



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE
PUEBLA**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA, OPCIÓN
INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA**

**INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL DE UN
SISTEMA PARA TERAPIA ACTIVA DE
MIEMBROS INFERIORES EN HUMANOS**

**Tesis para obtener el grado de:
Maestro en Ingeniería Electrónica**

Presenta:

Ing. Luis Arturo Lezama Quintero*

Asesores:

Dra. Luz del Carmen Gómez Pavón

Dr. Cesar Augusto Arriaga Arriaga

Puebla, Pue., Diciembre 2021

Agradecimientos

A través de estas líneas quiero expresar mi más sincero agradecimiento a CONACYT por haberme otorgado la beca para poder realizar mis estudios de Maestría, a la Facultad de Ciencias de la Electrónica de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla por apoyarme con su equipo de laboratorio para desarrollar este tema de tesis y a mis padres por todo el apoyo que me dieron para poder culminar esta nueva etapa en mi vida.

Resumen

En este trabajo de tesis de maestría se presentan las diferentes etapas que fueron necesarias para cumplir con el objetivo de diseñar e implementar un sistema de terapia activa para reproducir el movimiento de la marcha en cadera y rodilla, partiendo de una estructura construida en un tema de tesis doctoral de 3 grados de libertad para personas con discapacidad motriz con estatura de 1.60 m a 1.90 m y hasta con 100 kg de peso.

Para llevar a cabo este desarrollo se obtuvo el modelo cinemático y dinámico, partiendo de un modelo simplificado de una pierna humana con 3 grados de libertad, con la finalidad de obtener las ecuaciones que describen la posición, velocidad y aceleración de las articulaciones de interés (cadera y rodilla), posteriormente utilizando el software de Matlab[®], se desarrolló un control Proporcional-Derivativo con compensación de gravedad para validar el comportamiento de dichas ecuaciones, tomando en cuenta los valores angulares que presenta cada articulación de una persona aparentemente sana en un ciclo de la marcha, obteniendo resultados similares a los reportados en la literatura.

Partiendo de las investigaciones previas de los diferentes modelos de exoesqueletos de terapia pasiva y activa, se determinó la instrumentación que se implementó en la estructura mencionada anteriormente. Además de caracterizar y realizar pruebas de funcionamiento de los sensores y actuadores, con la finalidad de obtener la función de transferencia del sistema.

Se desarrolló una interfaz de usuario que permite al fisioterapeuta, llevar un registro de los datos más importantes del paciente, tales como sus datos personales, diagnóstico y tratamiento, ajuste de las articulaciones de manera manual para adaptar la estructura al paciente, permitir controlar la velocidad en el que se realiza el reentrenamiento de la marcha, además de poder visualizar el comportamiento gráfico en tiempo real de cada articulación durante el proceso de terapia y la posibilidad de guardar las gráficas en formato JPG. Al finalizar cada terapia el software genera un reporte con la información del paciente, así como los valores registrados por los sensores del proceso de la marcha. Este reporte permitirá al fisioterapeuta llevar un registro más detallado de las terapias de cada paciente, comparar sus resultados entre cada terapia permitiéndole visualizar los avances que logrará cada uno de ellos.

Finalmente, el control de los actuadores se lleva a cabo gracias a una etapa de potencia, por lo cual, se desarrolló una interfaz electrónica que se comunica por medio del protocolo de comunicación Wi-Fi a la computadora, posteriormente con el objetivo de validar el funcionamiento del sistema se realizaron pruebas logrando un correcto funcionamiento de la interfaz, tal como el control de las articulaciones, visualización del comportamiento gráfico del proceso de la terapia, almacenar las gráficas de interés para el fisioterapeuta y lograr obtener un reporte con la información de cada terapia.

