



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLÁS DE HIDALGO

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
DOCTORADO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

TESIS:
**“ESTUDIO BIOMECÁNICO APLICADO A
EXOESQUELETOS CON ARQUITECTURA NO
ANTROPOMÓRFICA”**

Que para obtener el grado de Doctor en Ciencias en Ingeniería
Mecánica

Presenta:

M.I. Jorge Curiel Godoy

Asesores:

Dr. Ignacio Juárez Campos

Morelia, Mich.

Marzo 2021



RESUMEN

Esta tesis presenta los principios sobre los cuales fue diseñado un exoesqueleto bípedo no antropomórfico, cuyas piernas están basadas en un mecanismo de 8-barras. La principal función del exoesqueleto es la de asistir a personas que tienen dificultad al caminar. Cada pierna está basada en el mecanismo plano de Peaucellier-Lipkin, que tiene un grado de libertad. Para ser utilizado como una pierna robótica, el mecanismo de Peaucellier-Lipkin fue modificado en la inclusión de tres grados más de libertad, así como, en sus inicios, por la adición de un sistema mecánico ortogonal basado en estrellas de transmisión y cadenas que proveen balance y estabilidad al usuario. Estos cambios fueron evolucionando de acuerdo con el estudio en la biomecánica del ser humano al caminar, planteando nuevos patrones y combinaciones de movimiento. Como resultado final se obtiene un exoesqueleto con aplicación en rehabilitación, proporcionando la capacidad de aplicar distintos patrones de movimiento (pierna, tobillo) para el usuario en un ambiente seguro, permitiendo que al momento de la reactivación de las extremidades por la rehabilitación el sistema se desplace. El uso del mecanismo de Peaucellier-Lipkin, su transformación de uno a cuatro grados de libertad, son la principal innovación y contribución de este novedoso exoesqueleto no antropomórfico. Su movilidad y desempeño son presentados aquí, a través de la cinemática directa e inversa, junto con la aplicación de un movimiento basado en una función polinomial y patrones de movimiento, resultado de análisis de movimientos y patrones generados por una persona al andar.

Palabras clave: Rehabilitación, Peaucellier-Lipkin, Asistencia, Andar humano, Diseño.

ABSTRACT

This thesis presents the principles upon which a new non-anthropomorphic biped exoskeleton was designed, whose legs are based on an 8-bar mechanism. The main function of the exoskeleton is to assist people that have difficulty walking. Every leg is based on the planar Peaucellier-Lipkin mechanism, which is a 1-degree-of-freedom linkage. To be used as a robotic leg, the Peaucellier-Lipkin mechanism was modified by including three more degrees of freedom, as well as, in its beginnings, by the addition of an orthogonal mechanical system based on transmission stars and chains that provides balance and stability to the user. These changes were evolving according to the study in the biomechanics of the human being when walking, posing new patterns and combinations of movement. As a final result an exoskeleton is obtained with application in rehabilitation, providing the ability to apply different movement patterns (leg, ankle) for the user in a safe environment, allowing at the time of the revival of limbs rehabilitation the system scroll. The use of the Peaucellier-Lipkin mechanism, its transformation from one to four degrees of freedom, and the incorporation of the stability system are the main innovations and contributions of this novel non-anthropomorphic exoskeleton. Its mobility and performance are also presented herein, through forward and inverse kinematics, together with its application in carrying out the translation movement of the robotic foot along paths with the imposition of motion laws based on polynomial functions of time and movement patterns, generated by a human walking.

Keywords: Rehabilitation, Peaucellier-Lipkin, Assistance, Human walking, Design.

PUBLICACIÓN REALIZADA

J. C. Godoy, I. J. Campos, L. M. Pérez, and L. R. Muñoz, "Nonanthropomorphic exoskeleton with legs based on eight-bar linkages," *Int. J. Adv. Robot. Syst.*, vol. 15, no. 1, p. 172988141875577, Jan. 2018.

ÍNDICE

LISTA DE FIGURAS	i
LISTA DE TABLAS	iv
NOMENCLATURA.....	v
GLOSARIO	vi
CAPÍTULO 1	1
1.1 Introducción	1
1.2 Objetivos.....	3
1.2.1 General.....	3
1.2.2 Particulares.....	3
1.3 Justificación	4
1.4 Aportación.....	5
1.5 Hipótesis	5
CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO.....	6
2.1 Generalidades del exoesqueleto en su diseño inicial	6
2.2 Descripción de la pierna de exoesqueleto no antropomórfica	7
2.3 Diseño conceptual	9
2.4 Análisis matemático	12
2.4.1 Cinemática Directa	14
2.4.2 Cinemática Inversa	17
CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA.....	19
3.1 Planteamiento de patrones para simulación.....	19
3.1.1 Análisis y generación trayectoria con patrón polinomial (primera simulación)	20
3.1.2 Análisis y generación de trayectoria basada en el andar humano (segunda simulación).....	26
3.2 Exoesqueleto como sistema de rehabilitación.....	30

3.2.1 Diseño de detalle	30
3.2.2 Modelo matemático para exoesqueleto para rehabilitación.....	34
3.2.3 Simulación para sistema de rehabilitación	42
3.3 Modificaciones a exoesqueleto de rehabilitación con un grado más de libertad.....	44
3.3.1 Generación de trayectoria para variación en pie	46
CAPITULO 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN	50
4.1 Primera simulación	50
4.2 Segunda simulación (andar humano).....	53
4.3 Tercera simulación.....	55
4.4 Cuarta simulación	56
4.5 Análisis de simulación.....	57
4.6 Discusión	58
CAPITULO 5 CONCLUSIONES.....	62
BIBLIOGRAFÍA	64

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 Diseño detalle de exoesqueleto (sistema de asistencia)	6
Figura 2.2 Prototipo exoesqueleto.....	7
Figura 2.3, a) eslabones AB y BC rígidos, forma base de PL, b) eslabones variables AB y BC, mecanismo modificado	8
Figura 2.4 Duración de ciclo de marcha	9
Figura 2.5 Adición de la pelvis y el pie a pierna de exoesqueleto [41].....	10
Figura 2.6 Sistema ortogonal de pierna en exoesqueleto[41].....	11
Figura 2.7 Piernas de exoesqueleto con actuadores lineales y rotacional.....	12
Figura 2.8 Mecanismo PL en casos 1,2 y 3 [41].....	13
Figura 2.9 PL en casos 1, 4 y 5.....	14
Figura 2.10 Geometría para cinemática directa.....	16
Figura 3.1 Trayectoria empleada en el primer ejemplo, compuesta por dos cuartos del círculo y una línea recta intermedia, con $r = 10$ cm, $d2 = 26$ cm y la longitud del arco $arc = 15.71$ cm	22
Figura 3.2 Evolución en la longitud de los parámetros L (distancia), rad (Radianes) y T (tiempo).....	23
Figura 3.3 Evolución en las velocidades para los parámetros L (distancia) y T (tiempo).....	23
Figura 3.4 Evolución en la aceleración para los parámetros L (distancia) y T (tiempo).....	23
Figura 3.5 Divisiones de ruta en términos de las etapas transitorias y estacionarias.....	25
Figura 3.6. Secuencia de movimiento en el andar humano	27
Figura 3.7. Patrones de desplazamiento en el andar humano, pierna oscilante derecha (eje X en cm, eje Y en cm)	27
Figura 3.8. Patrón promedio de trayectoria de tobillo en el andar humano (eje X en cm, eje Y en cm)	28
Figura 3.9 Rango horizontal y vertical del tobillo derecho durante una marcha humana.....	29
Figura 3.10. Exoesqueleto aplicación de rehabilitación	30

Figura 3.11. Cambio de orientación en pierna.....	31
Figura 3.12 Refuerzo con doble Peaucellier-Lipkin	31
Figura 3.13 Base para rehabilitación	32
Figura 3.14 Exoesqueleto para rehabilitación	33
Figura 3.15 Amplitud de zancada	34
Figura 3.16 Peaucellier-Lipkin punto de origen fijo en A	35
Figura 3.17 Peaucellier-Lipkin guía con punto de origen fijo en A	36
Figura 3.18 Peaucellier-Lipkin guía para ecuaciones de cinemática inversa	39
Figura 3.19 Elementos L_{AB} y L_{BC} guía para ecuaciones de cinemática inversa ..	40
Figura 3.20 Patrón promedio de desplazamiento en el andar humano, pierna oscilante derecha	43
Figura 3.21 Secuencia de movimiento de pierna de exoesqueleto en simulación.	43
Figura 3.22 Modificación de modelo de rehabilitación base	44
Figura 3.23 Modificación en configuración en barras de rombo	45
Figura 3.24 Modificación en actuador rotacional y refuerzo de barra	45
Figura 3.25 Comparativo de diseño anterior con actual	46
Figura 3.26 Secuencia angular de punta pie y tobillo en andar humano	47
Figura 3.27 Patrón angular basado en el tiempo (eje X tiempo en segundos, eje Y movimiento angular en grados)	47
Figura 3.28 Gráfica formada por la ecuación (3.43) en intervalo de tiempo	48
Figura 4.1 Evolución de coordenadas referidas a \hat{x}_F con respecto al tiempo	50
Figura 4.2 Evolución de coordenadas referidas a \hat{y}_F con respecto al tiempo	51
Figura 4.3 Longitud variable para elementos formados entre AB y BC	51
Figura 4.4 Variación angular del actuador en el punto B, θ	51
Figura 4.5 Cuatro posturas del tramo basado en PL correspondientes a diferentes instantes de tiempo, donde (a) 0.25s, (b) 0.7s, (c) 1.2s y (d) 1.72s	52
Figura 4.6 Evolución de coordenadas referidas a \hat{x}_F con respecto al tiempo en la pierna robótica derecha	52
Figura 4.7 Longitud constante de los enlaces AB y BC con respecto a la pierna robótica derecha	52
Figura 4.8 Variación angular del actuador en el punto B en la pata robótica derecha, θ	53

Figura 4.9 Secuencia dinámica de cuatro posturas de patas derechas basadas en PL, donde (a) 10.25s, (b) 0.7s, (c) 1.2s y (d) 1.72s -.....	53
Figura 4.10 Secuencia dinámica de cuatro posturas de ambas patas basadas en PL, donde (a) 0.25s, (b) 0.7s, (c) 1.2s y (d) 1.72s	53
Figura 4.11 Evoluciones de las longitudes variables relativas a las uniones entre los puntos A y B y entre los puntos B y C	54
Figura 4.12 Evolución de la variable θ	54
Figura 4.13 Trayectoria reproducida por el punto A del exoesqueleto basado en PL, donde (a) 0.1s, (b) 0.2s, (c) 0.4s, (d) 0.6s, (e) 0.9s y (f) 1.1s	55
Figura 4.14 Trayectoria reproducida por el punto F del exoesqueleto para rehabilitación	56
Figura 4.15 Secuencia de movimiento de pierna con tobillo	57
Figura 4.16 Ruta circular reproducida por el punto A usando solo un DOF después de la configuración	60

LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1 Longitudes y condiciones	8
Tabla 3.1 Longitud de los eslabones en el mecanismo PL	20
Tabla 3.2 Datos sobre la ruta en la simulación	21
Tabla 3.3 Datos sobre el historial temporal de la posición	24
Tabla 3.4 Valores de a_j en (3.1) a (3.3)	24
Tabla 3.5 a_i coeficientes en (3.11).....	29
Tabla 3.6 b_i coeficientes en (3.12)	29
Tabla 3.7 g_i coeficientes en (3.43)	48

NOMENCLATURA

Por aparición

HAL	Exoesqueleto de extremidad de asistencia hibrida
BLEEX	Berkeley exoesqueleto de extremidades inferiores
eLEGS	Robot de la Universidad de Californio en Berkeley
AAN	Asistencia según sea necesario
PL	Peaucellier-Lipkin
GL	Grados de libertad
SI	Soporte individual
DS	Doble soporte
SEO	Sistema de estabilidad ortogonal
PD	Pie derecho
PI	Pie izquierdo

GLOSARIO

L_{AB} : Longitud en el eslabón AB

L_{BC} : Longitud en el eslabón BC

L_{CD} : Longitud en el eslabón CD

L_{CE} : Longitud en el eslabón CE

L_{DF} : Longitud en el eslabón DF

L_{EF} : Longitud en el eslabón EF

L_{AD} : Longitud en el eslabón AD

L_{AE} : Longitud en el eslabón AE

F_n : Punto F en PL con dimensiones diferentes

K_n Longitud comparativa para caso 1, 2, 3, 4 y 5

$\Theta = (L_{AB} \quad L_{BC} \quad \theta)^T \in \mathcal{R}^3$: Espacio de unión

$\mathfrak{x}_A = (A_{X_j} \quad A_{Y_j})^T \in \mathcal{R}^2$: Espacio de tareas para punto A

$\mathfrak{x}_F = (A_{F_j} \quad A_{F_j})^T \in \mathcal{R}^2$: Espacio de tareas para punto F

$\mathfrak{x}_A = \mathcal{F}(\Theta)$: Punto A en plano referencia 0

$\mathfrak{x}_F = \mathcal{G}(\Theta)$: Punto F en plano referencia 0

$\{0\} = \{\hat{x}_0, \hat{y}_0, \hat{z}_0\}$: plano referencia 0

$\{F\} = \{\hat{x}_F, \hat{y}_F, \hat{z}_F\}$: Plano referencia F

${}^F P$: Nube de puntos con referencia en plano referenciado F

p_T : Recorrido total en trayecotira

t_f : Tiempo final

T_F^0 : Transformada de plano referenciado F a plano referenciado 0

$x_{er}(t)$: Valor de x en estacionario de recta con respecto del tiempo

$x_{t1a}(t)$: Valor de x en primer transitorio de arco con respecto del tiempo

$x_{t1r}(t)$: Valor de x en primer transitorio de recta con respecto del tiempo

$x_{t2a}(t)$: Valor de x en segundo transitorio de arco con respecto del tiempo

$x_{t2r}(t)$: Valor de x en segundo transitorio de recta con respecto del tiempo

y_{er} : Valor de y en estacionario de recta

$y_{t1a}(t)$: Valor de y en primer transitorio de arco con respecto del tiempo
 y_{t1r} : Valor de y en primer transitorio de recta
 $y_{t2a}(t)$: Valor de y en segundo transitorio de arco con respecto del tiempo
 y_{t2r} : Valor de y en segundo transitorio de recta
 α : Ángulo alfa
 α_{ci} : Ángulo alfa utilizado en cinemática inversa
 β : Ángulo beta
 ε_1 : Ángulo epsilon 1
 ε_2 : Ángulo epsilon 2
 ε_{ci} : Ángulo epsilon para cinemática inversa
 θ : Teta "angulo"
 ξ : Ro, número de intervalos de tiempo de igual duracion
 π : Pi radianes
 σ : Ángulo sigma
 φ : Ángulo Fi
 $({}_5^\circ, \pi^\xi a_{1p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la aceleración en el primer periodo transitorio
 $({}_5^\circ, \pi^\xi a_{2p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la aceleración en el periodo estacionario
 $({}_5^\circ, \pi^\xi a_{3p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la aceleración en el segundo periodo transitorio
 $({}_5^\circ, \pi^\xi p_{1p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la posición del primer estado transitorio
 $({}_5^\circ, \pi^\xi p_{2p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la posición del periodo estacionario
 $({}_5^\circ, \pi^\xi p_{3p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la posición del segundo periodo transitorio
 $({}_5^\circ, \pi^\xi v_{1p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la velocidad del primer periodo transitorio
 $({}_5^\circ, \pi^\xi v_{2p})(t)$: Ecuación de 5to grado que define la velocidad en el periodo estacionario

$(\xi, \eta^{\xi} v_{3p}(t))$: Ecuación de 5to grado que define la Velocidad en el segundo periodo transitorio

CAPÍTULO 1

1.1 Introducción

Un exoesqueleto es un dispositivo que se usa de forma pasiva o activa, destinado a mantener o mejorar las capacidades del usuario. También puede aplicarse como complemento o sustituto para ciertas funciones humanas [1]. Los exoesqueletos pasivos para las extremidades inferiores son comúnmente referidos como dispositivos ortóticos, en el cual el usuario aplica fuerza para mover la cadera o extremidades. En los exoesqueletos activos, una serie de actuadores mecanismo mueven la pierna [2]. La historia del diseño y desarrollo de los exoesqueletos comienza en los 60's cuando la armada de los Estados Unidos de América desarrolla una gran variedad de equipos destinados a incrementar las capacidades de los soldados para cumplir con sus funciones militares. Posteriormente, se ampliaron las aplicaciones de los exoesqueletos utilizándolos como equipo de protección para la manipulación y control de materiales radioactivos o peligrosos y la rehabilitación de heridas graves en los codos y rodillas [3]–[7]. De igual manera se utilizan como una tecnología de asistencia, en donde los exoesqueletos han encontrado aplicaciones revolucionarias en la mejora de la calidad de vida humana. La comunidad científica se ha enfocado en utilizar estos sistemas en la rehabilitación de las extremidades inferiores [6], [8]–[10]. Y en los últimos años, los investigadores se han enfocado en la asistencia a personas que han sufrido la pérdida de movilidad en varios grados de las extremidades inferiores. Esto, dado que la simple acción de caminar activa las terminales nerviosas de las extremidades, creando la retroalimentación necesaria para reactivar la médula espinal, haciendo innegables los beneficios ofrecidos por los exoesqueletos de asistencia para la rehabilitación [11]–[16] .

La mayoría de los exoesqueletos son dispositivos diseñados a partir de arquitecturas mecánicas tradicionales compuestas por acoplamientos de tipos esféricos o prismáticos, formando una serie en cadena. Estas arquitecturas antropomórficas tradicionales básicamente consisten de cuatro enlaces, representando la pelvis, el fémur, tibia o peroné, y el pie.

Sin embargo, otro tipo de arquitectura presenta varias ventajas. Un novedoso robot (tipo armadura) portable con arquitectura no antropomórfica, cuyo objetivo es el de asistir en la flexión/extensión de la cadera y la rodilla, es presentado por Accoto et al [8], y Sergi et al [17]. Los autores explican que esta arquitectura ayuda a mejorar la ergonomía y optimiza las propiedades dinámicas a través de la distribución inteligente de las masas oscilantes. El robot (tipo armadura) portable resultante muestra una baja inercia reflejada, alta capacidad de retroceso y una tolerancia intrínseca a la desalineación.

Sergi [18] presenta una discusión entre los robots (tipo armadura) portables con estructura antropomórfica y no antropomórfica. Por un lado, el autor aborda la cuestión relativa a los problemas intrínsecos que surgen cuando se trata de arquitecturas antropomórficas, afirmando que debe garantizarse la compatibilidad cinemática entre la estructura robótica y el usuario. Los dos sistemas mecánicos tienen que ser idénticos. Afirma que el problema es definir la ubicación exacta y la orientación de los ejes de rotación de la articulación humana. Además, se necesitan altos pares para mover esos enlaces [19]–[21]. Por otro lado, Sergi et al. [17], menciona que los robots portables no antropomórficos mejoran la ergonomía y el rendimiento, debido a sus propiedades dinámicas, hablando de la cualidad de que no es necesario hacer coincidir la rodilla del usuario con la rodilla mecánica del exoesqueleto.

Hay varios buenos ejemplos de exoesqueletos antropomórficos. Uno es el exoesqueleto de la extremidad de asistencia híbrida (HAL), creado por Cyberdyne Inc, que representa la última generación de exoesqueletos de asistencia mecánica [22]. Otro es el robot portátil Berkeley Exoesqueleto de Extremidad Inferior (BLEEX), que incluye dos patas antropomórficas, una fuente de alimentación y un marco tipo mochila en el que se pueden montar cargas pesadas [23]. Berkeley Bionics y la Universidad de California en Berkeley han desarrollado el exoesqueleto bípedo eLEGS, que es un robot portátil que utilizan los pacientes que sufren lesiones de la médula espinal [24].

De acuerdo a las especificaciones de funcionalidad definidas para cada una de las aplicaciones, es necesario precisar la forma en que se controla el exoesqueleto. Las

estrategias de control se pueden clasificar en varios tipos: sistemas de control basados en los modelos [6], sistemas de control basados en jerarquías, sistemas de control basados en parámetros físicos, y los sistemas de control basados de acuerdo a su uso [25], [26]. Esta serie de controles puede ser reducida a dos diseños de control básicos, el primero, que resume los sistemas basados en modelos, parámetros físicos y por jerarquías en un sistema de control diseñado para el seguimiento de trayectorias; en este proceso el exoesqueleto guía las extremidades por un patrón geométrico definido matemáticamente similar al que siguen las piernas al caminar. El segundo sistema de control es diseñado de acuerdo a una estrategia de entrenamiento denominada AAN “asistencia según sea necesario” (assistance as needed) por sus siglas en inglés; el cual, sólo suministra la potencia mínima necesaria para que el paciente lleve a cabo tareas, analizando su rendimiento en tiempo real; este tipo de control fomenta al paciente a interactuar con el sistema [27].

