesqueleto de marcha para pacientes con discapacidad motora”, tesis de maestría, Universidad Nacional De Colombia.
- [83] **G. Ramón. (2005).** “Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera”, PhD thesis, Universidad de Valencia.
- [84] **Chris Kirtley. (2006).** *Clinical Gait Analysis*, Churchill Livingstone, Edinburgh, pages 15-37.
- [85] **Dra. Marco Sanz, Carmen.** “Cinesiología de la marcha humana normal”, Profesora Titular de Cinesiología.
- [86] **Bovi G, Rabuffetti M, Mazzoleni P, Ferrarin M. (2011).** “A multipletask gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects”, *Gait & Posture* , Volume 33, Issue 1 , 6 - 13.
- [87] **Ferrarin M. et al. (2011).** “Reliability of instrumented movement analysis as outcome measure in Charcot-Marie-Tooth disease: results from a multitask locomotor protocol”, *Gait Posture*, 34(1):36-43. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.007.
- [88] **Pietraszewski B., Winiarski S., Jaroszczuk S. (2012).** “Three-dimensional human gait pattern - reference data for normal men”, *Acta of bioengineering and biomechanics / Wroclaw University of Technology* 14(3):9-16.

- [89] **Michael H. Schwartz, Adam Rozumalskia, Joyce P. Trosta. (2008).** “The effect of walking speed on the gait of typically developing children”, *Journal of Biomechanics* 41, pp. 1639-1650.
- [90] **A. Ferrari, M. Benedetti et al. (2008).** “Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis”, *Gait & Posture* , Volume 28, Issue 2, Pages 207-216.
- [91] **Álvaro Iborra. (2015).** “Pronación, la amortiguación natural. ¿Aliada o enemiga?”.
- [92] “A study of the human gait cycle in order to design a biped robot”. (2014).
- [93] **D. Turner, P. Helliwell, P. Emery and J. Woodburn. (2006).** “The impact of rheumatoid arthritis on foot function in the early stages of disease: a clinical case series”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7:102.
- [94] **Hughes, J., Clark, P., & Klenerman, L. (1990).** “The importance of the toes in walking”, *Bone & Joint Journal*, 72-B(2), 245-251.
- [95] **Michaud B. et al. (2000).** “A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol 37, No 1, Pages 1 -10.
- [96] **Kelly R., Santibañez Davila V., and Loría A. (2005).** “Control of Robot Manipulators in Joint Space”, *Advanced Textbooks in Control and Signal Processing*, Springer London.
- [97] **Fernando Reyes, Rafael Kelly. (2001).** “Experimental evaluation of model-based controllers on a direct-drive robot arm”, *Mechatronics*, Volume 11, Issue 3, 1 April 2001, Pages 267-282, ISSN 0957-4158.
- [98] **R. Kelly and R. Salgado. (1994).** “PD control with computed feedforward of robot manipulators: a design procedure”, in *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 10, no. 4, pp. 566-571, Aug 1994.
- [99] **Victor Santibañez and Rafael Kelly. (2001).** “PD control with feedforward compensation for robot manipulators: analysis and experimentation”, *Robotica*, Volume 19, Issue 1, pp 11-19.
- [100] **Rafael Kelly, Sebastian Dormido, Carmen Monroy and Elizabeth Díaz. (2005).** “Learning control of robot manipulators by interactive simulation”, *Robotica*, Volume 23, Issue 4, pp 515-520.
- [101] **H. Crowell, III, A. Boynton, and M. Mungiole. (2002).** “Exoskeleton Power and Torque Requirements Based on Human Biomechanics”, *Army Res. Lab., Aberdeen Proving Ground, MD, Tech. Rep. ARL-TR-2764.*