Índice general

| | |
|---|-----------|
| 1. Introducción | 1 |
| 1.1. Discapacidad en México | 2 |
| 1.1.1. Centros de atención a la discapacidad motriz en México | 3 |
| 1.2. Exoesqueletos | 4 |
| 1.2.1. Exoesqueletos de aumento de fuerza | 4 |
| 1.2.2. Exoesqueletos ortopédicos | 5 |
| 1.2.3. Exoesqueletos en México | 8 |
| 1.2.4. Ventajas de los exoesqueletos ortopédicos | 10 |
| 1.3. Justificación | 12 |
| 1.4. Antecedentes del trabajo de tesis | 13 |
| 1.5. Objetivos | 14 |
| 1.5.1. Objetivo General | 14 |
| 1.5.2. Objetivo específicos | 14 |
| 1.6. Organización del trabajo | 14 |
| 2. Desarrollo del modelo cinemático y dinámico del sistema | 16 |
| 2.1. Cinemática del sistema con dos grados de libertad (cadera-rodilla) | 17 |
| 2.1.1. Cinemática directa | 17 |
| 2.1.2. Cinemática inversa | 22 |
| 2.1.3. Comportamiento de la cinemática | 24 |
| 2.2. Dinámica | 26 |
| 2.2.1. Comportamiento de la dinámica | 34 |
| 3. Desarrollo experimental | 37 |
| 3.1. Especificaciones de la estructura mecánica | 37 |
| 3.2. Parámetros de entrada y salida del sistema de control | 38 |
| 3.3. Instrumentación | 39 |
| 3.3.1. Unidad de Medición Inercial (IMU) | 39 |
| 3.3.2. Etapa de potencia | 40 |
| 3.3.3. Microcontrolador | 40 |
| 3.3.4. Actuador | 41 |

| | |
|---|-----------|
| 3.4. Caracterización de la IMU | 42 |
| 3.5. Caracterización del actuador | 46 |
| 3.6. Modelo matemático del sensor | 46 |
| 3.7. Modelo matemático del actuador | 48 |
| 4. Implementación y pruebas del funcionamiento del sistema de terapia activa | 52 |
| 4.1. Interfaz de usuario | 52 |
| 4.2. Etapa de control | 58 |
| 4.3. Medición goniométrica del paciente | 60 |
| A. Anatomía de los miembros inferiores | 71 |
| A.1. Cuerpo humano | 71 |
| A.1.1. Anatomía | 71 |
| A.1.2. Antropometría mexicana | 76 |
| A.1.3. Análisis de la marcha | 77 |
| B. Antropometría de la población Mexicana | 81 |
| C. Participación en congresos | 90 |
| Bibliografía | 92 |

Índice de figuras

| | |
|--|----|
| 1.1. Porcentaje de población con discapacidad en el país [3]. | 2 |
| 1.2. Sistemas de terapia pasiva. | 6 |
| 1.3. Sistemas de terapia activa. | 8 |
| 1.4. Sistemas de terapia activa ALICE [23]. | 9 |
| 1.5. Sistemas de terapia activa de la UNAM [24]. | 9 |
| 1.6. Sistemas de terapia activa de la Clínica de la Columna [5]. | 10 |
| | |
| 2.1. Modelo simplificado de la pierna derecha [10]. | 16 |
| 2.2. Esquemático del exoesqueleto para el análisis cinemático directo. | 18 |
| 2.3. Esquemático del exoesqueleto para el análisis cinemático inverso. | 22 |
| 2.4. Ciclo de la marcha en articulación de la cadera. | 24 |
| 2.5. Ciclo de la marcha en articulación de la rodilla. | 25 |
| 2.6. Comportamiento de la marcha en articulación de la cadera. | 26 |
| 2.7. Comportamiento de la marcha en articulación de la rodilla. | 26 |
| 2.8. Esquemático del exoesqueleto para el análisis dinámico. | 28 |
| 2.9. Velocidad del ciclo de la marcha en la articulación de la cadera. | 34 |
| 2.10. Velocidad del ciclo de la marcha en la articulación de la rodilla. | 35 |
| 2.11. Aceleración del ciclo de la marcha en la articulación de la cadera. | 36 |
| 2.12. Aceleración del ciclo de la marcha en la articulación de la rodilla. | 36 |
| | |
| 3.1. Vistas de la estructura mecánica [31]. | 38 |
| 3.2. Parámetros de entrada y salida del sistema de control. | 39 |
| 3.3. Driver Pololu 24v21 [42]. | 40 |
| 3.4. Señales obtenidas del giroscopio en reposo. | 43 |
| 3.5. Posiciones angulares (grados) obtenidas del giroscopio. | 43 |
| 3.6. Posiciones angulares (grados) obtenidas del giroscopio. | 44 |
| 3.7. Velocidades angulares (deg/s ²) obtenidas del giroscopio. | 44 |
| 3.8. Velocidades angulares (deg/s ²) obtenidas del giroscopio. | 45 |
| 3.9. Aceleraciones (m/s ²) obtenidas del acelerometro. | 45 |
| 3.10. Aceleraciones (m/s ²) obtenidas del acelerometro. | 46 |
| 3.11. Curva de corriente en función del torque. | 46 |