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Realizar un estudio biomecánico profundo en las extremidades inferiores de una persona al caminar, para el diseño y construcción de un exoesqueleto basado en un mecanismo de Peaucellier-Lipkin. Comprobando a través de un estudio biomecánico su funcionamiento, de forma que el exoesqueleto logre el seguimiento de trayectorias que replique en la mayor medida posible el andar humano, enfocando como aplicación fundamental la de un dispositivo de rehabilitación fisioterapéutica.

1.2.2 Particulares

1. Desarrollar un estudio profundo en la biomecánica del andar humano, enfocándonos principalmente en los tobillos y los pies.
2. Identificar en el estudio biomecánico las secuencias y trayectorias clave para diseñar de forma detallada al exoesqueleto.

3. Construir el exoesqueleto bípedo basado en un mecanismo de Peaucellier-Lipkin, aumentando sus grados de libertad, de acuerdo con las especificaciones de diseño.
4. Aplicar los patrones identificados en el análisis biomecánico en la cinemática del exoesqueleto, proponiendo perfiles de trayectoria para el desplazamiento del sistema mecánico.
5. Diseñar y construir el soporte sobre el cual se instalará el exoesqueleto en su aplicación como sistema de rehabilitación.
6. Proponer una optimización del exoesqueleto en base a los resultados obtenidos, tal que el sistema mecánico sea más esbelto, reduciendo el número de componentes mecánicos y grados de libertad, mejorando con esto su autonomía, y funcionalidad, con la reducción de peso y dimensiones.

1.3 Justificación

El incremento en la calidad de vida y los estándares de la salud en la sociedad actual han mejorado el desempeño y el tiempo productivo de la población, dentro de este desarrollo científico se han desarrollado sistemas de apoyo que permiten a personas con lesiones o cierto grado de discapacidad en las extremidades recuperar la movilidad total o parcial en sus miembros. La estructura principal que se usa en este tipo de sistemas es antropomórfica, lo que obliga al diseñador a hacer coincidentes las articulaciones del sistema con las de usuario, ya que si no se logra esta sintonía puede llegar a incrementar la lesión del usuario por los esfuerzos desalineados. Es por este motivo que para el diseño de este sistema se utiliza una estructura no-antropomórfica, que da una mayor libertad en el diseño al no verse obligada la coincidencia de las articulaciones.

Al tomar la estructura no antropomórfica le damos al exoesqueleto la posibilidad de utilizar motores con menos potencia y una estructura de mayor rigidez aumentando la seguridad en su uso y un menor riesgo al usuario por no tener fijo el sistema en sus articulaciones.

1.4 Aportación

Se utiliza como estructura base para este proyecto el mecanismo Peaucellier-Lipkin (PL), que aunque existen varias aplicaciones de éste, no se ha generado una aplicación para permitir la recuperación de movilidad a personas con dificultad para caminar o moverse por lesiones. Es aquí donde se puede hacer ver lo innovador de este sistema, además, al contribuir en la mejora de esta condición se repercute en la capacidad productiva y la independencia económica de las personas, lo que también es importante para el desarrollo económico de sus familias.

El exoesqueleto basado en PL no antropomórfico, no restringe las piernas del usuario con las piernas de sistema. El usuario es apoyado por un arnés y los pies se fijan a un soporte de pie, dejando las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo libres, proporcionando al pie del usuario cierta libertad de rotación.

1.5 Hipótesis

El mecanismo de Peaucellier-Lipkin (PL) es un eslabonamiento de un grado de libertad, bastante rígido, sin embargo, con la adecuada inserción de más grados de libertad puede aplicarse como unidad de propulsión de un exoesqueleto. Así mismo, un estudio adecuado de la biomecánica del andar humano implementado en el sistema mecánico resultante puede reproducir, con bastante precisión, el caminar de una persona, tal que ésta pueda desplazarse en terrenos estructurados y semiestructurados.

El exoesqueleto se puede utilizar como parte constitutiva de un equipo para rehabilitación tal que las personas con problemas de movilidad ejerciten las extremidades inferiores para evitar distrofia muscular a través de la fisioterapia.

CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

2.1 Generalidades del exoesqueleto en su diseño inicial

En la presente tesis, se propone un exoesqueleto con una arquitectura mecánica no tradicional, organizada en una estructura no antropomórfica. Se basa en el eslabonamiento plano llamada Peaucellier-Lipkin (PL), que se ha modificado mediante la adición de tres grados más de libertad (GL). La figura 2.1 muestra el exoesqueleto basado en PL y el prototipo inicial se muestra en la figura 2.2. en el capítulo se describen los principios sobre los que se ha creado este robot portátil y la transformación que ha sufrido el mecanismo PL básico en las diferentes etapas del proceso de diseño mecánico. El diseño detallado y los atributos se encuentran en Juárez et al [28].

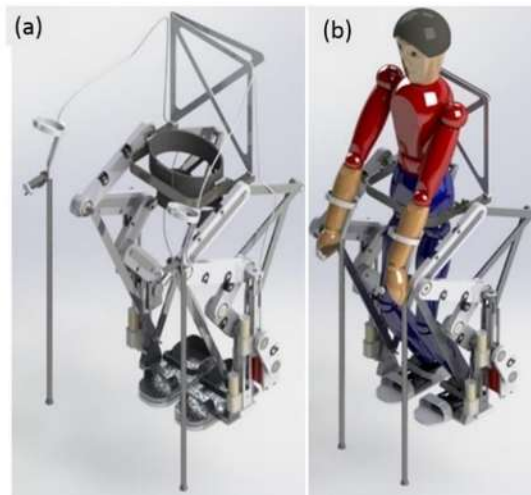


Figura 2.1 Diseño detalle de exoesqueleto (sistema de asistencia)

La movilidad es uno de los criterios más importantes para evaluar el rendimiento de un exoesqueleto, al igual que el peso y la rigidez. Por lo tanto, se presenta la cinemática directa e inversa, que se prueban trazando dos patrones regidos por dos leyes de tiempo. En particular se centra en la suavidad del movimiento en relación con la continuidad de la función en los puntos de ruta. Por un lado, se evalúa la movilidad generando una trayectoria que no es real para los pasos humanos. La trayectoria está formada por tres curvas, conectadas tangencialmente y gobernadas por una función de tiempo segmentada. Por otro lado, se obtiene la trayectoria generada por el tobillo de una persona que ejecuta una marcha normal.



Figura 2.2 Prototipo exoesqueleto

2.2 Descripción de la pierna de exoesqueleto no antropomórfica

El eslabonamiento de PL ha encontrado varias aplicaciones; Khandelwal et al. [29], presentan su uso en un dispositivo háptico lineal. El mecanismo PL se ha utilizado también como dispositivo de posicionamiento de sistemas de dirección de aguja teleoperada [30] y como mecanismo de actuación de estructuras desplegadas [31], entre otros. Sin embargo, su uso como pierna robótica (tipo armadura) portátil es nulo.

Parece haber un uso escaso del mecanismo PL como dispositivo de locomoción en máquinas para caminar. Nuñez-Altamirano y Juárez-Campos [32] presentan una pata robótica reptiliana con cinco GL, basada en el mecanismo PL. Éste adapta su pata según un centro de rotación, obtenido por 3 puntos en el camino. Debido a la capacidad del mecanismo PL para trazar rutas definidas, incluidas líneas rectas o arcos circulares [33], [34], el actuador final de la pierna robótica 5 grados de libertad se mueve paralelo al borde del suelo. Nuñez-Altamirano y Juárez-Campos [35] proporcionan la dinámica de la misma pierna robótica presentada por Nuñez-Altamirano y Juárez-Campos [32], cuando ejecuta una marcha a pie a lo largo de una línea recta en la fase de transferencia. La pierna robótica reptiliana, discutida por Nuñez-Altamirano y Juárez-Campos [32], se usa como una extremidad de locomoción en máquinas de caminar con n -patas, cuando $n = 4, 6$ u 8 .

El mecanismo PL, que se muestra en la figura 2.3, está compuesto por 8 barras articuladas conectadas por 6 articulaciones giratorias, denotadas como puntos A, B,

C, D, E y F, y cuyos ejes articulados son ortogonales al plano formado por esos seis puntos. Teniendo en cuenta que las longitudes de los enlaces se denotan por L_{jk} , donde j y k son dos de esos puntos, el mecanismo PL se compone de tres conjuntos de enlaces: $\{L_{AD}, L_{AE}\}$, $\{L_{CD}, L_{CE}, L_{DF}, L_{EF}\}$, and $\{L_{AB}, L_{BC}\}$, restringidas a las condiciones expuestas en al tabla 2.1.

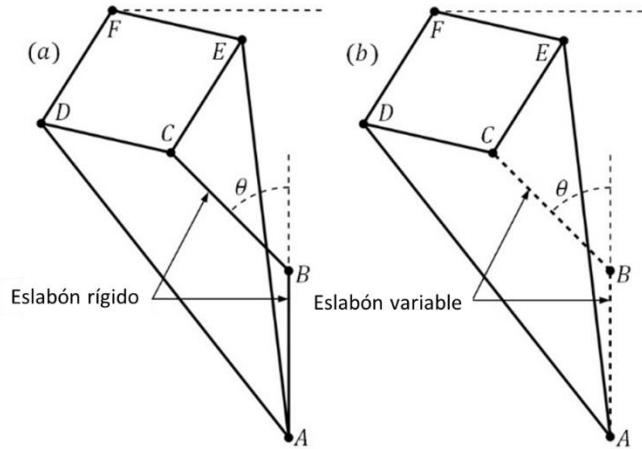


Figura 2.3, a) eslabones AB y BC rígidos, forma base de PL, b) eslabones variables AB y BC, mecanismo modificado

La figura 2.3a muestra que el punto F traza una línea recta verdadera, como resultado de un movimiento de rotación del enlace de entrada BC, dado por la variable conjunta θ , con respecto al enlace fijo AB. Este movimiento final está limitado por la longitud de las barras que forman el mecanismo [36]–[41].

Tabla 2.1 Longitudes y condiciones

Juego de longitudes	Condiciones
$\{L_{AD}, L_{AE}\}$	$L_{AD} = L_{AE} = L_1$
$\{L_{CD}, L_{CE}, L_{DF}, L_{EF}\}$	$L_{CD} = L_{CE} = L_{DF} = L_{EF} = L_2$
$\{L_{AB}, L_{BC}\}$	$L_{AB} = L_{BC}$
$L_1 > L_{AB} + L_{BC}$	

Para imitar la marcha humana, el mecanismo PL se ha modificado con la inclusión de dos grados de libertad (GL) más. En otras palabras, el antiguo mecanismo 1-GL PL se ha transformado en una pata exoesqueleto 3-GL. Este artículo muestra cómo se ha modificado y, en consecuencia, presenta la cinemática directa e inversa, considerando las variables conjuntas denotadas por L_{AB} , L_{BC} y θ . La posición del pie

se obtiene en términos de coordenadas de una ruta específica y se vincula a funciones polinómicas del tiempo.

2.3 Diseño conceptual

Para reproducir la marcha humana con el uso de un exoesqueleto basado en PL, es importante comprender que la marcha humana es un proceso de movimiento cíclico, caracterizado por una fase de soporte individual (SI) (un pie en contacto con el suelo) y otra fase de doble soporte (DS) (dos pies en el suelo). Como se muestra en la figura 2.4, la fase de soporte doble representa el 20% del ciclo total. Para cada tramo, el paso se compone de una fase de soporte, que representa el 60% de la duración total, y una fase de oscilación que dura el 40% del tiempo total [41]–[45].

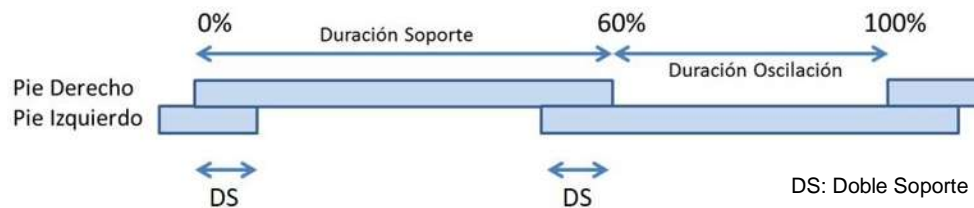


Figura 2.4 Duración de ciclo de marcha

Por lo tanto, se definen cuatro etapas en una marcha humana normal:

- Doble soporte de apoyo, ambos pies tocando el suelo.
- Etapa de elevación, un pie comienza a levantarse, dejando el otro pie como soporte.
- Etapa de oscilación, un pie se mueve en el aire y el otro continúa como soporte.
- Etapa de descenso, el pie oscilante comienza a descender, el otro pie aún permanece como soporte.
- La secuencia se repite con el otro pie.

Debido a la naturaleza del mecanismo PL básico de 8 barras, restringe su movimiento a desplazamientos lineales cuando $L_{AB} = L_{BC}$. Sin embargo, la inclusión de dos grados más de libertad permite que el tramo robótico resultante ejecute cada una de las cuatro etapas mencionadas anteriormente.

Las principales modificaciones ejercidas en el mecanismo PL tienen en cuenta las barras rígidas AB y BC, que son reemplazadas por elementos de longitud variable, como se muestra en la figura 2.3. Las barras rígidas están representadas por líneas continuas, figura 2.3a, mientras que los elementos no rígidos son dibujados en estilo punteado, figura 2.3b. De esta manera, las longitudes variables encontradas entre los puntos A y B, y entre los puntos B y C son los nuevos grados de libertad y están representados por actuadores lineales, que impulsan dos juntas prismáticas en esos puntos.

Ahora presentamos los enlaces de la pelvis y el pie, que se muestran en la figura 2.5. El primero se une en F, mientras que el segundo se coloca en A, firmemente fijado al eslabón AB. Es importante tener en cuenta que el punto A representa el tobillo robótico. Como se muestra en la figura 2.5, el eslabón de la pelvis puede girar libremente un ángulo μ alrededor de un eje que pasa en el punto F, ortogonal al plano formado por los puntos A y F. Considerando que la cadera del usuario está colocada y fijada a este punto, es imperativo que la pelvis o cadera del exoesqueleto no gire libremente. Por lo tanto, la cadera siempre debe mantener la misma orientación, evitando que el usuario la balancee.

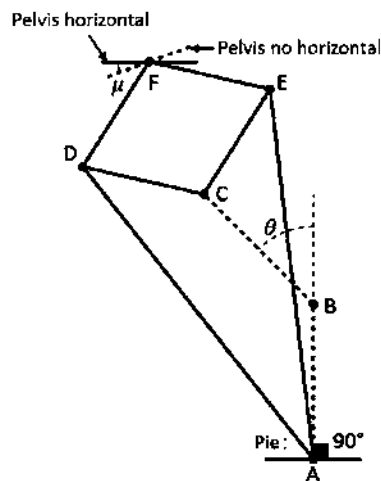


Figura 2.5 Adición de la pelvis y el pie a pierna de exoesqueleto [41]

Para superar esta condición problemática, introducimos un sistema de estabilidad ortogonal (SEO), que evita esta fluctuación angular. El SEO funciona como un mecanismo de paralelogramo y es un tipo de enlace de 4 barras, cuyos lados opuestos tienen las mismas longitudes y permanecen paralelos entre sí. El SEO

permite que la pelvis experimente una orientación constante en cualquier momento, referido al eslabón AB. Es importante tener en cuenta que el eslabón AB está fijo al pie robótico, que se presenta en el suelo horizontal. Es decir, el AB siempre es perpendicular al suelo, ver figura 2.6.

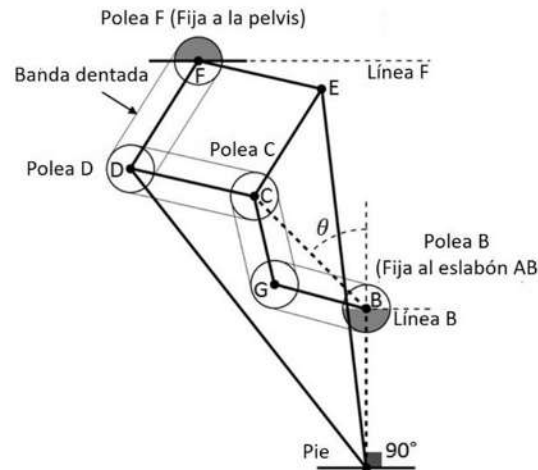


Figura 2.6 Sistema ortogonal de pierna en exoesqueleto[41]

Las poleas se colocan en los puntos B, G, C, D y F. Las poleas primera y última se fijan en el eslabón AB y la pelvis, respectivamente, mientras que las otras pueden girar libremente alrededor de sus propios ejes. Debido a que el eslabón BC tiene una longitud variable, no es posible introducir una banda dentada entre los puntos B y C, por lo tanto, hay una polea colocada en un punto adicional, denotada por G, y apoyada por dos eslabones adicionales, que conectan los puntos B-G y C-G. Esos dos eslabones no ofrecen soporte para el peso total del exoesqueleto y el usuario. Su función es estrictamente soportar la polea G y mantener tensas las bandas dentadas. En consecuencia, los puntos B, C y G forman un triángulo desplegable con los lados BG y CG, y son constantes en cualquier momento. La longitud del lado BC aumenta o disminuye según sea necesario durante la marcha.

La Figura 2.7 presenta el exoesqueleto, cuyas piernas se basan en el mecanismo PL modificado. Su pie derecho (PD) está en la fase de soporte o contacto, porque toca el suelo, mientras que el pie izquierdo (PI) oscila en el aire o en la fase de vuelo. La marcha para caminar se obtiene cuando L_{AB} , L_{BC} y θ evolucionan coordinadamente. Vea las flechas en la figura 2.7.

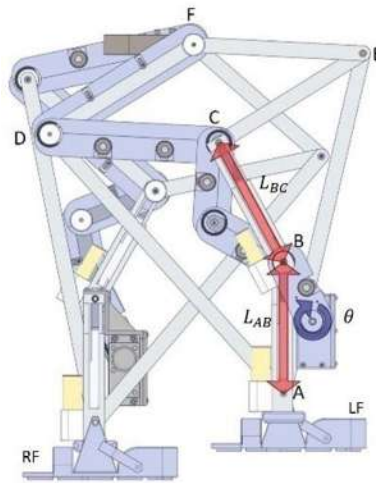


Figura 2.7 Piernas de exoesqueleto con actuadores lineales y rotacional

La inclusión de dos GL más y el SEO da como resultado un nuevo mecanismo que tiene la capacidad de trazar caminos más complejos, permitiendo que el exoesqueleto basado en PL, con una arquitectura no antropomórfica, camine de manera antropomórfica.

2.4 Análisis matemático

Cada pierna basada en PL tiene tres grados de libertad, que son capaces de modificar todo el mecanismo; estos son L_{AB} , L_{BC} y θ , y el comportamiento principal de la pierna basada en PL depende de ellos, de acuerdo con los siguientes cinco casos:

El caso 1 ocurre cuando $L_{AB} = L_{BC} = K_1$ y θ varía; el punto F_1 dibuja una línea recta; se puede ver en la figura 2.8, donde el mecanismo PL involucrado corresponde al subíndice 1.

El caso 2 ocurre cuando $L_{AB} < L_{BC}$ y θ evoluciona; el punto F_2 traza un arco circular cóncavo, con la perspectiva de un observador colocado en A; vea la figura 2.8 y observe el mecanismo PL correspondiente al subíndice 2.

El caso 3 tiene lugar una vez que $L_{AB} > L_{BC}$ y θ cambian; el punto F_3 describe un arco circular convexo, cuando un observador se coloca en A; vea la figura 2.8 y considere el mecanismo denotado por el subíndice 3.

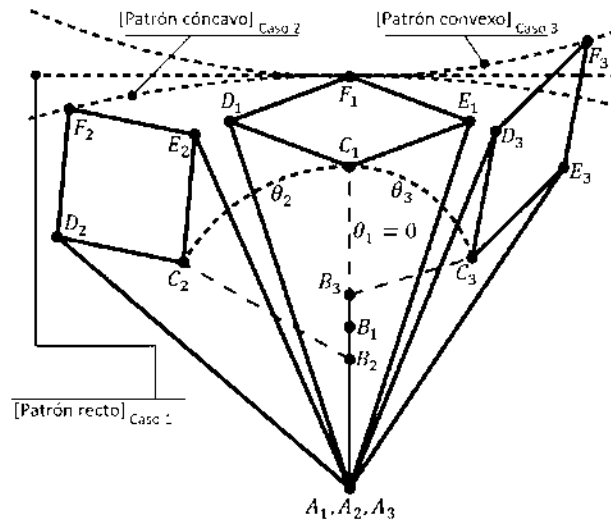


Figura 2.8 Mecanismo PL en casos 1,2 y 3 [41].

El caso 4 se refiere a $L_{AB} = L_{BC} = K_4$, donde $K_4 > K_1$, como se muestra en la figura 2.9 (a). Bajo esta condición, el punto F_4 dibuja una línea recta, como en el caso 1. Sin embargo, la distancia más corta entre el punto A y la línea trazada por el punto F_4 es más corta que la del caso 1, que se muestra en la figura 2.9 (b). Es importante tener en cuenta que la distancia más corta entre el punto A y la línea trazada por el punto F_4 corresponde a la longitud de la línea que es la perpendicular común entre el eje en A y la línea trazada por el punto F_4 . El subíndice 4 ayuda a identificar el mecanismo PL con respecto al caso 4. Las líneas trazadas por F_1 y F_4 están separadas por Δ_4 .

Caso 5. $L_{AB} = L_{BC} = K_5$, donde $K_5 < K_1$. Bajo esta condición, el punto F_5 dibuja una línea recta, como en el caso 1. Sin embargo, la distancia más corta entre el punto A y la línea trazada por el punto F_5 es mayor que la del caso 1, ver figura 2.9 (c). Las líneas trazadas por F_1 y F_5 están separadas por Δ_5 .

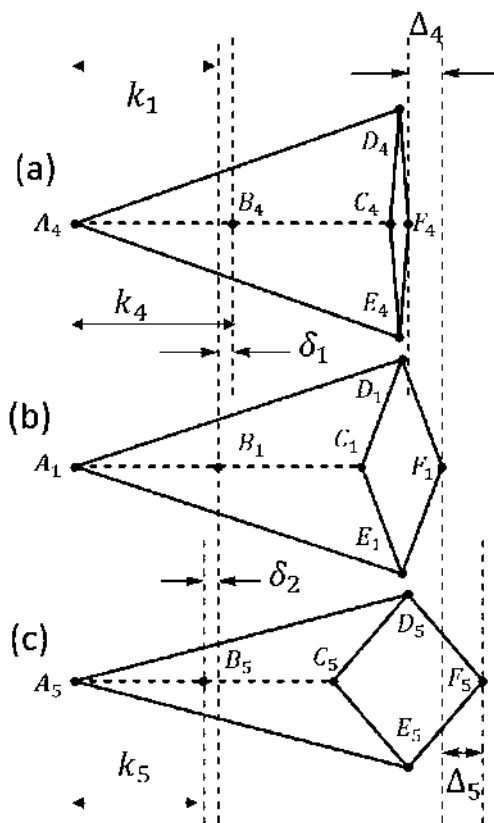


Figura 2.9 PL en casos 1, 4 y 5

Alternando el uso entre estos cinco casos, se puede entender que cada pierna basada en PL puede trazar caminos complejos, incluido el que sigue un pie humano, al caminar .

2.4.1 Cinemática Directa

Supongamos que $\theta = (L_{AB} \ L_{BC} \ \theta)^T \in \mathcal{R}^3$ se denomina espacio de unión, y que $\mathfrak{x}_A = (A_{X_j} \ A_{Y_j})^T \in \mathcal{R}^2$ y $\mathfrak{x}_F = (A_{F_j} \ A_{F_j})^T \in \mathcal{R}^2$ se denominará espacio de tareas, definiendo los vectores que describen los puntos A y F, respectivamente, con respecto al marco $\{j\}$, donde $j = 0$ o $j = F$. La cinemática directa consiste en encontrar $\mathfrak{x}_A = \mathcal{F}(\theta)$ y $\mathfrak{x}_F = \mathcal{G}(\theta)$.

Para calcular $\mathfrak{x}_A = \mathcal{F}(\theta)$ y $\mathfrak{x}_F = \mathcal{G}(\theta)$, es necesario describir los cuadros $\{0\} = \{\hat{x}_0, \hat{y}_0, \hat{z}_0\}$ y $\{F\} = \{\hat{x}_F, \hat{y}_F, \hat{z}_F\}$, que aparecen en la figura 2.10. Tenga en cuenta que el origen del cuadro $\{0\}$ y A coinciden, mientras que el origen del sistema de referencia $\{F\}$ y F coinciden. El vector \hat{y}_0 coincide con la barra AB, dirigida de A a B.

El vector \hat{z}_0 es ortogonal al plano formado por los puntos A, B, C, D y F $\hat{x}_0 = \hat{y}_0 \otimes \hat{z}_0$.
El cuadro $\{F\}$ se describe en términos de $\{0\}$, como se muestra en (2.1)

$${}^0\{F\} = \{I_{3 \times 3}; (F_{X_0} \quad F_{Y_0} \quad 0)^T\} \quad (2.1)$$

De acuerdo con la geometría dada en la figura 2.10, las coordenadas de los puntos A y F, así como B, C, D y E, referidas a $\{0\}$, se denotan por (2.2a) - (2.7b).

$$A_{X_0} = 0 \quad (2.2a)$$

$$A_{Y_0} = 0 \quad (2.2b)$$

$$B_{X_0} = 0 \quad (2.3a)$$

$$B_{Y_0} = L_{AB} \quad (2.3b)$$

$$C_{X_0} = -L_{BC}S\theta \quad (2.4a)$$

$$C_{Y_0} = L_{AB} + L_{BC}C\theta \quad (2.4b)$$

$$D_{X_0} = L_{AD}S\varepsilon_1 \quad (2.5a)$$

$$D_{Y_0} = L_{AD}C\varepsilon_1 \quad (2.5b)$$

$$E_{X_0} = L_{AE}S\varepsilon_2 \quad (2.6a)$$

$$E_{Y_0} = L_{AE}C\varepsilon_2 \quad (2.6b)$$

$$F_{X_0} = d_{AF}S\alpha \quad (2.7a)$$

$$F_{Y_0} = d_{AF}C\alpha \quad (2.7b)$$

Donde S y C significan, seno y coseno respectivamente.

$$\varepsilon_1 = \alpha + \beta \quad (2.8)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{-L_{BC}S\theta}{L_{AB} + L_{BC}C\theta} \right) \quad (2.9)$$

$$\beta = C^{-1} \left(\frac{L_{AD}^2 + d_{AC}^2 - L_{CD}^2}{2 L_{AD}d_{AC}} \right) \quad (2.10)$$

$$d_{AC} = \sqrt{(L_{AB} + L_{BC}C\theta)^2 + (L_{BC}S\theta)^2} \quad (2.11)$$

$$\varepsilon_2 = \alpha - \beta \quad (2.12)$$

$$d_{AF} = d_{AMR} + d_{CMR} \quad (2.13)$$

$$d_{AMR} = L_{AD}C\beta \quad (2.14)$$

$$d_{CMR} = d_{AMR} - d_{AC} \quad (2.15)$$

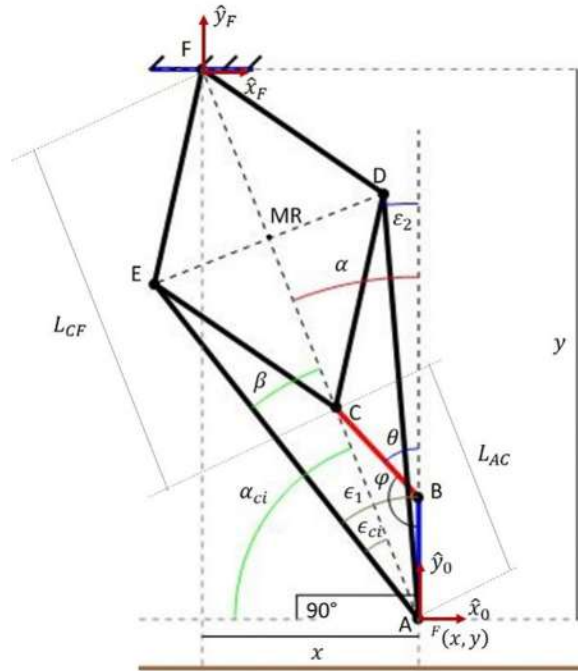


Figura 2.10 Geometría para cinemática directa

Los puntos dados por (2.2a) - (2.7b) se refieren a $\{0\}$, pero bajo ciertas condiciones podrían describirse con respecto a $\{F\}$. En este caso, es necesario transformarlos con el uso de (2.16), donde 0P y FP son dos nubes de puntos que recogen coordenadas de los puntos A, B, C, D, E, y F, referidos a $\{0\}$ y $\{F\}$, respectivamente

$${}^FP = T_F^0 {}^0P \quad (2.16)$$

Donde, T_F^0 es la transformación homogénea, que mapea una nube de puntos de $\{F\}$ a $\{0\}$, vea la ecuación (2.17).

$$T_F^0 = \begin{pmatrix} F_{X_0} & \\ I_{3 \times 3} & F_{Y_0} \\ \bar{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (2.17)$$

La ecuación (2.16) se refiere a nubes de puntos homogéneas 0P y FP , que se muestran en (2.18) y (2.19).

$${}^0P = \begin{pmatrix} A_{X_0} & B_{X_0} & C_{X_0} & D_{X_0} & E_{X_0} & F_{X_0} \\ A_{Y_0} & B_{Y_0} & C_{Y_0} & D_{Y_0} & E_{Y_0} & F_{Y_0} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.18)$$

$${}^FP = \begin{pmatrix} A_{XF} & B_{XF} & C_{XF} & D_{XF} & E_{XF} & F_{XF} \\ A_{YF} & B_{YF} & C_{YF} & D_{YF} & E_{YF} & F_{YF} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.19)$$

2.4.2 Cinemática Inversa

Teniendo en cuenta que (i) el eslabón del pie podría colocarse en el terreno, mientras que el eslabón de la pelvis podría moverse a lo largo de un camino prescrito, o (ii) el enlace de la pelvis podría considerarse fijo y el eslabón del pie podría viajar, la cinemática inversa permite obtener θ en términos de \mathfrak{x}_A o \mathfrak{x}_F por medio de $\mathcal{H}: \mathfrak{x}_A \rightarrow \theta$ o $\mathcal{J}: \mathfrak{x}_F \rightarrow \theta$.

La Figura 2.10 describe la condición (ii), por lo que $\{F\}$ se considera fijo, y el punto A, referido a $\{F\}$, se mueve a lo largo de una ruta prescrita. Por lo tanto, el análisis de cinemática inversa consiste en encontrar $\mathcal{H}: \mathfrak{x}_A \rightarrow \theta$.

De acuerdo con la figura 2.10, L_{AF} , ε_{ci} , L_{AMR} , L_{AC} y α_{ci} se obtienen por (2.20) - (2.24).

$$L_{AF} = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (2.20)$$

$$\varepsilon_{ci} = C^{-1} \left(\frac{L_{AD}^2 + L_{AF}^2 - L_{DF}^2}{2L_{AD}L_{AF}} \right) \quad (2.21)$$

$$L_{AMR} = L_{AD} \text{Cos} \varepsilon_{ci} \quad (2.22)$$

$$L_{AC} = 2 L_{AMR} - L_{AF} \quad (2.23)$$

$$\alpha_{ci} = S^{-1} \left(\frac{|y|}{L_{AF}} \right) \quad (2.24)$$

La figura 2.10 presenta las variables conjuntas L_{AB} , L_{BC} y θ . Aunque L_{AB} y L_{BC} pueden variar independientemente, se considera los casos 1, 4 y 5, en los que $L_{AB} = L_{BC}$. Esto significa que el número de GL se reduce a dos. Por lo tanto, el posicionamiento del pie del exoesqueleto trata con la descripción de $L_{AB} = L_{BC}$ y θ en términos de las coordenadas del punto A, referido a $\{F\}$.

La figura 2.10 muestra el triángulo isósceles formado por los puntos A, B y C, cuyos lados iguales tienen longitudes denotadas por L_{AB} y L_{BC} . Se describen en (2.25) y (2.26). El lado formado entre los puntos A y C está definido por (2.23).

$$L_{AB} = \frac{L_{AC}L_{AF}}{2|y|} \quad (2.25)$$

$$L_{BC} = \frac{L_{AC}L_{AF}}{2|y|} \quad (2.26)$$

El ángulo θ se obtiene con la ayuda de (2.28), que depende de (2.27), de acuerdo con la figura 2.10.

$$\varphi = C^{-1} \left(\frac{L_{AB}^2 + L_{BC}^2 - L_{AC}^2}{2L_{AB}L_{BC}} \right) \quad (2.27)$$

$$\theta = \pi - \varphi \quad (2.28)$$

La cinemática inversa ahora se puede vincular a una posible región geométrica o trayectoria descrita por coordenadas paramétricas, referida a $\{F\}$ [46], [47]. Se debe tener en cuenta que el mecanismo PL básico es plano, y la adición de dos grados más de libertad no altera este atributo. Debido a que el plano en el que existen los puntos A, B, C, D, E y F coincide con el formado por \hat{x}_F y \hat{y}_F , dejando solo como condición de funcionamiento dos coordenadas, las cuales pueden definirse de acuerdo al patrón que se defina para su ejecución.

CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA

En este capítulo se presenta la obtención y definición de los patrones de movimiento de acuerdo a la aplicación del exoesqueleto. Uno como sistema de desplazamiento para rehabilitación con tres grados de libertad, y segundo un exoesqueleto con la incorporación de un cuarto grado de libertad. En ambos casos se desarrolla la ecuación que define el patrón de movimiento en un sistema coordinado, que combinando con las ecuaciones obtenidas en la cinemática inversa (2.25) (2.26) y (2.28) permiten la réplica del patrón definido por el análisis de la biomecánica del cuerpo humano al caminar.

3.1 Planteamiento de patrones para simulación

Para hacer que el marco teórico anterior sea comprensible, se presentan cuatro planteamientos de simulación. En los cuatro eventos, las piernas del exoesqueleto ejecutan la mitad de un solo ciclo de la marcha y la cadera del usuario se coloca a una altura constante durante el viaje. Según Lin, Gfoehler y Pandy [48], la cadera humana no viaja a una altura constante durante el ciclo de la marcha. Oscila unos pocos centímetros de forma sinusoidal durante un viaje lento [49], como el realizado por el exoesqueleto basado en PL.

Como primer evento, presentamos el caso en el que la pata robótica izquierda realiza la fase de transferencia, mientras que la derecha ejecuta la etapa de soporte. El propósito de esta prueba es mostrar la ventaja de este exoesqueleto no antropomórfico obtenido de la naturaleza intrínseca del mecanismo PL. En esta simulación, consideramos que los puntos A, coincidentes con los tobillos de ambas piernas, viajan de acuerdo con una marcha particular no tradicional. Teniendo en cuenta que la pierna basada en PL es un dispositivo de posicionamiento robótico, en esta simulación empleamos una marcha no humana, basada en una generación de trayectoria particular, en relación con un camino recto y obliga a la pierna izquierda a ejecutarla. En una marcha común similar a la humana, el tobillo no sigue una línea recta, paralela al terreno horizontal. Se enfatiza la habilidad de este exoesqueleto para trazar una curva de 2 coordenadas con un solo GL. Un exoesqueleto

antropomórfico tradicional requiere dos GL cuando realiza el mismo camino. Se presenta la evolución de todas las variables conjuntas de la pierna izquierda en términos de tiempo, cuando la generación de trayectoria se formula mediante una ruta segmentada y un conjunto de polinomios de interpolación de quinto orden que son continuos en los puntos de ruta [50].

Como segundo, presentamos la evolución de la pierna derecha con respecto al tiempo, cuando realizan una marcha común similar a la humana. En este caso, la pierna izquierda realiza la etapa de soporte y la derecha proporciona la fase de transferencia a lo largo de un camino comúnmente trazado por el tobillo humano durante la marcha.

Para el caso de la tercera simulación, se realiza una completa modificación a la estructura del exoesqueleto, invirtiendo la orientación inicial del mecanismo PL, en el tema 3.2 se describe esta modificación, se replantea la cinemática directa e inversa. Para la simulación, la pierna izquierda realiza la etapa de soporte y la derecha proporciona la fase de transferencia a lo largo de un camino comúnmente trazado por el tobillo humano durante la marcha.

En la cuarta simulación, se presenta el análisis de movimiento en el tobillo. Se realiza una modificación a la estructura del exoesqueleto, agregando un nuevo grado de libertad en el tobillo, aumentando la capacidad del exoesqueleto de imitar la variación angular que tiene el tobillo para con el pie. Esta descripción se presenta desarrollada en el tema 3.3.

3.1.1 Análisis y generación trayectoria con patrón polinomial (primera simulación)

En la Tabla 2.1 se presentó la configuración de longitudes que deben seguir los eslabones en el exoesqueleto basado en PL, éstas dimensiones, representadas por L_1 y L_2 , se definen en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Longitudes de los eslabones en el mecanismo de PL

Parámetros	Valores
L_1	70 cm
L_2	34 cm

Condición de prueba y trayectoria.

La planificación de trayectoria implica la parametrización de la ruta, cuyos parámetros son funciones del tiempo. En esta simulación, se propone una ruta compuesta por dos cuartos de círculo unidos por una línea recta tangencial, como se muestra en la figura 3.1. Se inicia con el supuesto de que el pie del esqueleto se encuentra en la fase de soporte o contacto al comienzo del primer cuarto del círculo en $t = 0$ s y al final del segundo en $t = t_f$. En cualquier otro punto cartesiano se encuentra en fase de oscilación. La distancia recorrida por el pie se rige por una ley del tiempo, formada por un polinomio de quinto grado segmentado y uno lineal, ambos con continuidad de posición, velocidad y aceleración en los puntos del camino.

Patrón

Para viajar a lo largo del camino prescrito, se utilizan tres curvas geométricas, como se muestra en la figura 3.1. Estas son:

- (i) Un primer cuarto del círculo.
- (ii) Una línea recta.
- (iii) Un segundo cuarto de círculo.

La Tabla 3.2 presenta los valores constructivos de la ruta.

Tabla 3.2 Datos sobre la ruta en la simulación

Concepto	Símbolos	Valores
Radio del círculo	r	10 cm
Media-longitud de la línea recta	d_2	26 cm
Longitud del arco	a_{rc}	15.71 cm
Longitud total del patrón	p_T	83.42 cm

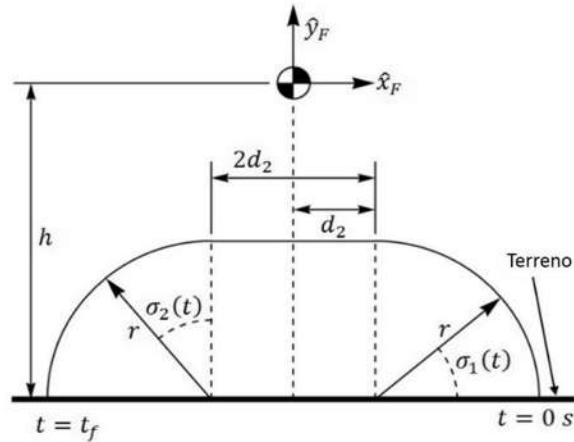


Figura 11 Trayectoria empleada en el primer ejemplo, compuesta por dos cuartos del círculo y una línea recta intermedia, con $r = 10 \text{ cm}$, $d_2 = 26 \text{ cm}$ y la longitud del arco $a_{rc} = 15.71 \text{ cm}$

Trayectoria del tobillo

En esta simulación, se ejecuta una generación de trayectoria usando una función de tiempo de quinto grado para un movimiento suave. El mecanismo PL convierte un movimiento rotacional puro, impuesto en el enlace de entrada, en uno lineal o curvo puro. Sin embargo, el movimiento lineal (o curvo) resultante del punto de salida no es constante durante su recorrido. La velocidad lineal aumenta a medida que el punto de salida se mueve hacia el final de su carrera [51]. Este exoesqueleto está diseñado para ser portátil, por lo que el usuario debe ser transportado sin problemas, de acuerdo con una marcha humana o una sesión de rehabilitación programada. Por lo tanto, el objetivo principal de este ejemplo es evaluar la suavidad del movimiento de la pierna basada en PL de tres GL. En las figuras 3.2, 3.3 y 3.4, se presenta el polinomio de tiempo de quinto grado mencionado anteriormente, acompañado de una función de velocidad constante, que representa la etapa estacionaria. Estas funciones corresponden a la distancia recorrida por el pie robótico y sus derivadas primera y segunda, con respecto al tiempo, y se componen de tres etapas. La primera etapa se ocupa de la aceleración positiva del movimiento desde la condición de reposo. El segundo corresponde a un recorrido, constante en velocidad, y el tercero es una aceleración negativa desde la velocidad constante hasta cuando el pie robótico alcanza la condición de reposo.