| | |
|---|----|
| 3.12. Comportamiento del giroscopio sobre el eje x. | 47 |
| 3.13. Sistema propuesto Matlab®. | 47 |
| 3.14. Motor de Corriente Directa DC. | 48 |
| | |
| 4.1. Ventana de inicio de sesión. | 53 |
| 4.2. Formulario de información del paciente. | 54 |
| 4.3. Control manual del sistema de rehabilitación. | 55 |
| 4.4. Ventana de control automático del sistema de rehabilitación. | 56 |
| 4.5. Ventana del visualizador del comportamiento gráfico del ciclo de la marcha. | 57 |
| 4.6. Diagrama de bloques del sistema de control de lazo cerrado. | 58 |
| 4.7. Diagrama de bloques del programa implementado en la ESP32. | 59 |
| 4.8. Análisis de la marcha. | 61 |
| 4.9. Colocación del exoesqueleto al sujeto de pruebas. | 62 |
| 4.10. Pruebas realizadas al sistema de rehabilitación. | 63 |
| 4.11. Reporte del paciente generado por la interfaz de usuario. | 64 |
| 4.12. Posición angular registrada durante el proceso de terapia. | 65 |
| 4.13. Velocidad angular registrada durante el proceso de terapia. | 65 |
| 4.14. Aceleración angular registrada durante el proceso de terapia. | 65 |
| 4.15. Comparación de las señales de referencia con las señales obtenidas en las articulaciones de cadera y rodilla. | 66 |
| 4.16. Error entre las señales de referencia y las señales obtenidas en la simulación. | 67 |
| 4.17. Error entre las señales de referencia y las mediciones obtenidas de las IMU's. | 67 |
| | |
| A.1. Planimetría del cuerpo humano [49]. | 72 |
| A.2. Vista trasera de las extremidades inferiores [49]. | 72 |
| A.3. Composición articular y ósea de la pierna derecha [49]. | 73 |
| A.4. Componentes principales de la articulación de la cadera [50]. | 74 |
| A.5. Movimientos de flexión y extensión de la cadera [30]. | 74 |
| A.6. Componentes principales de la articulación de la rodilla [50]. | 75 |
| A.7. Movimientos de flexión y extensión de la rodilla [30]. | 75 |
| A.8. Componentes principales de la articulación del tobillo [50]. | 76 |
| A.9. Movimiento de flexión y extensión del tobillo [30]. | 76 |
| A.10. Ciclo de la marcha humana [55]. | 78 |
| A.11. Ángulos de la articulación de la cadera en la marcha [30]. | 79 |
| A.12. Ángulos de la articulación de la rodilla en la marcha [30]. | 79 |
| A.13. Ángulos de la articulación del tobillo en la marcha [30]. | 80 |
| | |
| B.1. En posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 81 |
| B.2. En posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 82 |
| B.3. En posición sentado, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 83 |

| | |
|---|----|
| B.4. Cabeza, pie y mano, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 84 |
| B.5. En posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 85 |
| B.6. En posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 86 |
| B.7. En posición sentado, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 87 |
| B.8. Cabeza, pie y mano, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 88 |
| | |
| C.1. Reconocimiento otorgado en el segundo Congreso Internacional de Meca- trónica | 90 |
| C.2. Artículo a presentado en el congreso. | 91 |

Índice de Tablas

| | |
|---|----|
| 1.1. Comparación de exoesqueletos en el mercado. | 11 |
| 2.1. Parámetros D-H. | 18 |
| 2.2. Identidades trigonométricas utilizadas. | 19 |
| 2.3. Identidades trigonométricas utilizadas. | 30 |
| 3.1. Cuadro comparativo de IMUs disponibles comercialmente. | 39 |
| 3.2. Cuadro comparativo de algunas tarjetas disponibles comercialmente. | 41 |
| 3.3. Cuadro comparativo de algunos actuadores disponibles comercialmente. | 42 |
| 3.4. Parametros del motor. | 50 |
| 4.1. Resultados del análisis goniométrico del sujeto de pruebas. | 60 |
| 4.2. Resultados del análisis goniométrico del sujeto de pruebas. | 61 |
| A.1. Porcentaje de peso corporal de partes específicas del cuerpo [30]. | 77 |
| A.2. Porcentaje de peso corporal de partes específicas del cuerpo [30]. | 77 |
| B.1. Medidas en posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 82 |
| B.2. Medidas en posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 83 |
| B.3. Medidas en posición sentado, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 84 |
| B.4. Medidas de cabeza, pie y mano, sexo femenino 18 a 65 años [53]. | 85 |
| B.5. Medidas en posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 86 |
| B.6. Medidas en posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 87 |
| B.7. Medidas en posición sentado, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 88 |
| B.8. Medidas de cabeza, pie y mano, sexo masculino 18 a 65 años [53]. | 89 |

Capítulo 1

Introducción

A medida que la población aumenta, las personas con problemas de discapacidad en los miembros inferiores continúan incrementando. En consecuencia, tanto el personal como los recursos médicos tienen una gran demanda para proporcionar asistencia a estos problemas. La discapacidad en los miembros inferiores reduce significativamente la esperanza de vida en los pacientes, por lo que se requiere de un programa de rehabilitación para recuperar total o parcialmente la movilidad. Por lo tanto, desde hace varios años se han venido desarrollado dispositivos de asistencia, tales como órtesis de asistencia hasta órtesis automatizadas permitiendo reducir el tiempo de recuperación en pacientes con problemas de discapacidad en los miembros inferiores [1].