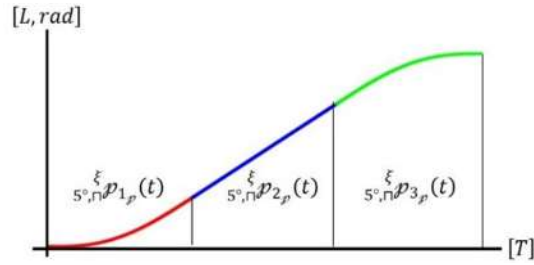


Figura 122 Evolución en la longitud de los parámetros L (distancia), rad (Radianes) y T (tiempo)

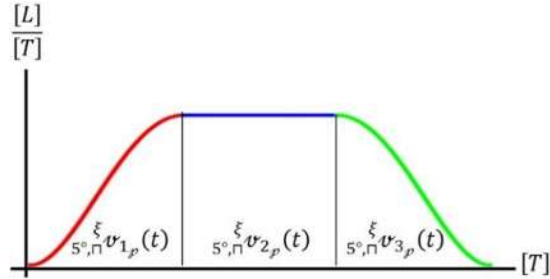


Figura 133 Evolución en las velocidades para los parámetros L (distancia) y T (tiempo)

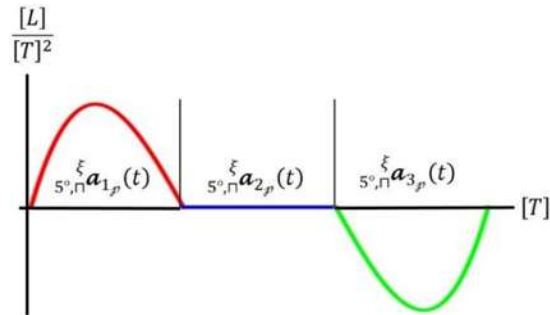


Figura 144 Evolución en la aceleración para los parámetros L (distancia) y T (tiempo)

Cada parte de los gráficos en las figuras 3.2, 3.3 y 3.4 está construida por los polinomios ${}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}p_{i_p}(t)$, cuando $i = 1, 2, 3$, en (3.1), (3.2) y (3.3), respectivamente, donde sus coeficientes a_j se presentan en la tabla 3.4, que también son utilizados por las funciones ${}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}v_{i_p}(t) = \frac{d}{dt}({}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}p_{i_p}(t))$ y ecuaciones ${}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}a_{i_p}(t) = \frac{d}{dt}({}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}v_{i_p}(t))$. El símbolo ξ representa las partes proporcionales de las etapas transitorias y estacionarias. La inclusión de una etapa estacionaria implica que $\xi > 2$. En nuestro caso, $\xi = 3$; Esto significa que el tiempo de proceso, t_f , se divide en tres partes iguales, que son: $[0, \frac{t_f}{\xi}]$, $[\frac{t_f}{\xi}, t_f(\frac{\xi-1}{\xi})]$, y $[t_f(\frac{\xi-1}{\xi}), t_f]$, en la tabla 3.3 se presentan los valores de ξ , p_T y t_f . Las etapas primera y tercera corresponden a todo el período transitorio, mientras que la segunda denota la fase estacionaria. El símbolo

${}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}p_{i_p}(t)$ indica la longitud del recorrido en el tiempo t , mientras que v y a son la velocidad y la aceleración del pie, respectivamente, que ocurren al mismo tiempo.

Tabla 3.3 Datos sobre el historial temporal de la posición.

Concepto	Símbolo	Valor
Partes proporcionales de las etapas	ξ	3
Tiempo del proceso	t_f	2 s
Longitud total de la ruta	p_T	83.42 cm

$${}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}p_{1_p}(t) = p_T \left(\frac{16}{15\xi - 14} \right) \left(\sum_{j=3}^5 a_j \left(\frac{\xi t}{2 t_f} \right)^j \right) \quad (3.1)$$

$${}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}p_{2_p}(t) = p_T \left(\frac{1}{15\xi - 14} \right) \left(8 + \left(\frac{15\xi}{t_f} \right) \left(t - \frac{t_f}{\xi} \right) \right) \quad (3.2)$$

$${}_{5^{\circ},\Pi}^{\xi}p_{3_p}(t) = \frac{p_T}{15\xi - 14} \left(16 \left(\sum_{j=3}^5 a_j \left(\frac{\xi t - \frac{\xi - 2}{\xi} t_f}{2 t_f} \right)^j \right) + 15(\xi - 2) \right) \quad (3.3)$$

Los valores de a_j están en la tabla 3.4.

Tabla 3.4 Valores de a_j en (3.1) a (3.3)

j	3	4	5
a_j	10	-15	6

Generación de trayectoria

La duración de la primera y segunda etapas transitorias comprende puntos de la ruta que pertenecen a diferentes curvas geométricas. De esta manera, todo el camino se divide en cinco partes:

- i) El primero corresponde al primer cuarto del círculo durante la primera etapa transitoria.

- ii) El segundo se refiere a puntos en la línea recta durante la primera etapa transitoria.
- iii) El tercero involucra puntos en la línea recta durante la etapa estacionaria.
- iv) El cuarto implica puntos en la línea recta durante la segunda etapa transitoria.
- v) El quinto corresponde a los puntos en el segundo cuarto del círculo durante la segunda etapa transitoria.

Estos segmentos se pueden apreciar en la figura 3.5.

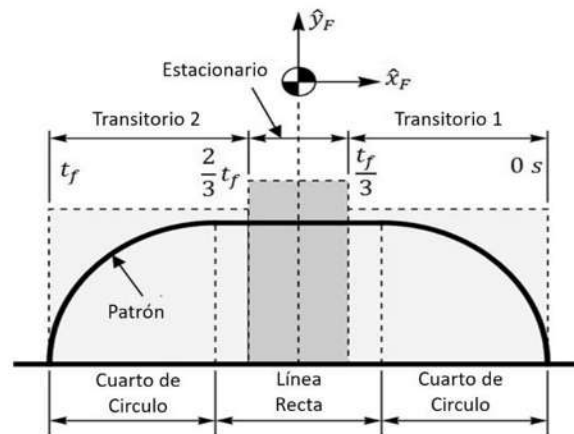


Figura 3.515 Divisiones de ruta en términos de las etapas transitorias y estacionarias.

Las ecuaciones (3.4a) a (3.8b) presentan las coordenadas en las que se coloca el pie, de acuerdo con la división dada en la figura 3.5.

Primer cuarto del círculo en la primera parte del transitorio:

$$x(t) = r C \sigma_1(t) + d_2 \quad (3.4a)$$

$$y(t) = r S \sigma_1(t) - h \quad (3.4b)$$

Línea recta en la primera parte del transitorio:

$$x(t) = \frac{\rho_T}{2} - {}_{5^{\circ}, \Pi}^{\xi} p_{1_p}(t) \quad (3.5a)$$

$$y(t) = -h + r \quad (3.5b)$$

Línea recta en la etapa estacionaria:

$$x(t) = \frac{p_T}{2} - {}_{5^\circ, \Pi}^{\xi} p_{2,p}(t) \quad (3.6a)$$

$$y(t) = -h + r \quad (3.6b)$$

Línea recta en la segunda parte del transitorio:

$$x(t) = \frac{p_T}{2} - {}_{5^\circ, \Pi}^{\xi} p_{3,p}(t) \quad (3.7a)$$

$$y(t) = -h + r \quad (3.7b)$$

Segundo cuarto del círculo en la segunda parte del transitorio:

$$x(t) = -r S \sigma_2(t) - d_2 \quad (3.8a)$$

$$y(t) = r C \sigma_2(t) - h \quad (3.8b)$$

Donde,

$$\sigma_1(t) = \frac{{}_{5^\circ, \Pi}^{\xi} p_{1,p}(t)}{r} \quad (3.9)$$

$$\sigma_2(t) = \frac{{}_{5^\circ, \Pi}^{\xi} p_{3,p}(t) - 67.708 \text{ cm}}{r} \quad (3.10)$$

Para obtener las variables conjuntas, L_{AB} , L_{BC} y θ , en términos de tiempo, las coordenadas dadas por (3.4a) - (3.8b), se sustituyen en (3.1), (3.2) y (3.3), correspondientemente. Cuando t cambia de 0 a t_f , se tiene una evolución de la variable conjunta.

3.1.2 Análisis y generación de trayectoria basada en el andar humano (segunda simulación)

Condiciones en el andar humano

Para formular un perfil adecuado para un patrón generado en el andar humano se realiza un análisis en el cual se estudia el movimiento de la pierna que realiza el

avance (pierna oscilante). La figura 3.6 muestra una serie de imágenes con las cuales se obtiene un patrón en el movimiento.

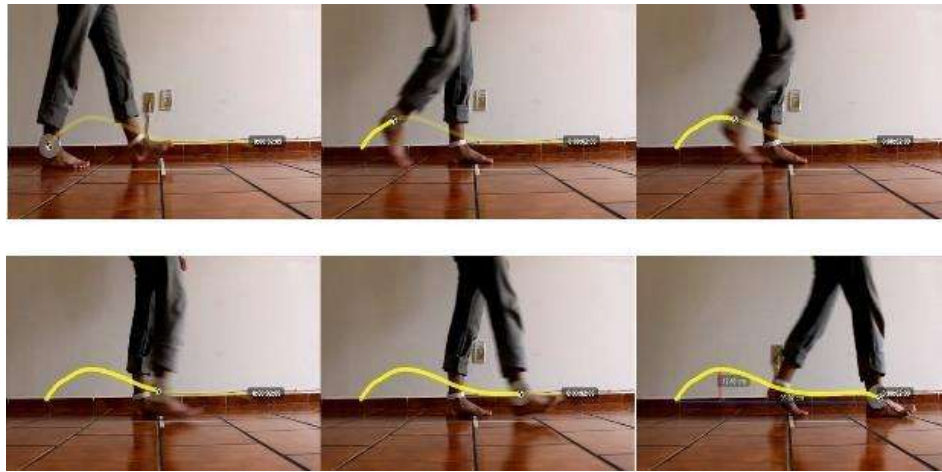


Figura 166. Secuencia de movimiento en el andar humano

La secuencia de imágenes mostrada en la figura 3.6 se analiza a través de un software de video que identifica las coordenadas generadas por el movimiento del tobillo, logrando de esta manera establecer el patrón de movimiento, esta operación se repite en diez ocasiones, logrando de esta forma obtener una serie de patrones con los cuales se obtiene un promedio. En la gráfica de la figura 3.7 se puede ver el concentrado de los patrones obtenidos en este análisis.

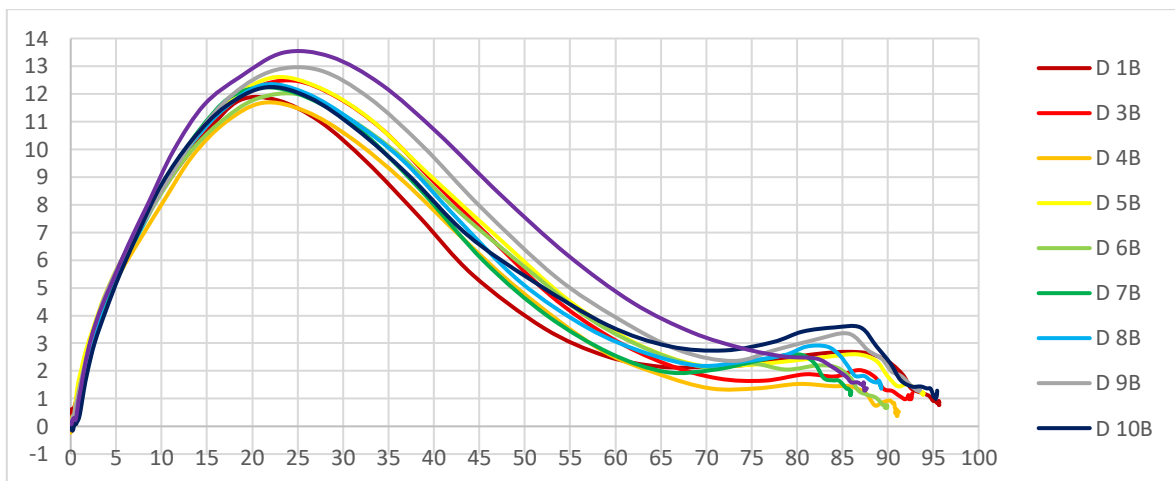


Figura 177. Patrones de desplazamiento en el andar humano, pierna oscilante derecha (eje X en cm, eje Y en cm)

Como resultado del análisis de los patrones es posible definir las condiciones necesarias de la trayectoria.

Condiciones de trayectoria

Con la información obtenida del análisis se definen las condiciones de la trayectoria, como lo son:

Movimiento horizontal máximo	92.7 cm
Movimiento vertical máximo	11.16
Duración (t_f)	1.7 s

En la figura 3.8 se pueden apreciar la trayectoria definida por el promedio de las corridas obtenidas en el análisis y mostradas en la figura 3.7.

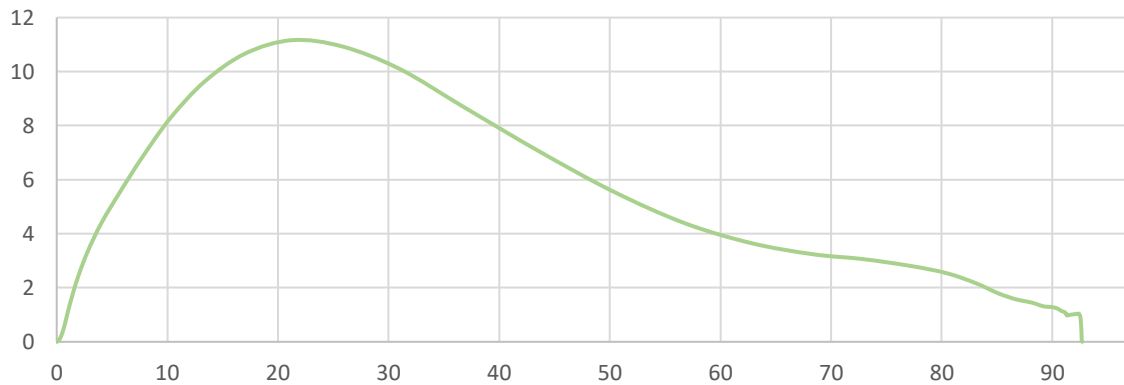


Figura 188. Patrón promedio de trayectoria de tobillo en el andar humano (eje X en cm, eje Y en cm)

Con estos elementos se puede generar un par de ecuaciones que se ajusten al patrón generado por el andar humano como coordenadas (x, y) .

Las ecuaciones (3.11) y (3.12) definen el perfil de movimiento con respecto al tiempo, donde los coeficientes a_i y b_i se presentan en las tablas 3.5 y 3.6.

$$x(t) = \sum_{i=0}^8 a_i t^i \quad (3.11)$$

$$y(t) = \sum_{i=0}^7 b_i x^i(t) \quad (3.12)$$

Tabla 3.5 a_i coeficientes en (3.11)

i	b_i	Unidades
0	1.92497	cm
1	-123.463	cm s⁻¹
2	1379.41	cm s⁻²
3	-5772.72	cm s⁻³
4	11387.7	cm s⁻⁴
5	-11467.7	cm s⁻⁵
6	6154.24	cm s⁻⁶
7	-1681.99	cm s⁻⁷
8	184.314	cm s⁻⁸

Tabla 3.6 b_i coeficientes en (3.12)

i	c_i	Unidades
0	-0.121973	cm
1	1.25448	cm⁻¹
2	-0.0485214	cm⁻²
3	0.000888371	cm⁻³
4	-0.0000140992	cm⁻⁴
5	2.05354×10^{-7}	cm⁻⁵
6	-1.74296×10^{-9}	cm⁻⁶
7	5.69845×10^{-12}	cm⁻⁷

Aplicando estos valores a las ecuaciones (3.11) y (3.12) con el intervalo de tiempo $[0s, 1.7s]$, se obtienen las posiciones en el eje \hat{x}_F y en el eje \hat{y}_F , estos resultados se presentan en la figura 3.9.

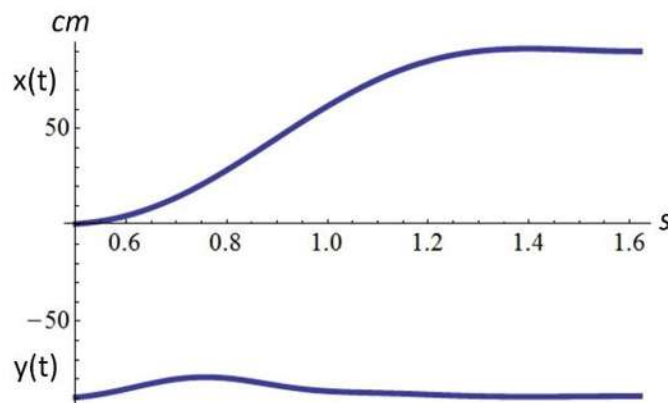


Figura 199 Rango horizontal y vertical del tobillo derecho durante una marcha humana.

Este patrón permite la correcta alimentación de las ecuaciones de cinemática inversa, permitiendo la correcta manipulación con base en el tiempo del comportamiento de los actuadores en el sistema de la pierna.

3.2 Exoesqueleto como sistema de rehabilitación

Dentro de las propuestas de mejora para el desarrollo de este exoesqueleto como un sistema de rehabilitación, se decide modificar la estructura básica del exoesqueleto, con el objetivo de formar un sistema seguro y funcional para el usuario. Para lograr llegar a estas características se obtiene como resultado el modelo presentado en la figura 3.10.



Figura 200. Exoesqueleto aplicación de rehabilitación

3.2.1 Diseño de detalle

El sistema sufre una serie de cambios que aumentan su rigidez y la estabilidad, de tal forma que se certifique la seguridad al usuario o paciente al estar utilizando el exoesqueleto.

Dentro de estas modificaciones se comentan las más importantes. Como primera modificación se invierte la orientación de la pierna del exoesqueleto, esto se puede apreciar en la figura 3.11.

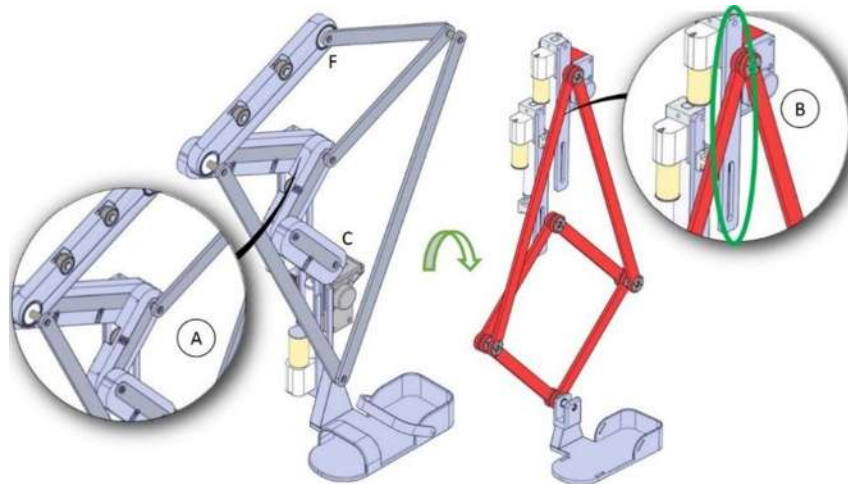


Figura 211. Cambio de orientación en pierna

Dada esta nueva orientación los actuadores pueden ser fijados a la estructura de la base, lo que permite remover el SEO que conecta desde el punto F al punto C, visto en el detalle A de la figura 3.11. Con esta modificación se deja espacio para reforzar las transiciones angulares y lineales en ambos actuadores lineales utilizando una solera ranurada como se puede apreciar en el detalle B de la figura 3.11.

Otro cambio importante dentro de la estructura es la incorporación de otro mecanismo de Peaucellier-Lipkin, como se puede ver en la figura 3.12. Esta modificación es importante, ya que al momento de la transmisión de potencia con el motor rotacional al cambiar el ángulo, se observa una deformación en la verticalidad del mecanismo. Con este refuerzo evitamos esta variación.

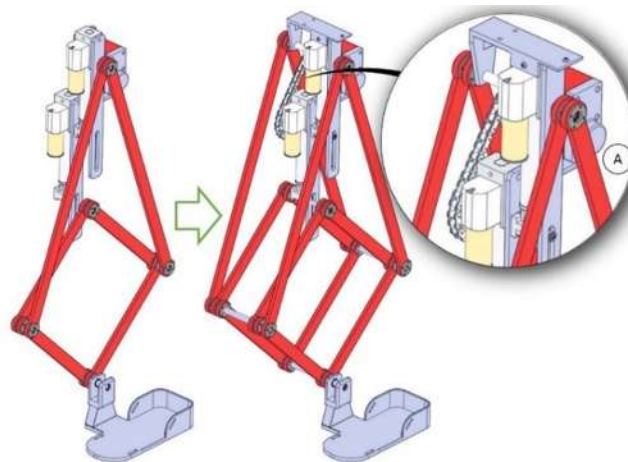


Figura 3.12. Refuerzo con doble Peaucellier-Lipkin

Como se puede observar en el detalle A de la figura 3.12 se indican los elementos que conectan y dan soporte a los actuadores en conjunto con los ejes, la pieza vista en la parte superior del detalle A es también el componente que une la pierna con el soporte de la base de rehabilitación que sostiene a las piernas, ver figura 3.13. Es importante recalcar, que la transmisión de potencia rotacional del motor al actuador colocado entre los puntos B y C fue ajustada utilizando cadenas y catarinas en lugar de las poleas dentadas y bandas que tendían a deformarse por los esfuerzos.

Resultado de agregar un segundo mecanismo a cada pierna el exoesqueleto se vuelve robusto, lo que hace complicado para el usuario manipularlo sólo con los bastones, como se propuso en el exoesqueleto de uso diario. La solución a esto fue adición de una estructura soporte, denominada “base para rehabilitación”, la cual incorpora una estructura base que sostiene al mecanismo en su totalidad, permitiendo también el desplazamiento de todo el sistema utilizando ruedas. La base para rehabilitación se puede apreciar en la figura 3.13.