Las extremidades inferiores son una extensión del tronco del ser humano, las cuales permiten desplazar a las personas de un lugar a otro, siempre manteniendo el equilibrio y soportando el peso corporal. Los miembros inferiores son complejos desde un punto de vista anatómico y biomecánico, debido a los distintos músculos, nervios y ligamentos que los componen, permiten realizar distintos tipos de movimientos como caminar, correr, etc.

La mayor parte de la discapacidad física (más de un 80 %) es causada después del nacimiento. Las principales causas de estos traumatismos son por accidentes automovilísticos (casi la mitad de las lesiones por año), caídas (más del 15 %), actos de violencia (alrededor del 12 %), alcohol (representa 1 de cada 4 de las lesiones por año), al practicar algún deporte (un 10 % de las lesiones), entre otros, causando algún daño en la médula espinal, las vértebras, los ligamentos o los discos de la columna vertebral. Un estudio reveló que las personas entre 16 y 30 años son más propensas a sufrir una lesión en la médula espinal [2].

Con base en lo anterior, en este proyecto de tesis de maestría se propone desarrollar un sistema de terapia activa para reproducir los movimientos de la marcha en las articulaciones de cadera y rodilla. La selección de la instrumentación partirá de la investigación de

los diferentes sistemas de rehabilitación desarrollados por otros autores, los cuales servirán como referencia para el desarrollo de este trabajo de tesis. Además se desarrollará una interfaz en LabVIEW® que permita controlar el exoesqueleto mediante el protocolo de comunicación WiFi.

1.1. Discapacidad en México

En el censo realizado en México en el 2020 por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), se reportó que 6.1 millones de personas (equivalente a 4.9 % de la población total) presentan un problema de discapacidad. En la figura 1.1, se pueden apreciar los diferentes tipos de discapacidad que hay en el país (discapacidad en miembros inferiores, discapacidades visuales, discapacidades auditivas, etc.), de los cuales 3.7 millones de personas no pueden caminar o mover las piernas, lo que representa un 48 % del porcentaje total de los problemas de discapacidad en el país. En consecuencia, los problemas en los miembros inferiores se han convertido en la principal causa de discapacidad en el país [3].

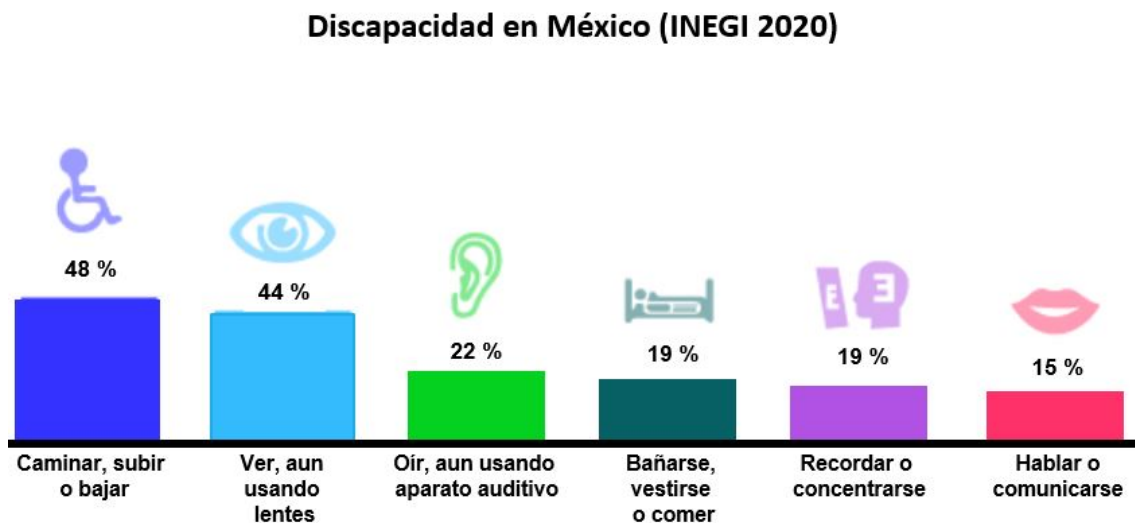


Figura 1.1: Porcentaje de población con discapacidad en el país [3].