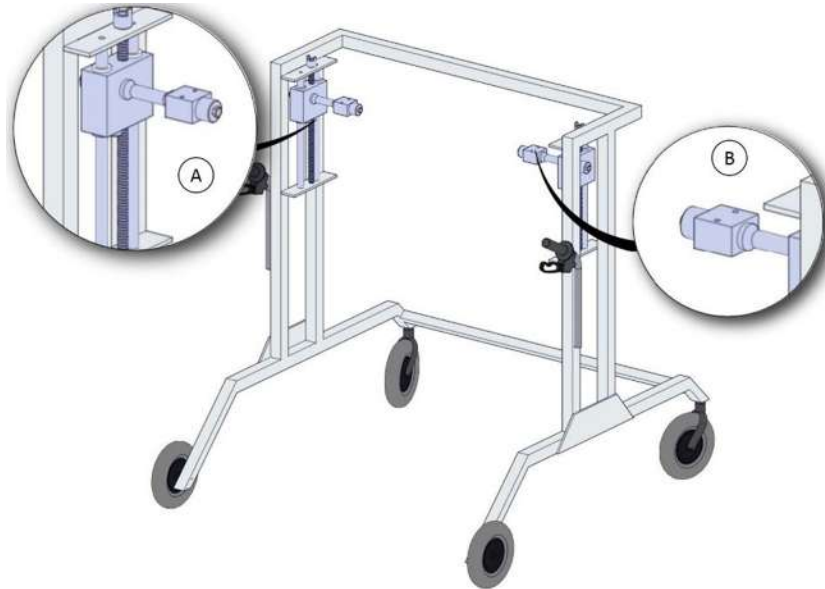


Figura 3.13. Base para rehabilitación

Incorporados a la base de rehabilitación, se puede observar en el detalle B de la figura 3.13 el soporte sobre el cual la pierna es fijada, evitando que sea el usuario quien tenga que manipular al exoesqueleto, adicional a esto, se agrega un elemento de movilidad que permite manipular la altura a la que se sostiene el exoesqueleto, figura 3.13, detalle A, este elemento afecta a toda la pierna por igual. Es importante recordar que el exoesqueleto mantiene su capacidad de modificar su altura total para ajustarse al usuario.

En la figura 3.14 se puede apreciar el ensamble final del sistema con la incorporación de una nueva pelvis, detalle A, la cual permite adaptarla de acuerdo a las características del usuario.

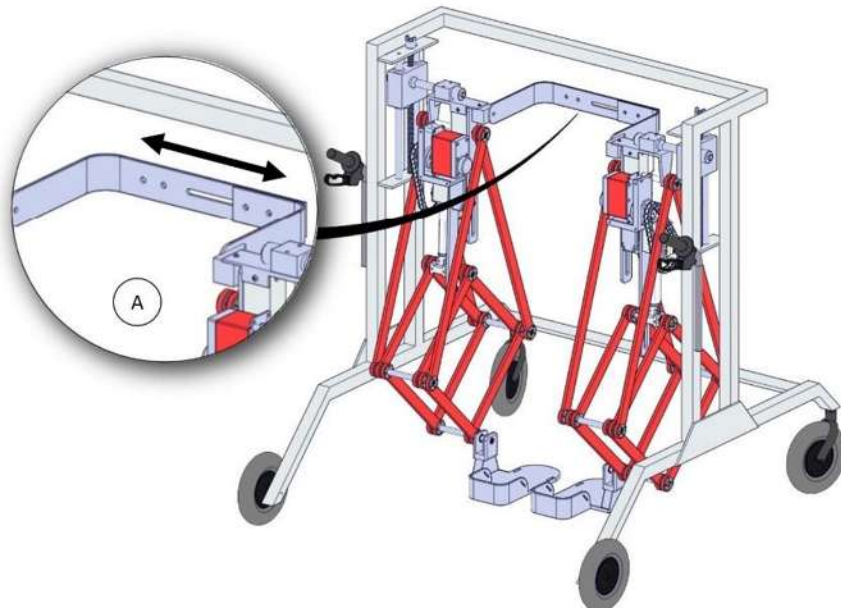


Figura 3.14. Exoesqueleto para rehabilitación

Estas modificaciones realizadas al exoesqueleto no causan pérdida a sus capacidades de amplitud de zancada y a la variación a la altura relativa dentro de las piernas de mecanismo, figura 3.15.

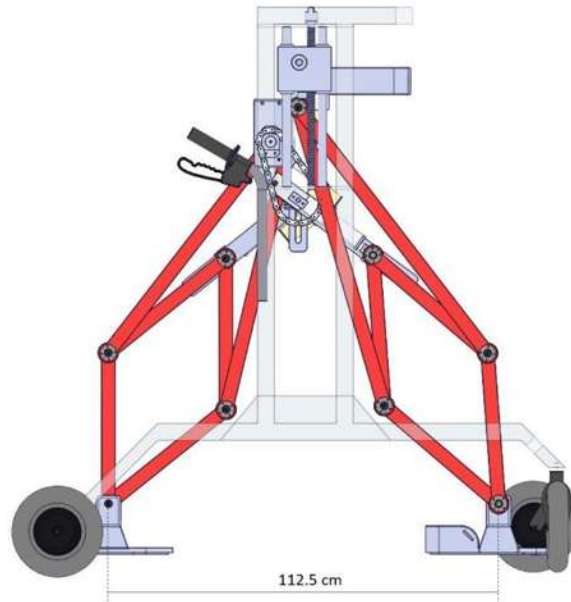


Figura 3.15. Amplitud de zancada

3.2.2 Modelo matemático para exoesqueleto para rehabilitación

Para el estudio de los movimientos del sistema de rehabilitación se realiza un análisis cinemático; éste consiste en estudiar los sistemas de movimiento sin considerar las fuerzas que los generan, por lo tanto, sólo la interacción entre la geometría y el movimiento del sistema son analizados.

El análisis para este sistema es muy similar al realizado para el exoesqueleto de servicio, este diseño admite los casos presentados en el tema de modelación matemática del exoesqueleto, figuras 2.8 y 2.9, las cuales ayudan a comprender la manipulación de los actuadores colocados en AB y BC controlan la longitud total del sistema.

Para analizar los movimientos que debe realizar el sistema de rehabilitación, se hace un análisis cinemático directo y un análisis cinemático inverso. En donde la cinemática directa permite conocer las coordenadas de salida del sistema en el punto F definiendo las longitudes variables L_{AB} y L_{BC} y el ángulo θ . Ahora bien, la cinemática inversa permite definir el ángulo θ y las longitudes variables L_{AB} y L_{BC} de los elementos AB y BC, definiendo únicamente las coordenadas donde se pretende colocar el punto F (salida del sistema).

Cinemática directa del exoesqueleto para rehabilitación

La cinemática directa permite conocer las coordenadas de salida en el punto F del sistema, definiendo las longitudes variables L_{AB} , L_{BC} y el ángulo θ , permaneciendo como constantes los elementos L_{CD} , L_{CE} , L_{AD} , L_{AE} , L_{DF} y L_{EF} . Es importante mencionar que para esta aplicación del mecanismo de PL en el sistema de rehabilitación, el punto fijo relativo es aquel marcado con A, mientras que el punto F es apreciado como la salida del sistema, figura 3.16.

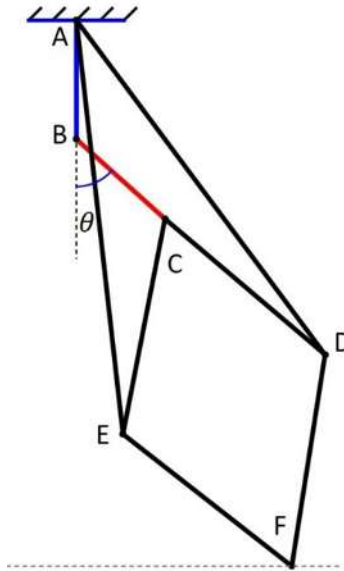


Figura 3.16 Peaucellier-Lipkin punto de origen fijo en A

Para poder calcular las coordenadas de salida en las que se encuentra el punto F, es importante definir las ecuaciones que especifican en qué coordenadas (x, y) se encuentran cada una de las posiciones de los puntos A, B, C, D, E y F, esto dependiendo de las longitudes variables de L_{AB} , L_{BC} y el valor de θ .

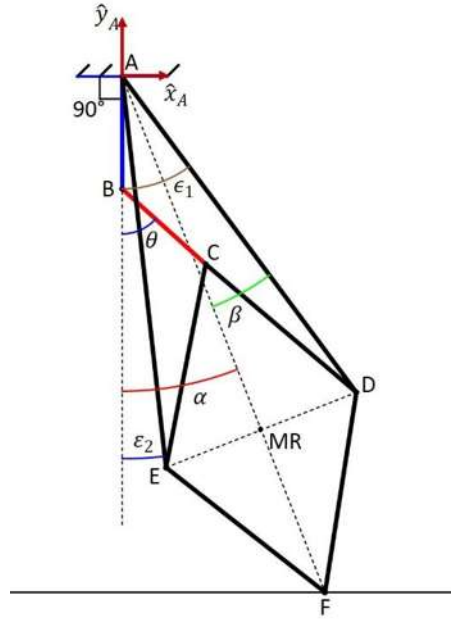


Figura 3.17 Peaucellier-Lipkin guía con punto de origen fijo en A

Utilizando la figura 3.17 como guía para orientar los cálculos, se obtienen las ecuaciones que definen cada uno de los puntos articulares del mecanismo de Peaucellier-Lipkin.

Para el punto A, se sabe que está en el origen, por tanto las coordenadas están dadas por:

$$A_X = 0 \quad (3.13)$$

$$A_Y = 0 \quad (3.14)$$

El punto B se ubica a una longitud L_{AB} en el eje Y respecto al punto A sin desplazamientos en el eje X, cuyas coordenadas se definen por:

$$B_X = 0 \quad (3.15)$$

$$B_Y = -L_{AB} \quad (3.16)$$

Para ubicar el punto C, se requiere conocer el ángulo θ , al cual se le suman $\frac{\pi}{2}$, las coordenadas para C están dadas por:

$$C_X = L_{BC} \cos\left(\frac{3\pi}{2} + \theta\right) \quad (3.17)$$

$$C_Y = -L_{AB} - L_{BC} \sin\left(\frac{3\pi}{2} + \theta\right) \quad (3.18)$$

El punto D define sus coordenadas con las siguientes ecuaciones:

$$D_Y = L_{AD} \cos\left(\frac{3\pi}{2} - \varepsilon_1\right) \quad (3.19)$$

$$D_Y = -L_{AD} \sin\left(\frac{3\pi}{2} - \varepsilon_1\right) \quad (3.20)$$

En donde:

$$\varepsilon_1 = \alpha + \beta \quad (3.21)$$

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{L_{BC} \cos\left(\frac{3\pi}{2} + \theta\right)}{L_{AB} + L_{BC} \sin\left(\frac{3\pi}{2} + \theta\right)}\right) \quad (3.22)$$

$$\beta = \cos^{-1}\left(\frac{L_{AD}^2 + d_{AC}^2 - L_{CD}^2}{2 L_{AD} d_{AC}}\right) \quad (3.23)$$

$$d_{AC} = \sqrt{\left(L_{AB} + L_{BC} \sin\left(\frac{3\pi}{2} + \theta\right)\right)^2 + \left(L_{BC} \cos\left(\frac{3\pi}{2} + \theta\right)\right)^2} \quad (3.24)$$

Para el punto E, las coordenadas están definidas por las ecuaciones (3.25) y (3.26).

$$E_X = -L_{AE} \cos\left(\frac{3\pi}{2} - \varepsilon_2\right) \quad (3.25)$$

$$E_Y = -L_{AE} \sin\left(\frac{3\pi}{2} - \varepsilon_2\right) \quad (3.26)$$

En donde:

$$\varepsilon_2 = \alpha - \beta \quad (3.27)$$

Finalmente, para determinar las coordenadas del punto F, se utilizan las ecuaciones (3.28) y (3.29).

$$F_X = -d_{AF} \cos\left(\frac{3\pi}{2} - \alpha\right) \quad (3.28)$$

$$F_Y = -d_{AF} \sin\left(\frac{3\pi}{2} - \alpha\right) \quad (3.29)$$

En donde:

$$d_{AF} = d_{AMR} + d_{CMR} \quad (3.30)$$

$$d_{AMR} = L_{AD} \cos \beta \quad (3.31)$$

$$d_{CMR} = d_{AMR} - d_{AC} \quad (3.32)$$

Como se puede ver, el análisis de la cinemática directa define las coordenadas de salida, basándose únicamente en las dimensiones proporcionadas por L_{AB} , L_{BC} , L_{CD} , L_{CE} , L_{AD} , L_{AE} , L_{DF} , L_{EF} y el ángulo θ , que son previamente definidas en el mecanismo de Peaucellier-Lipkin, [52].

Cinemática Inversa del exoesqueleto para rehabilitación

La cinemática directa permite conocer la posición de cada uno de los puntos, en especial la salida del sistema, el punto F, al alimentar las ecuaciones. Sin embargo, si se define una trayectoria para que el exoesqueleto para rehabilitación pueda moverse, se vuelve indispensable definir de qué forma se tiene que variar la longitud de los elementos L_{AB} , L_{BC} y el valor de θ dentro del sistema. Es aquí donde se aplica el análisis de cinemática inversa, que permite conocer qué longitudes debe tener cada eslabón variable L_{AB} y L_{BC} con su respectivo recorrido angular θ . Basándose para esto, en las coordenadas del punto de salida del sistema (punto F) en cada pierna dentro de un plano $\hat{x}_A - \hat{y}_A$.

Para comenzar con este análisis, se necesita definir los elementos constantes y los elementos variables del sistema, los elementos variables son L_{AB} , L_{BC} y θ , y los elementos constantes son L_{CD} , L_{CE} , L_{AD} , L_{AE} , L_{DF} y L_{EF} . Es a través de los actuadores que modifican las magnitudes de L_{AB} , L_{BC} y θ mediante los cuales el sistema es capaz de llegar a la coordenada designada, con la condición de que

estas coordenadas se mantengan dentro del área de desplazamiento del exoesqueleto para rehabilitación.

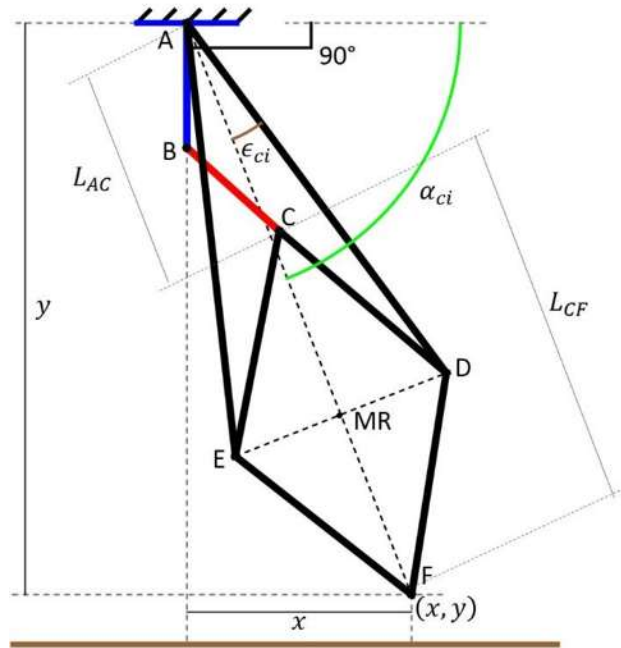


Figura 3.18 Peaucellier-Lipkin guía para ecuaciones de cinemática inversa

Para el desarrollo de este análisis cinemático se utiliza la figura 3.18 como apoyo y con un par ordenado (x, y) en el plano que define la posición del punto A respecto de $\{A\}$.

Para comenzar se inicia con calcular la longitud que existe entre el punto A y el punto F, es decir lo mostrado en la ecuación (3.33).

$$L_{AF} = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (3.33)$$

Seguido del cálculo del valor del ángulo ε_{ci} a través de la aplicación de la ley de los cosenos con el triángulo formado con los elementos L_{AF} , L_{AD} y L_{DF} , resultando la ecuación (3.34).

$$\varepsilon_{ci} = \text{Cos}^{-1} \left(\frac{L_{AD}^2 + L_{AF}^2 - L_{DF}^2}{2L_{AD}L_{AF}} \right) \quad (3.34)$$

Se calcula la longitud del elemento formado entre el punto A y el punto MR a través de la ecuación (3.35).

$$L_{AMR} = L_{AD} \cos \varepsilon_{ci} \quad (3.35)$$

Con los elementos obtenidos de las ecuaciones (3.33) y (3.35) se puede calcular el valor del elemento formado entre los puntos A y C, resultado la ecuación (3.36).

$$L_{AC} = 2 L_{AMR} - L_{AF} \quad (3.36)$$

Ahora se calcula el ángulo α_{ci} el cual se utiliza para calcular las longitudes de los elementos L_{AB} y L_{BC} .

$$\text{Sen } \alpha_{ci} = \left(\frac{|y|}{L_{AF}} \right) \quad (3.37)$$

$$\alpha_{ci} = \text{Sen}^{-1} \left(\frac{|y|}{L_{AF}} \right) \quad (3.38)$$

Con apoyo en la figura 3.19 se determinan las ecuaciones que dan los valores en base a la posición (x, y) del punto A, las longitudes de L_{AB} y L_{BC} , así como, el valor de θ .

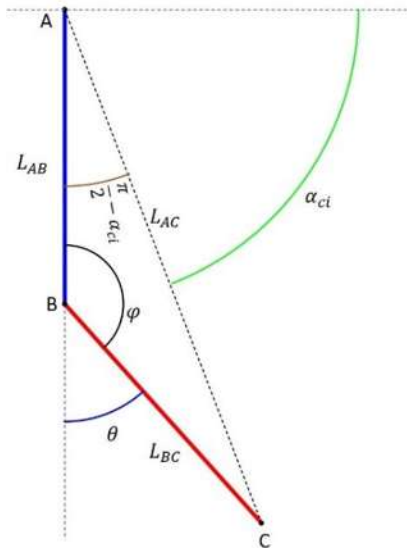


Figura 3.19 Elementos L_{AB} y L_{BC} guía para ecuaciones de cinemática inversa

Para el cálculo de las longitudes de L_{AB} y L_{BC} , se debe considerar que $L_{AB} = L_{BC}$. Por consiguiente, se utiliza la ley de los cosenos para conocer las longitudes L_{AB} y L_{BC} .

$$L_{BC}^2 = L_{AC}^2 + L_{AB}^2 - 2 L_{AC} L_{AB} \cos \left(\frac{\pi}{2} - \alpha_{ci} \right)$$

$$2 L_{AC} L_{AB} \cos \left(\frac{\pi}{2} - \alpha_{ci} \right) = L_{AC}^2 + L_{AB}^2 - L_{BC}^2$$

Donde dada la igualdad de L_{AB} y L_{BC} se simplifica de la siguiente manera

$$2 L_{AC} L_{AB} \cos \left(\frac{\pi}{2} - \alpha_{ci} \right) = L_{AC}^2$$

Dado que:

$$\cos \left(\frac{\pi}{2} - \alpha_{ci} \right) = \text{Sen } \alpha_{ci}$$

La ecuación despejada queda como sigue.

$$L_{AB} = \frac{L_{AC}^2}{2 L_{AC} \text{Sen } \alpha_{ci}}$$

Simplificando la ecuación anterior y utilizando la ecuación (3.37) se puede asumir que:

$$L_{AB} = \frac{L_{AC}}{2 \frac{|y|}{L_{AF}}}$$

Por lo tanto, el valor de L_{AB} será.

$$L_{AB} = \frac{L_{AC} L_{AF}}{2|y|} \quad (3.39)$$

Y por la igualdad de L_{AB} con L_{BC} .

$$L_{BC} = \frac{L_{AC} L_{AF}}{2|y|} \quad (3.40)$$

Quedando como último elemento por calcular, el valor de θ . Para el cual se utiliza la ley de los cosenos aplicada sobre el triángulo formado por L_{AB} , L_{BC} y L_{AC} usando como ángulo de inicio a φ .

$$\varphi = \text{COS}^{-1} \left(\frac{L_{AB}^2 + L_{BC}^2 - L_{AC}^2}{2 L_{AB} L_{BC}} \right) \quad (3.41)$$

Por lo tanto, para determinar el valor θ , se dice que:

$$\theta = \pi - \varphi \quad (3.42)$$

Utilizando las ecuaciones definidas en este tema, es posible determinar el valor de los elementos L_{AB} , L_{BC} y θ , lo que permitirá plantear posibles regiones geométricas definiendo las coordenadas dentro del plano $\hat{x}_A - \hat{y}_A$. Estas regiones geométricas apoyándose de un perfil de trayectoria permitirán al exoesqueleto para rehabilitación desplazarse sobre terrenos estructurados, [46], [47].

3.2.3 Simulación para sistema de rehabilitación

Como parte importante en un sistema de rehabilitación es indispensable que el exoesqueleto tenga la capacidad de seguir distintos patrones, en particular lograr repetir aquellos utilizados al caminar. Utilizando la función generada a través del análisis del movimiento en el andar humano (3.11) y (3.12) y aplicándolas a las ecuaciones de variación en los eslabones L_{AB} y L_{BC} , ecuaciones (3.39) y (3.40), respectivamente, así como en el valor angular θ con la ecuación (3.42), es posible corroborar esto.

En esta simulación se comprueba que el exoesqueleto bípedo para rehabilitación tiene la capacidad de repetir de forma muy similar el patrón trazado por el tobillo de una persona al caminar. De acuerdo a lo presentado en las condiciones en el andar humano, se obtiene el patrón mostrado en la figura 3.21, este patrón se define con las ecuaciones (3.11) y (3.12).

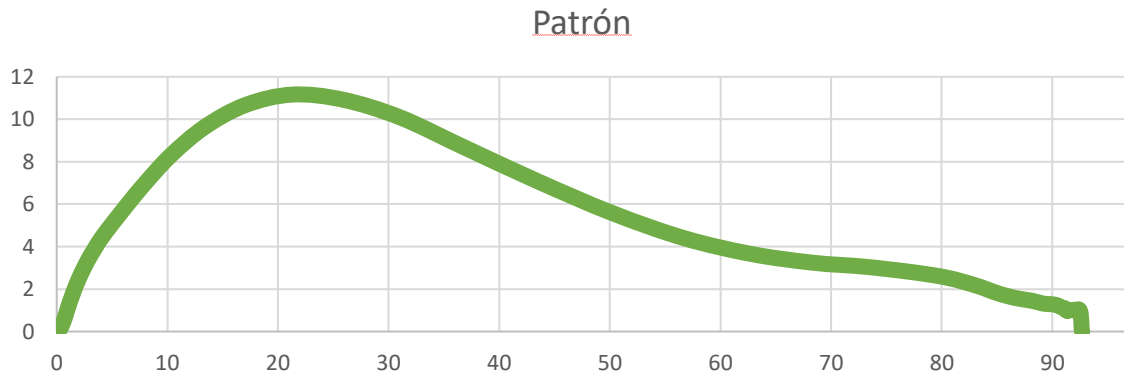


Figura 3.20 Patrón promedio de desplazamiento en el andar humano, pierna oscilante derecha

Retomando las características básicas de este patrón sabemos:

Zancada	92.7 cm
Levantamiento máximo	11.16 cm
Duración (t_f)	1.7 s

Aplicando rango de movimiento horizontal y vertical en el patrón de la caminata humana (figura 3.20), no arroja el movimiento mostrado en la figura 3.21.

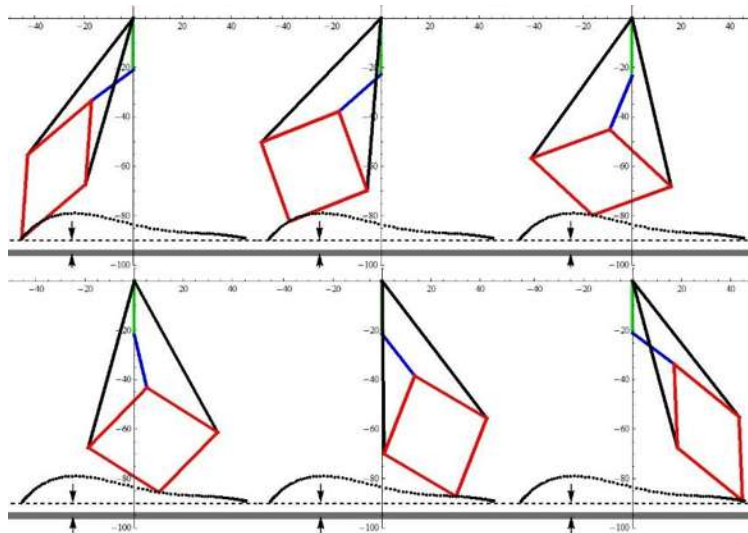


Figura 3.21. Secuencia de movimiento de pierna de exoesqueleto en simulación

Esta simulación demuestra que el exoesqueleto en su nueva configuración para rehabilitación es capaz de seguir distintas trayectorias, en este caso aquella trazada por un tobillo humano al caminar.

3.3 Modificaciones a exoesqueleto de rehabilitación con un cuarto grado de libertad

Para la incorporación de estos nuevos patrones de movimiento enfocados a la punta del pie, es necesario modificar la composición del exoesqueleto, aunado a esto se adquieren nuevos motores de mayor potencia y fuerza, modificando la estructura que soporta el modelo anterior de motor que manipula la variación angular θ del punto B. Los motores utilizados al inicio en el punto B son recolocados como los manipuladores en los tobillos.

Estas modificaciones inician con la remoción de los anteriores motores como se muestra en la figura 3.22, en la misma figura se observa la separación de los elementos principales para su reacomodo.

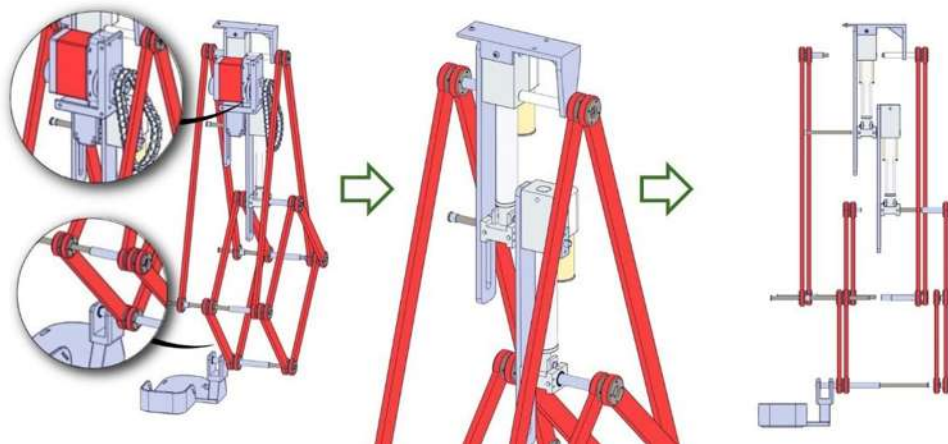


Figura 3.22 Modificación de modelo de rehabilitación base

Como siguiente acción en la figura 3.23 se crea una nueva configuración en los eslabones que forman parte del rombo en el extremo inferior mostrada en el detalle b) y se remueve la barra refuerzo del actuado lineal superior en detalle a). Con esta nueva configuración, se agrega al juego de barras del rombo el motor para manipulación de tobillo en el detalle c).

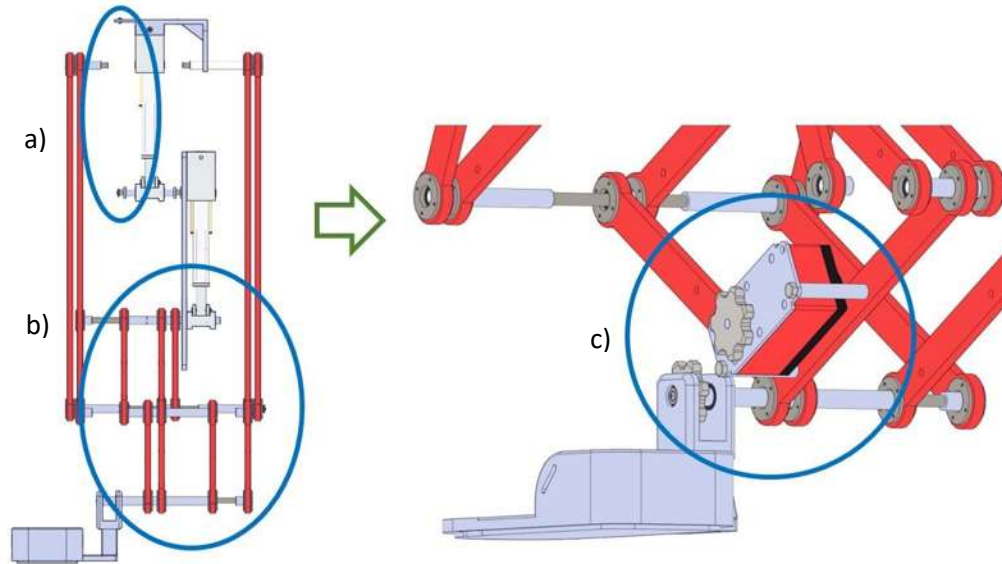


Figura 3.23 Modificación en configuración en barras de rombo

El nuevo motor de mayor torque supe en donde se encontraba el manipulador angular anterior, en ese mismo proceso se agrega un refuerzo en el primer y segundo actuador dando mayor estabilidad, esto se puede apreciar en la figura 3.24.

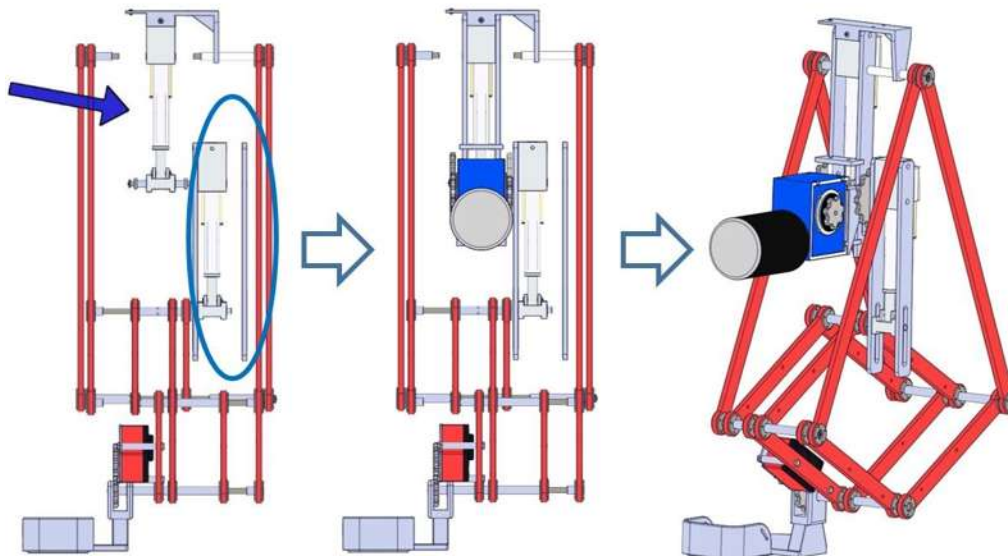


Figura 3.24 Modificación en actuador rotacional y refuerzo de barra

Con estas nuevas modificaciones se logra una nueva estructura que proporciona una mayor estabilidad, fuerza y seguridad para los patrones de movimiento de las piernas y tobillo.

La comparación del nuevo diseño con el anterior se puede apreciar en la figura 3.25.

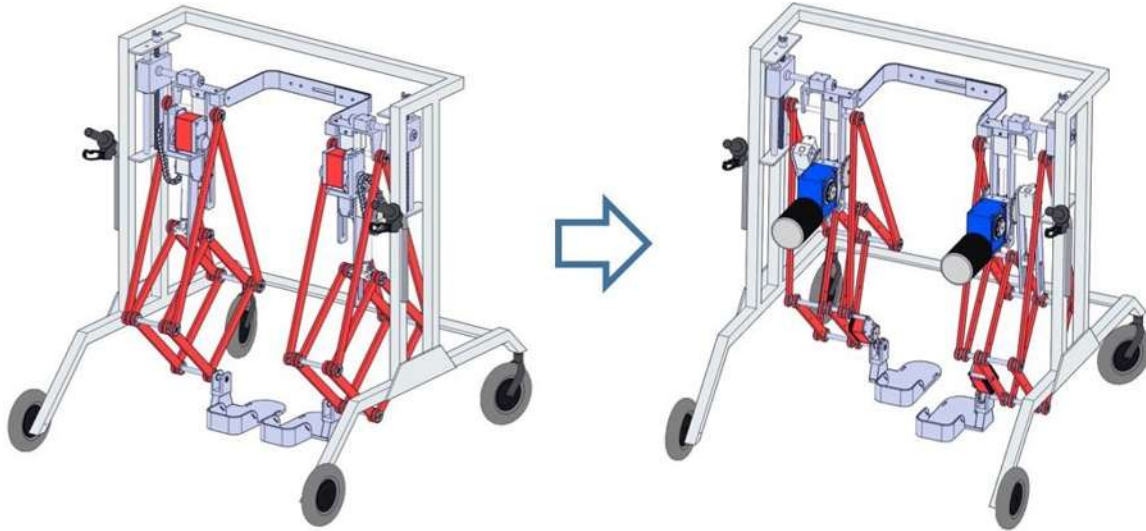


Figura 3.25 Comparativo de diseño anterior con actual

3.3.1 Generación de trayectoria para variación en pie

Al agregar un nuevo motor al exoesqueleto en el tobillo se incrementa el número de grados de libertad, haciendo a este capaz de controlar también el movimiento angular del pie respecto al tobillo, para poder controlar de forma adecuada este nuevo grado de libertad, se vuelve necesario determinar el rango de movimiento angular que este motor debe recorrer. Es por esto que se realiza un nuevo análisis que permite determinar el rango de movimiento que realiza el tobillo para mover el pie durante el recorrido de la zancada al caminar.

Para formular un perfil adecuado para el patrón generado por el pie en el andar humano se realiza un estudio en el cual se estudia el movimiento de la punta del pie en la pierna oscilante con respecto al tobillo en la posición inicial al andar, es decir cuando el pie está completamente apoyado en el suelo.

La figura 3.26 presenta una secuencia de imágenes con los ángulos logrado en distintos lapsos de tiempo durante el andar humano.

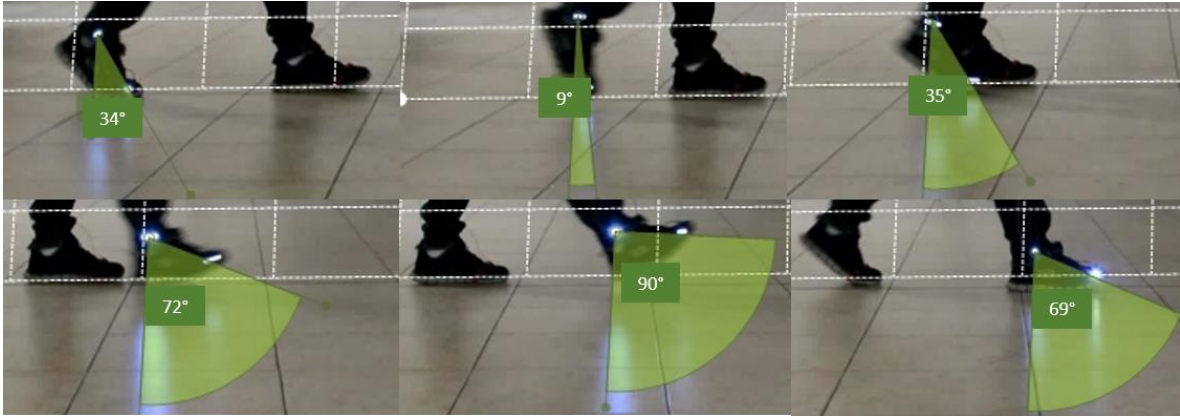


Figura 3.26. Secuencia angular de punta pie y tobillo en andar humano.

El comportamiento angular de la figura 3.26 se puede resumir en la gráfica mostrada en la figura 3.27, en donde el eje X es tiempo y en el eje Y es grados.

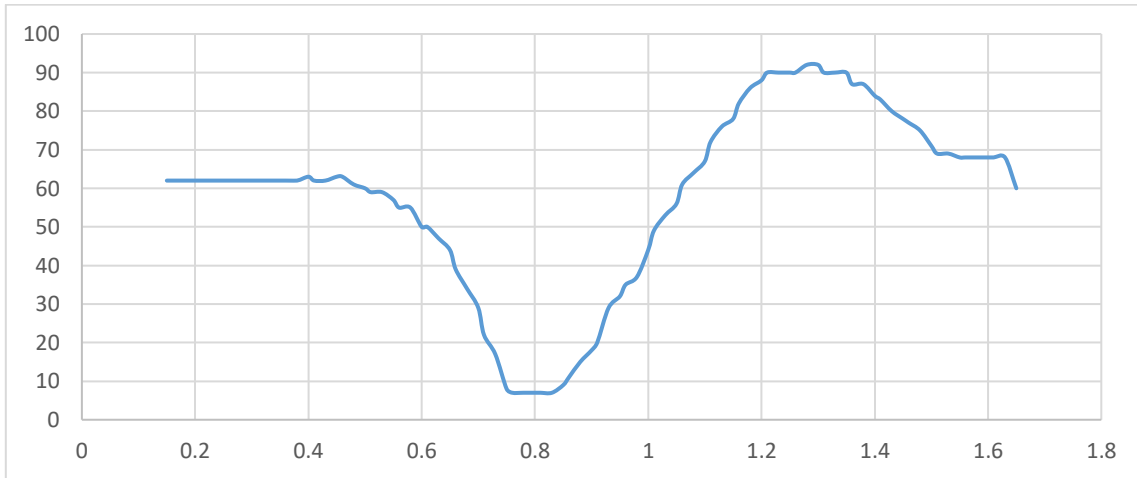


Figura 3.27. Patrón angular basado en el tiempo (eje X tiempo en segundos, eje Y movimiento angular en grados)

Como resultado del análisis del patrón es posible definir la ecuación que permite duplicar los ángulos de la trayectoria realizada por la punta del pie respecto al tobillo.

La ecuación (3.43) define el perfil angular con respecto al tiempo, donde los coeficientes g_i se presentan en la tabla 3.7.

$$Ang = \sum_{i=0}^7 g_i t^i \quad (3.43)$$

Tabla 3.7. g_i coeficientes en (3.43)

i	g_i	Unidades
0	747.94	$^{\circ}$
1	-9482.88	$^{\circ} s^{-1}$
2	46352.4	$^{\circ} s^{-2}$
3	-109159	$^{\circ} s^{-3}$
4	137249	$^{\circ} s^{-4}$
5	-94305	$^{\circ} s^{-5}$
6	33424.4	$^{\circ} s^{-6}$
7	-4784.69	$^{\circ} s^{-7}$

Aplicando la ecuación (3.43), le damos al exoesqueleto de rehabilitación la capacidad de no solo mover la pierna para imitar el andar humano en la trayectoria del tobillo, sino también la de rotar el tobillo y ampliar el número de patrones que se pueden utilizar en la rehabilitación de las piernas.

La ecuación (3.43) en particular arroja la gráfica que se muestra en la figura 3.28, en donde se aprecia que el rango de movimiento en la rotación del tobillo es entre los 9° y 90° .

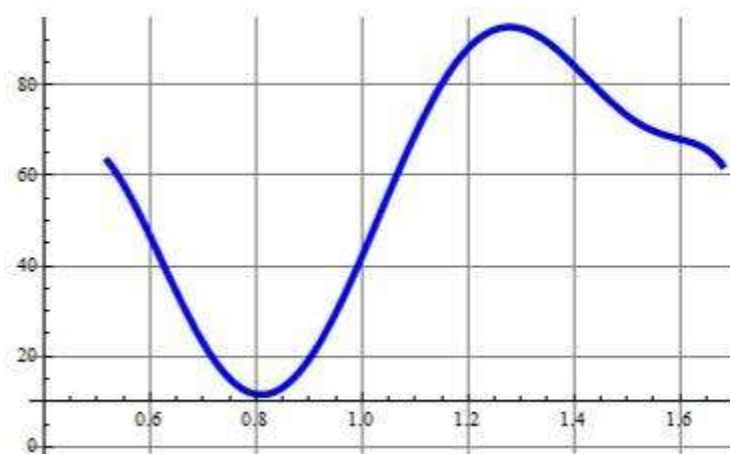


Figura 3.28. Gráfica formada por la ecuación (3.43) en intervalo de tiempo

Incorporando este patrón de movimiento, se logra que el soporte del zapato replique de forma muy similar el movimiento que realiza el pie conforme avanza el tobillo, el patrón observado se presenta en la sección de resultados.

CAPÍTULO 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se toman los planteamientos de simulación definidos en el capítulo tres y presenta los resultados obtenidos.

4.1 Primera simulación

Dentro de los parámetros a analizar en la simulación de secuencia geométrica los gráficos que se muestran en las figuras 4.1 y 4.2 expresan la historia temporal de la tarea, mientras que las figuras 4.3 y 4.4 muestran las coordenadas conjuntas.

Por un lado, la figura 4.1 trata de coordenadas referidas a \hat{x}_F . Esta evolución en relación con el tiempo se obtuvo mediante el uso de (3.4a), (3.5a), (3.6a), (3.7a) y (3.8a).

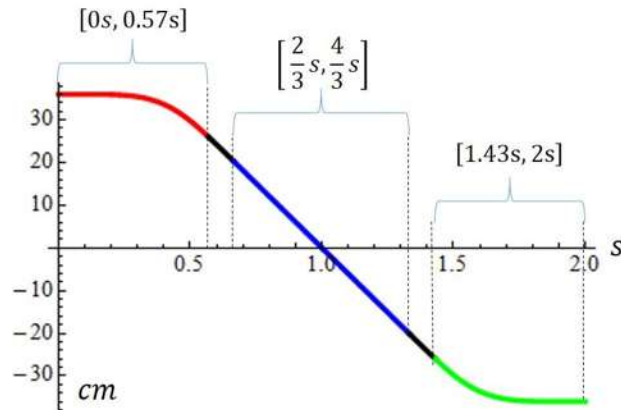


Figura 4.1 Evolución de coordenadas referidas a \hat{x}_F con respecto al tiempo

Por otro lado, los gráficos en la figura 4.2 presentan la evolución en relación con el tiempo de las coordenadas que tratan con \hat{y}_F . Se obtuvo cuando el tiempo en (3.4b), (3.5b), (3.6b), (3.7b) y (3.8b) varía de 0 a t_f .

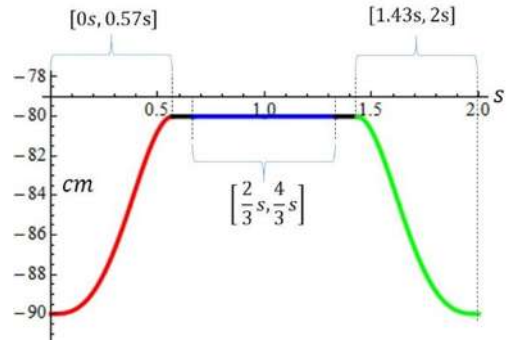


Figura 4.2 Evolución de coordenadas referidas a \hat{y}_F con respecto al tiempo

Con respecto al espacio conjunto, los gráficos en las figuras 4.3 y 4.4 tratan de $L_{AB} = L_{BC}$ y ángulo θ , respectivamente. En la figura 4.3, las longitudes de L_{AB} y L_{BC} aumentan cuando el pie se mueve hacia arriba, a medida que el tiempo cambia de 0 s a 0.57 s, y disminuyen, de 1.43 s a 2 s, cuando el pie desciende.

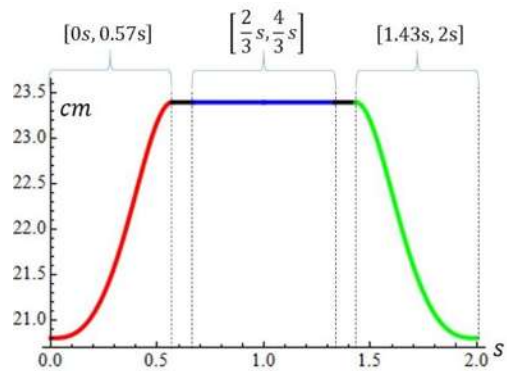


Figura 4.3 Longitud variable para elementos formados entre AB y BC

La Figura 4.4 muestra la evolución de θ a través del tiempo durante la marcha caminando.

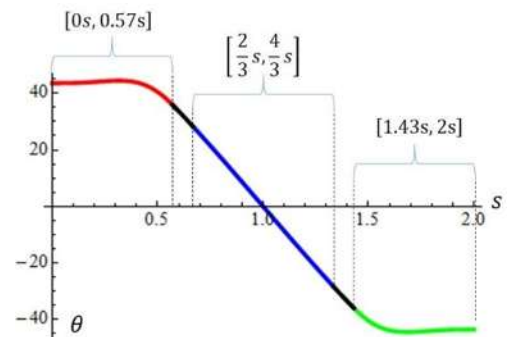


Figura 4.4 Variación angular del actuador en el punto B, θ

Se puede observar la variación angular del enlace BC con respecto al enlace AB en la figura 4.5, que presenta cuatro posturas de la pierna izquierda basada en PL.

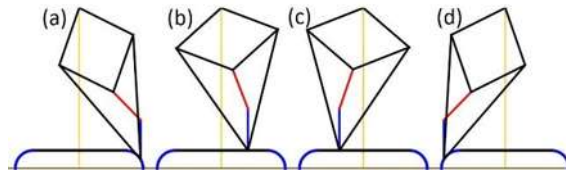


Figura 4.5 Cuatro posturas del tramo basado en PL correspondientes a diferentes instantes de tiempo, donde (a) 0.25s, (b) 0.7s, (c) 1.2s y (d) 1.72s

Con respecto a la pierna robótica derecha, la evolución de la coordenada horizontal se muestra en la figura 4.6. Mientras que las figuras 4.7 y 4.8 presentan la evolución de las variables conjuntas. Debido al hecho de que la cadera viaja a una altura constante, y su trayectoria es paralela al piso, y el pie está en contacto con el terreno, los actuadores lineales, en relación con L_{AB} y L_{BC} , permanecen inmóviles, figuras 4.7 y 4.9. El único actuador en movimiento es el giratorio, figura 4.8.

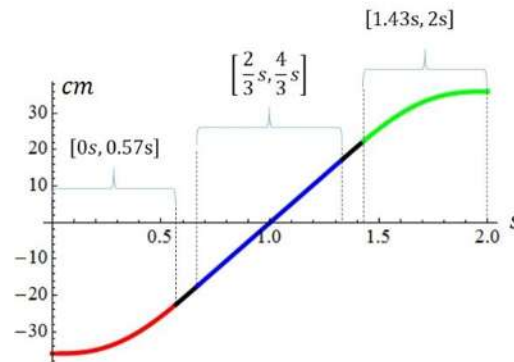


Figura 4.6 Evolución de coordenadas referidas a \hat{x}_F con respecto al tiempo en la pierna robótica derecha

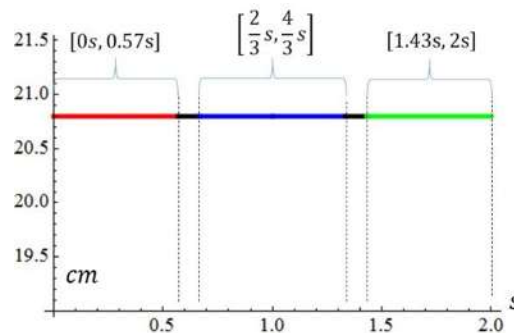


Figura 4.7 Longitud constante de los enlaces AB y BC con respecto a la pierna robótica derecha

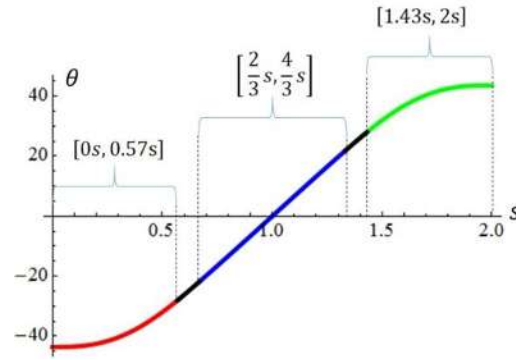


Figura 4.8 Variación angular del actuador en el punto B en la pata robótica derecha, θ

La figura 4.9 muestra una secuencia dinámica de cuatro posturas de la pierna derecha, mientras que la figura 4.10 muestra una secuencia dinámica de cuatro posturas de ambas piernas basadas en PL.

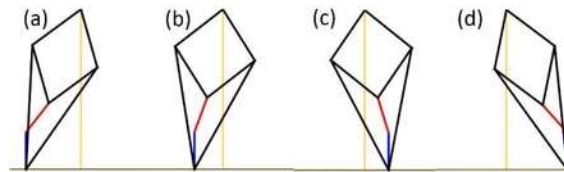


Figura 4.9 Secuencia dinámica de cuatro posturas de patas derechas basadas en PL, donde (a) 0.25s, (b) 0.7s, (c) 1.2s y (d) 1.72s

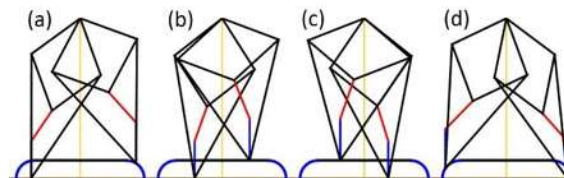


Figura 4.10 Secuencia dinámica de cuatro posturas de ambas patas basadas en PL, donde (a) 0.25s, (b) 0.7s, (c) 1.2s y (d) 1.72s

El desempeño del exoesqueleto en la secuencia geométrica planteada en la simulación no muestra ninguna complicación. De acuerdo a este resultado no existe ninguna restricción para las siguientes simulaciones.

4.2 Segunda simulación (andar humano)

Según los resultados obtenidos al aplicar las ecuaciones específicas: (2.25) para el valor de L_{AB} , (2.26) para el valor de L_{BC} y (2.28) referentes al ángulo θ , se conoce de forma precisa que longitud deben tener los actuadores dentro de los elementos formados entre AB y BC, así como, la rotación que debe mostrar el actuador

rotacional ubicado en el punto B. En la gráfica de la figura 4.11, se aprecia el comportamiento en la variación resultante de la longitud en el eslabón formado entre los puntos AB, es importante recordar que la longitud del eslabón formado entre los puntos BC tiene el mismo comportamiento que el eslabón AB, por la igualdad definida en el análisis de cinemática inversa. De igual forma, en la gráfica de la figura 4.12 se define la evolución en el valor angular θ , ubicado en el punto B.

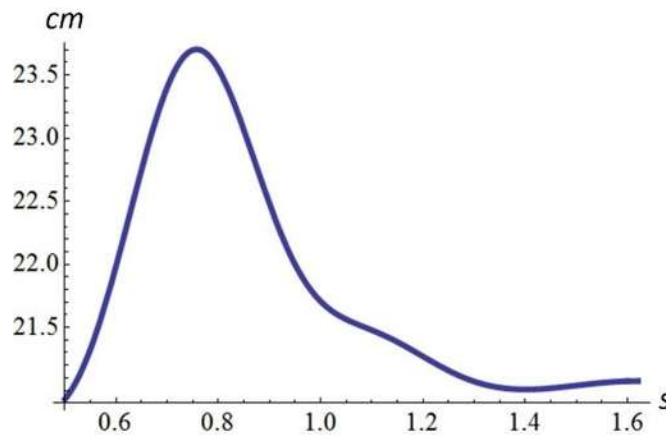


Figura 4.11 Evoluciones de las longitudes variables relativas a las uniones entre los puntos A y B y entre los puntos B y C

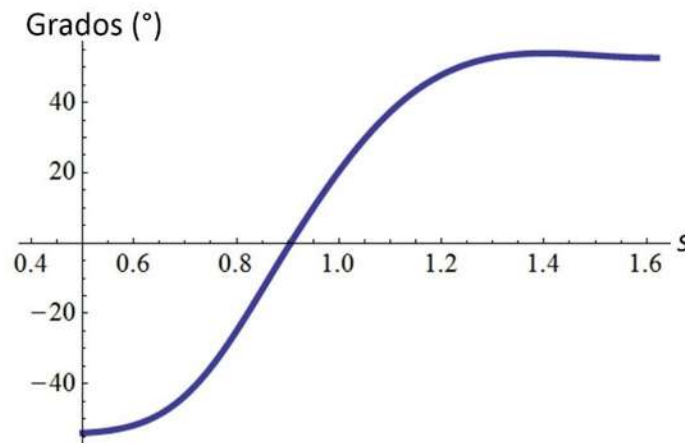


Figura 4.12 Evolución de la variable θ

Como resultado de la aplicación de la información mostrada en las figuras 4.11 y 4.12 es posible generar el perfil de trayectoria que permite al exoesqueleto trazar el patrón casi idéntico del generado por el tobillo de una pierna humana al momento de caminar, la figura 4.13 muestra una serie de seis imágenes que definen el perfil.

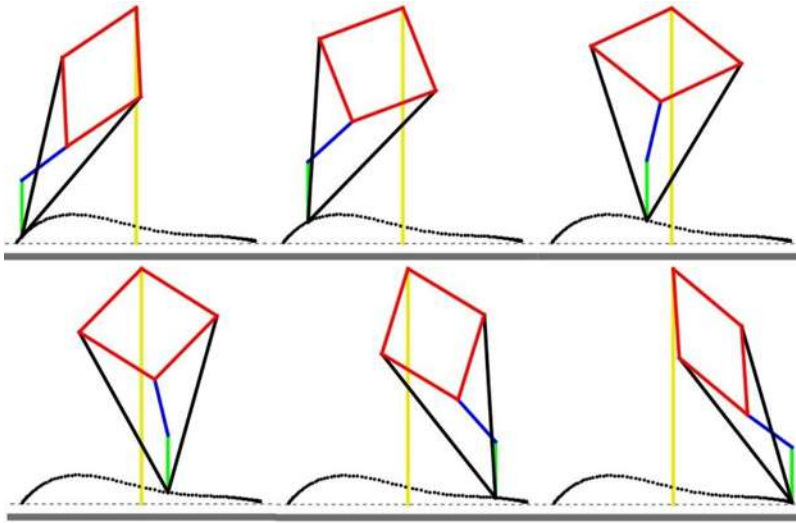


Figura 4.13 Trayectoria reproducida por el punto A del exoesqueleto basado en PL, donde (a) 0.1s, (b) 0.2s, (c) 0.4s, (d) 0.6s, (e) 0.9s y (f) 1.1s

Los resultados en la simulación demuestran que el exoesqueleto es capaz de seguir distintos patrones de movimiento, específicamente el movimiento natural al momento de caminar.

4.3 Tercera simulación

La simulación realizada al exoesqueleto como sistema de rehabilitación resuelta en las ecuaciones desarrolladas para el sistema de la segunda simulación, donde según los resultados obtenidos al aplicar las ecuaciones específicas: (2.25) para el valor de L_{AB} , (2.26) para el valor de L_{BC} y (2.28) referentes al ángulo θ , se conoce de forma precisa que longitud deben tener los actuadores dentro de los elementos formados entre AB y BC, así como, la rotación que debe mostrar el actuador rotacional ubicado en el punto B. En la gráfica de la figura 4.11, se aprecia el comportamiento en la variación resultante de la longitud en el eslabón formado entre los puntos AB, es importante recordar que la longitud del eslabón formado entre los puntos BC tiene el mismo comportamiento que el eslabón AB, por la igualdad definida en el análisis de cinemática inversa. De igual forma, en la gráfica de la figura 4.12 se define en que forma varía el valor del ángulo θ , ubicado en el punto B.

Como resultado de la aplicación de la información mostrada en las figuras 4.11 y 4.12 es posible generar el perfil de trayectoria que permite al exoesqueleto trazar el patrón casi idéntico del generado por el tobillo de una pierna humana al momento de caminar, la figura 4.14 muestra una secuencia de seis imágenes que definen el perfil logrado por las ecuaciones (3.11) y (3.12) en distintos puntos del tiempo.

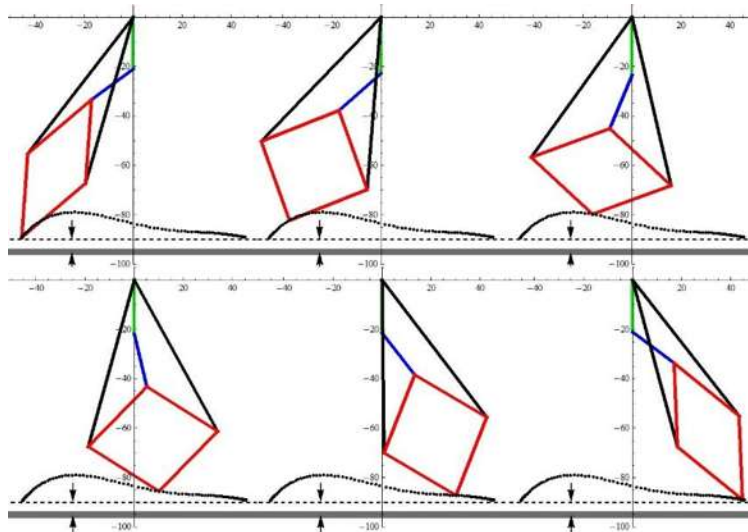


Figura 4.14 Trayectoria reproducida por el punto F del exoesqueleto para rehabilitación

Los resultados en la simulación demuestran que el exoesqueleto es capaz de seguir distintos patrones de movimiento, específicamente el movimiento natural al momento de caminar.

4.4 Cuarta simulación

Los resultados al combinar el patrón resultante de las ecuaciones (3.11) y (3.12) con la evolución angular del tobillo con respecto al pie, representado por la ecuación (3.43) proporcionan la simulación representativa de la evolución en recorrido y variación angular en el tobillo replicando de forma idéntica la trayectoria completa de la pierna y el pie.

Utilizando los valores de las ecuaciones (3.11) y (3.12) aplicadas en la tercera simulación fue posible incorporar la ecuación (3.43), permitiendo definir un patrón de movimiento en el motor colocado en el tobillo, haciendo posible el recorrido angular del pie, copiando la forma natural del movimiento.

En la figura 4.15 se puede apreciar una secuencia de movimientos obtenidos en la simulación, es importante remarcar que el movimiento del tobillo del exoesqueleto repite casi de forma idéntica los movimientos hechos por tobillo de una persona, observe figura 3.26.

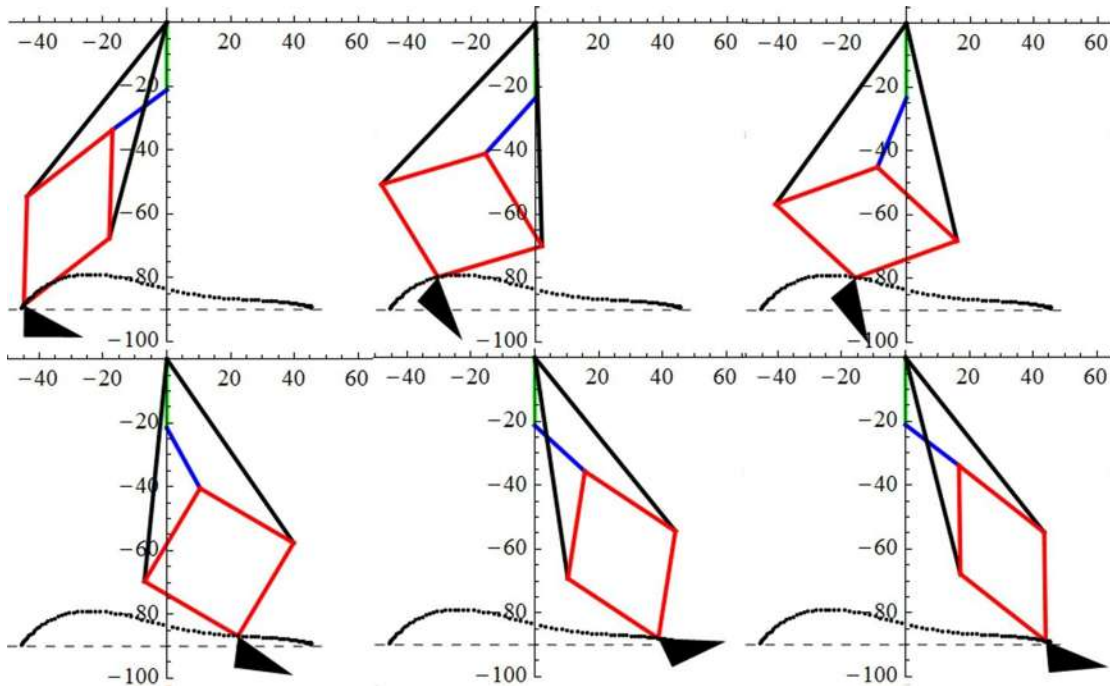


Figura 4.15 Secuencia de movimiento de pierna con tobillo

Con este nuevo grado de libertad incorporado a los tres grados anteriores se puede definir que el exoesqueleto tiene una mayor variedad en los patrones que puede asegurar una rehabilitación más completa, ya que involucramos la pierna y el tobillo es posible asemejar el movimiento natural al andar. De esta forma el movimiento que realizan la pierna y el tobillo permiten un adecuado trabajo, que mejora la movilidad en estas extremidades.

4.5 Análisis de simulación

Como se muestra en las simulaciones, este exoesqueleto no antropomórfico es capaz de reproducir pasos antropomórficos comunes con la ayuda de sus cuatro

motores por pata. Como se ha discutido, los desplazamientos de los actuadores lineales se consideran dependientes, por lo que el número de GL del espacio de unión coincide con el número de GL de la tarea.

La mayoría de los exoesqueletos antropomórficos deben tener sus piernas firmemente fijadas a las piernas del usuario con sus articulaciones precisamente coincidentes, lo cual es una tarea difícil de lograr. En el caso del exoesqueleto basado en PL no antropomórfico, las piernas robótica y humana no están restringidas para coincidir con precisión. El usuario es apoyado por un arnés y los pies se fijan a las robóticas. Además, los talones y tobillos humanos son libres de moverse, proporcionando al pie del usuario cierta libertad de rotación; por lo tanto, el tobillo robótico no necesariamente coincide con el tobillo del usuario. Con respecto a las rodillas, el exoesqueleto no posee rodillas por lo tanto no es necesario restringir el movimiento de la rodilla del usuario.

4.6 Discusión

En las simulaciones anteriores, se observan ciertos atributos que permiten diferenciaciones claras con respecto a otros exoesqueletos.

(a) Destacan el hecho de que las piernas de soporte, en las simulaciones, utilizan uno de sus GL para realizar su tarea. Esta es una ventaja importante en consideración del sistema de control. Los sistemas tradicionales requieren dos grados de libertad para realizar la misma tarea. De esta manera, el control de un solo actuador por pierna es mucho más simple que el control de dos de ellos. Esta ventaja también se observa cuando el tobillo de la pierna robótica traza la línea recta entre los dos cuartos de círculos presentados en las figuras 3.1, 3.6 y 4.10.

(b) Cuando la pierna izquierda, en las simulaciones, ejecutan la fase de transferencia, utiliza sus tres actuadores cuando traza los cuartos inicial y final de los círculos, sin embargo, los dos actuadores lineales proporcionan el mismo desplazamiento de manera dependiente. Cuando uno de ellos aumenta o disminuye su carrera, el otro también lo hace en la misma magnitud. Por lo tanto, se convierten en un solo GL, que actúa de manera coordinada con el rotativo, concluyendo que la

pata robótica es un dispositivo de posicionamiento de dos GL. De esta forma el control se simplifica para el actuador rotativo y los desplazamientos iguales de ambos motores lineales. Según este argumento, hacemos la siguiente pregunta: ¿Cuál es la razón para usar dos actuadores lineales que actúan de forma dependiente en lugar de uno? Es importante recordar que los enlaces AB y BC tienen que cambiar sus longitudes, pero hay una unión giratoria entre ellos, colocada en el punto B, que obstruye la instalación de un mecanismo capaz de modificar ambas longitudes de enlace al mismo tiempo y la mismo tiempo la velocidad de movimiento. Se propusieron varias soluciones, por ejemplo, el uso de un mecanismo telescópico 2-GL, formado por una junta giratoria y una prismática, instalada entre los puntos A y C; parecía prometedor, pero la capacidad de trazar rutas exactas, con el uso de un mecanismo PL, obliga a conservar la estructura mecánica básica, que utiliza un GL (la junta giratoria instalada en B) en lugar de los dos GL sobre el mecanismo telescópico. Por lo tanto, la solución de dos motores lineales, actuando de manera dependiente, parece ser la más simple.

(c) Aunque el exoesqueleto no antropomórfico relacionado con esta investigación utiliza sus tres actuadores por pata en el modo de 2-GL, debido a que los dos motores lineales están confinados para moverse de manera dependiente, es posible moverlos independientemente. Este atributo proporciona piernas redundantes en términos de las condiciones de la tarea. Por lo general, una pierna robótica debe tener el mismo número de GL para el posicionamiento. Más de este número se conoce como pierna cinéticamente redundante [53]. Sin embargo, los grados de libertad adicionales que se encuentran en los dispositivos de posicionamiento redundantes se explotan convenientemente para cumplir con una serie de restricciones adicionales en la solución de la cinemática inversa [54], para generar un movimiento interno de la articulación que reconfigura la estructura de acuerdo con las especificaciones de la tarea dada [55], y para obtener una mayor versatilidad del dispositivo de posicionamiento en términos de su configuración cinemática y su interacción con el entorno [56]. Por lo tanto, la redundancia es una fuente de libertad en la ejecución de tareas, ya que proporciona al mecanismo del robot un mayor nivel de destreza [57]. De acuerdo con este atributo, considere la ruta circular, trazada

por el tramo no antropomórfico presentado en la figura 4.16. Debido a que este tramo se basa en el mecanismo PL de un GL, traza fácilmente el camino con el uso de un GL, el rotativo. Pero el mecanismo debe configurarse previamente para proporcionar caminos circulares cóncavos o convexos, de acuerdo con los casos 2 y 3, presentados en la figura 2.8. Frente a los exoesqueletos antropomórficos tradicionales, que usan dos GL por tramo cuando trazan arcos circulares, representa una ventaja en términos de control. En términos del usuario, podría usarse para las etapas iniciales de su entrenamiento de acondicionamiento para la rehabilitación, permitiendo una adaptación gradual en el uso del exoesqueleto a través de trayectorias simples.

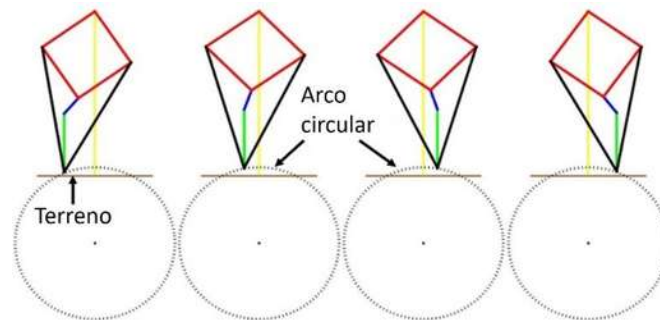


Figura 4.16 Ruta circular reproducida por el punto A usando solo un DOF después de la configuración [41]

En la figura 4.16 mostramos cómo un tramo basado en PL realiza un arco circular durante una fase de transferencia. Antes de la ejecución de esta tarea, la pierna robótica tuvo que someterse a una configuración por medio de sus dos actuadores lineales; el enlace BC debe ser más corto que el enlace AB, según el caso 3. El radio del arco depende de la ubicación del centro de rotación, que se obtiene mediante la relación correcta entre las longitudes AB y BC. De esta manera, los actuadores AB y BC actúan independientemente, sin embargo, esta configuración de 2 GL se produce antes de la marcha. Una vez que se logra la configuración, los actuadores AB y BC permanecen inmóviles durante la marcha.

(d) Como se muestra en la segunda y tercera simulación, este exoesqueleto no antropomórfico es capaz de reproducir pasos antropomórficos comunes con la ayuda de sus tres motores por pata. Como se ha discutido, los desplazamientos de los actuadores lineales se consideran dependientes, por lo que el número de grados

de libertad del espacio de unión coincide con el número de grados de libertad de la tarea.

(e) Teniendo en cuenta la capacidad de realizar los casos 1, 4 y 5, que se muestran en la figura 2.9, el exoesqueleto basado en PL es capaz de ajustar su tamaño de acuerdo con el tamaño del usuario; Esta es una habilidad ventajosa frente a otros exoesqueletos, que están diseñados específicamente de acuerdo con las condiciones físicas del usuario.

(g) El exoesqueleto basado en PL es un robot voluminoso. Este atributo parece no ser ventajoso, frente a otros. Sin embargo, su arquitectura mecánica tiene varias barras, lo que resulta en una estructura rígida y fuerte con la capacidad de distribuir fuerzas y momentos de fuerzas mejor que los exoesqueletos tradicionales.

(h) Los exoesqueletos antropomórficos permiten al usuario sentarse o alcanzar posturas bajas. Este exoesqueleto no antropomórfico no es capaz de realizar tales tareas.

CAPITULO 5 CONCLUSIONES

Este trabajo propone una nueva arquitectura mecánica de exoesqueletos, destinada a asistencia y rehabilitación. Está organizado de forma no antropomórfica, pero es capaz de proporcionar trayectorias complejas, incluida la relacionada con la trayectoria de caminata antropomórfica real. Debido a la naturaleza del mecanismo Peaucellier-Lipkin, que es la base de este exoesqueleto, se proporciona fácilmente una traducción lineal, resultante de la rotación del enlace de entrada. Esta ventaja se consideró el atributo más fuerte en la conceptualización del exoesqueleto novedoso para las extremidades inferiores descrito aquí. Cuando el exoesqueleto tiene una pierna en la fase de soporte, en terreno plano y horizontal, la pierna usa solo un GL, asociado con la articulación rotacional activa. El uso del segundo, tercer y cuarto GL se considera cuando el pie robótico asciende o desciende, durante la fase de transferencia. En comparación con otros exoesqueletos, dispuestos antropomórficamente, una ventaja de este robot portátil no antropomórfico es que las articulaciones del robot y las del usuario no necesitan coincidir con precisión. El usuario se monta en el exoesqueleto mediante un arnés y sus pies se fijan a los soportes de pie del exoesqueleto. Las rodillas del usuario no coinciden con ninguna articulación robótica específica, porque el exoesqueleto no tiene rodillas. Aunado a esto, es importante resaltar que un mismo exoesqueleto puede adaptarse a distintas alturas ofreciendo una mayor versatilidad, ampliando en gran medida el campo de aplicación para distintas edades y alturas en los usuarios.

Para ser utilizado como una pierna de un robot no antropomórfico, el mecanismo básico de Peaucellier-Lipkin ha sufrido cambios importantes: (a) la adición de tres grados más de libertad, que mejoran la movilidad y son responsables de la capacidad de trazar caminos complejos en tobillo y pie, (b) la inclusión del sistema de estabilidad ortogonal, en la fase inicial de exoesqueleto, que es responsable de mantener una descripción inalterable de la orientación entre el pie robótico y el enlace pélvico. El desafío era encontrar la manera de introducir tres actuadores, dos

articulaciones prismáticas y el sistema de estabilidad ortogonal que se compone de cuatro bandas dentadas y 8 poleas dentadas, entre una combinación de enlaces que cruzan ciertos ejes de la articulación durante su movimiento, mientras al mismo tiempo, mantiene una estructura ligera y rígida, capaz de soportar tanto su propio peso como la carga útil.

El último modelo de exoesqueleto, la nueva estructura planteada para la función de rehabilitación y la inclusión de ocho barras permite adicionales proporciona una buena distribución de la carga total en toda la estructura. Esta característica es de importancia si se desea aplicar como sistema de rehabilitación reforzando la seguridad en el movimiento del tobillo, que al incluir el manipulador del tobillo asegura una completa terapia a la pierna, aportando la versatilidad de movimiento necesaria para una completo rehabilitación de la pierna. Por lo tanto, teniendo en cuenta su rigidez adecuada, junto con los ajustes mecánicos correspondientes, y basándose en un diseño mecánico pertinente, esta estructura permite un completo sistema de rehabilitación, sin mencionar que la aplicación puede ampliarse incluso a situaciones industriales como lo puede ser una una carretilla elevadora.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Madrid: John Wiley & Sons, Ltd, 2008.
- [2] S. K. Banala, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, "Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients," in *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007*, pp. 401–407.
- [3] S. Yu, C. Han, and I. Cho, "Design considerations of a lower limb exoskeleton system to assist walking and load-carrying of infantry soldiers," *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 11, no. 3, pp. 119–134, 2014.
- [4] K. H. Low, X. Liu, and H. Yu, "Design and implementation of NTU wearable exoskeleton as an enhancement and assistive device," *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 3, no. 3, pp. 209–225, 2006.
- [5] A. T. Asbeck, S. M. . De Rossi, I. Galiana, Y. Ding, and C. J. Walsh, "Stronger, smarter, softer: Next-generation wearable robots," *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 21, no. 4, pp. 22–33, Dec. 2014.
- [6] R. López, H. Aguilar, S. Salazar, R. Lozano, and J. a. Torres, "Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad," *Rev. Iberoam. Automática e Informática Ind. RIAI*, vol. 11, no. 3, pp. 304–314, Jul. 2014.
- [7] N. Aliman, R. Ramli, and S. M. Haris, "Design and development of lower limb exoskeletons: A survey," *Rob. Auton. Syst.*, vol. 95, pp. 102–116, Sep. 2017.
- [8] D. Accoto, F. Sergi, N. L. Tagliamonte, G. Carpino, A. Sudano, and E. Guglielmelli, "Robomorphism: A Nonanthropomorphic Wearable Robot," *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 21, no. 4, pp. 45–55, Dec. 2014.
- [9] F. Casolo, S. Cinquemani, and M. Cocetta, "On active lower limb exoskeletons actuators," *Proceeding 5th Int. Symp. Mechatronics its Appl. ISMA 2008*, pp. 25–30, 2008.
- [10] M. A. Gálvez-Zúñiga and A. Aceves-López, "A Review on Compliant Joint Mechanisms for Lower Limb Exoskeletons," *J. Robot.*, vol. 2016, pp. 1–9, 2016.

- [11] S. Galle, P. Malcolm, W. Derave, and D. De Clercq, "Adaptation to walking with an exoskeleton that assists ankle extension.," *Gait Posture*, vol. 38, no. 3, pp. 495–9, Jul. 2013.
- [12] J. M. Hidler and A. E. Wall, "Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking," *Clin. Biomech.*, vol. 20, no. 2, pp. 184–193, 2005.
- [13] H. Forssberg, "Stumbling corrective reaction: a phase-dependent compensatory reaction during locomotion," *J. Neurophysiol.*, vol. 42, pp. 936–952, 1979.
- [14] S. Grillner, "Interaction between Central and Peripheral Mechanisms in the Control of Locomotion," *Prog. Brain Res.*, vol. 50, no. C, pp. 227–235, 1979.
- [15] M. Hamaya, T. Matsubara, T. Noda, T. Teramae, and J. Morimoto, "Learning assistive strategies for exoskeleton robots from user-robot physical interaction," *Pattern Recognit. Lett.*, vol. 99, pp. 67–76, Nov. 2017.
- [16] M. Bortole *et al.*, "The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, p. 54, Dec. 2015.
- [17] F. Sergi, D. Accoto, N. L. Tagliamonte, G. Carpino, and E. Guglielmelli, "A systematic graph-based method for the kinematic synthesis of non-anthropomorphic wearable robots for the lower limbs," *Front. Mech. Eng. China*, vol. 6, no. 1, pp. 101–105, Dec. 2010.
- [18] F. Sergi, "Biomechatronic design of wereable and operational robots for rehabilitation and assistice applications," Università Campus Bio-Medico di Roma School of Engineering, 2010.
- [19] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, and E. H. F. Van Asseldonk, "Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation," vol. 15, no. 3, pp. 379–386, 2007.
- [20] A. Schiele and F. C. T. Van Der Helm, "Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 4, pp. 456–469, 2006.
- [21] P. F. Nunes, W. M. dos Santos, and A. A. G. Siqueira, "Control Strategy Based on Kinetic Motor Primitives for Lower Limbs Exoskeletons," *IFAC-*

- PapersOnLine*, vol. 51, no. 27, pp. 402–406, 2018.
- [22] G. M. Ghobrial and M. Y. Wang, “The next generation of powered exoskeleton use in spinal cord injury,” *Neurosurg. Focus*, vol. 42, no. May, pp. 1–2, 2017.
- [23] A. B. Zoss, H. Kazerooni, M. IEEE, and A. Chu, “Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX),” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 11, no. 2, pp. 128–138, 2006.
- [24] K. A. Strausser, A. B. Zoss, T. A. Swift, and B. C. Bennett, “Mobile Exoskeleton For Spinal Cord Injury: Development and Testing,” in *Proceedings of the ASME 2011 Dynamic Systems and Control Conference*, 2016.
- [25] K. Anam and A. Al-Jumaily, “Active exoskeleton control systems: State of the art,” *Procedia Eng.*, vol. 41, no. Iris, pp. 988–994, 2012.
- [26] B. Chen *et al.*, “Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons,” *J. Orthop. Transl.*, vol. 5, pp. 26–37, 2016.
- [27] J. Cao, S. Q. Xie, R. Das, and G. L. Zhu, “Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: The state of art and future prospects,” *Med. Eng. Phys.*, 2014.
- [28] I. Juarez Campos, J. Curiel Godoy, D. A. Nuñez Altamirano, L. Marquez Perez, J. C. González Tejeida, and C. D. Espitia Aguilar, “BIPED SKELETON WITH LEGS BASED ON MECHANISMS OF EIGHT BARS.,” Patent application MX20150009042, 2015.
- [29] S. Khandelwal, M. Karandikar, and A. Gupta, “Design and evaluation of a Peaucellier-Lipkin Linkage Based Haptic Interface. In haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications.,” in *9th International Conference, EuroHaptics 2014*, 2014, pp. 360–368.
- [30] R. Seifabadi, I. Lordachita, and G. Fichtinger, “Design of a Teleoperated Needle Steering System for MRI-guided Prostate Interventions,” in *Proc. IEEE RAS EMBS Int Conf Biomed Robot Biomechatron. 2012 Dec 31*, 2012, pp. 793–798.
- [31] L. Munro, “Investigation of Deployable Structures and Their Actuation,”

Massachusetts Institute of Technology, 2007.

- [32] D. A. Núñez Altamirano, I. Juárez Campos, L. Márquez Pérez, and F. Ociel, "Description of a Propulsion Unit Used in Guiding a Walking Machine by Recognizing a Three-point Bordered Path," *Chinese J. Mech. Eng.*, vol. 29, no. 6, pp. 1157–1166, 2016.
- [33] J. J. Uicker, G. R. Pennock, J. E. Shigley, and J. M. McCarthy, "Theory of Machines and Mechanisms," *Journal of Mechanical Design*, vol. 125, no. 3. McGrawHill, p. 650, 2003.
- [34] F. C. Moon, *The Machines of Leonardo da Vinci and Franz Reuleaux Kinematics of Machines from the Renaissance to the 20th Century*. Springer, 2007.
- [35] D. A. Núñez Altamirano, I. Juárez Campos, L. Márquez Pérez, O. Flores-Días, and L. Romero Muñoz, "Dynamics of a novel robotic leg based on the Peaucellier – Lipkin mechanism on linear paths during the transfer phase," *Adv. Mech. Eng.*, vol. 8, no. 7, pp. 1–10, 2016.
- [36] E. a. Dijkstra, "A fourfold generalization of Peaucellier's inversion cell," *Meccanica*, vol. 31, no. 4, pp. 407–420, Aug. 1996.
- [37] A. Jain, "Formulating Relations between Linkages of Peaucellier Mechanism," *Int. J. Eng. Tech. Res.*, vol. 2321–0869, no. Special Issue, pp. 116–117, 2014.
- [38] W. W. Johnson, "The Peaucellier Mechine and Other Linkages," *Analyst*, vol. 2, no. 2, pp. 41–45, 1875.
- [39] Y. Liao, "Design and Analysis of a Modified Scott Russell Straight-Line Mechanism for a Robot End-Effector.," *J. Appl. Sci. Eng. Technol.*, pp. 42–49, 2011.
- [40] X. Gao, C. Zhu, S. Chou, and J. Ge, "Automated generation of Kempe linkages for algebraic curves," *Mech. Mach. theory*, vol. 36, 2001.
- [41] J. C. Godoy, I. J. Campos, L. M. Pérez, and L. R. Muñoz, "Nonanthropomorphic exoskeleton with legs based on eight-bar linkages," *Int. J. Adv. Robot. Syst.*, vol. 15, no. 1, p. 172988141875577, Jan. 2018.
- [42] F. Steinicke, Y. Visell, J. Campos, and A. Lécuyer, *Human Walking in Virtual*

Environments. Springer, 2013.

- [43] J. C. O. Connor, V. L. Christopher, and B. L. Davis, *Dynamics of Human Gait*, Second Edi. Kiboho Publisher, 1999.
- [44] M. S. Nixon, T. Tieniu, and R. Chellappa, *Human Identification Based on Gait*. International Series on Biometrics Consulting Editors, 2006.
- [45] T. F. Novacheck, "The biomechanics of running," *Gait Posture*, vol. 7, pp. 77–95, 1998.
- [46] C. Altafini, "Advances in Robot Kinematics," *Automatica*, vol. 41, no. 11. Springer, London, pp. 2011–2012, 2005.
- [47] J. Duffy, *Statics and Kinematics with Applications to Robotics*. 1996.
- [48] Y.-C. Lin, M. Gfoehler, and M. G. Pandy, "Quantitative evaluation of the major determinants of human gait," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 6, pp. 1324–1331, 2014.
- [49] T. E. Lockhart, "Biomechanics of Human Gait – Slip and Fall Analysis," in *Encyclopedia of Forensic Sciences*, 2nd ed., vol. 2, Elsevier, 2013, pp. 466–476.
- [50] L. Sciavicco and B. Siciliano, *Modeling and Control of Robot Manipulators*. The McGraw-Hill Companies, 2005.
- [51] J. Buckley and M. Z. Huang, "A Study on Dimension Synthesis for the Peaucellier Mechanism," in *Volume 7: Dynamic Systems and Control; Mechatronics and Intelligent Machines, Parts A and B*, 2011, pp. 233–239.
- [52] C. Crane and J. Duffy, *Kinematic Analysis of Robot Manipulators*. New York: Cambridge University Press, 2008.
- [53] M. W. Spong and M. Vidyasagar, *Robot Dynamics and Control*. John Wiley & Sons, inc., 1989.
- [54] P. Chiacchio, S. Chiaverini, L. Sciavicco, and B. Siciliano, "Closed-Loop Inverse Kinematics Schemes for Constrained Redundant Manipulators with Task Space Augmentation and Task Priority Strategy," *Int. J. Rob. Res.*, vol. 10, pp. 410–425, 1991.
- [55] a De Luca, G. Oriolo, and B. Siciliano, "Robot Redundancy Resolution at the Acceleration Level," *Lab. Robot. Autom.*, vol. 4, no. 2, pp. 97–106, 1992.

- [56] L. Sciavicco and B. Siciliano, "A Solution Algorithm to the Inverse Kinematic Problem for Redundant Manipulators," *IEEE J. Robot. Autom.*, vol. 4, no. 4, pp. 403–410, 1988.
- [57] P. B. Petrovic and N. A. Lukic, "Configuration-based compliance control of kinematically redundant robot arm Part I - theoretical framework," *FME Trans.*, vol. 45, no. 4, pp. 468–474, 2017.