En el país habitan 6.1 millones de personas con discapacidad, de manera más específica, el Estado de Puebla cuenta con 300,150 personas afectadas con alguna discapacidad, lo que representa el 4.5 % del porcentaje total de la población en el estado. Específicamente, el 4.7 % de la población afectada es masculina y el 5.3 % es femenina. Como se mencionó anteriormente la edad es un factor importante que influye, en consecuencia según lo reportado por el INEGI, a partir de los 30 años es más frecuente que una persona adquiera un padecimiento que afecte la capacidad motriz de los miembros inferiores (entre 30 a 55 % de probabilidad), aunque el riesgo de lesiones o de una enfermedad se dispara después de

los 60 años, con una probabilidad de 65 % [3].

En los últimos años, el interés por mejorar las oportunidades para las personas con discapacidad ha seguido aumentando, prueba de ello es la creación de programas nacionales; por ejemplo el Programa de Pensión para el Bienestar de las Personas con Discapacidad, el cual les proporciona una pensión para poder solventar los gastos extras de su condición [4]; además la implementación de un exoesqueleto de terapia activa, que se encuentra en la Clínica de la Columna de la Secretaría de Salud del Gobierno de la Ciudad de México en el Hospital General La Villa, que permitirá fortalecer las fisioterapias para que los pacientes con parálisis puedan encontrar los beneficios del movimiento y funcionalidad en un menor tiempo y de manera efectiva [5].

1.1.1. Centros de atención a la discapacidad motriz en México

Para poder brindar la atención adecuada a los problemas de discapacidad en los miembros inferiores, en la actualidad existen un gran número de centros de rehabilitación tanto de carácter público y privado. Según la información proporcionada en el directorio nacional de centros de rehabilitación en la página del Gobierno de México, el país cuenta con 107 centros de rehabilitación de carácter público pertenecientes al Sistema Nacional DIF. Algunos de ellos son los Centros de Rehabilitación y Educación Especial (CREE), Centros de Rehabilitación Integral (CRI) y Centro de Rehabilitación e Integración Social (CRIS) de los cuales, 17 instituciones se encuentran en el estado de Puebla [6].

Sin embargo, no todas las instituciones gubernamentales cuentan con sistemas automatizados, únicamente la Clínica de la Columna de la Secretaría de Salud del Gobierno de la Ciudad de México, cuenta con un exoesqueleto de terapia activa para miembros inferiores [5] y por parte de las instituciones privadas solo los Centros de Rehabilitación e Inclusión Infantil Teletón (CRIT), cuenta con un exoesqueleto de terapia pasiva de miembros inferiores. En octubre del 2021, la Secretaría de Bienestar puso en marcha el Programa de Apoyo de Rehabilitación e Inclusión para el Bienestar de Niñas y Niños con Discapacidad en el Estado de México, producto de la alianza con Fundación Teletón para atender a este sector, pero únicamente el convenio se realizó con los CRIT de Nezahualcóyotl, Ecatepec y Tlalnepantla [7]. Por tal motivo es necesario implementar sistemas para la rehabilitación de miembros inferiores que sea accesible para un mayor número de personas y que la implementación sea de bajo costo.

1.2. Exoesqueletos

Un exoesqueleto es una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano, sirve como apoyo y se usa para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades físicas del cuerpo humano. Pueden ser estructuras pasivas o activas; es decir, que contengan o no actuadores para el movimiento y, por lo tanto, necesiten o no un sistema de control asociado al accionamiento de dichos actuadores [8].

La investigación sobre exoesqueletos de rehabilitación de miembros inferiores comenzó en la década de 1960 en Estados Unidos y la antigua Yugoslavia, dichos países estuvieron trabajando paralelamente en proyectos inspirados en el esqueleto exterior que tienen algunos animales como los insectos y crustáceos [1]. En principio, la finalidad de dichos prototipos fue apoyar al ser humano en las tareas pesadas dentro de los campos de batalla en el ejército y, posteriormente, se comenzó a aplicar en la rehabilitación.

Los exoesqueletos tienen un impacto potencial en varios dominios de aplicación, como el militar, la salud, el ocio, entre otros, siendo la medicina uno de los campos más beneficiados, debido a que estas tendencias impulsan a desarrollar mejoras en los exoesqueletos para facilitar el trabajo de los médicos, la rehabilitación de los pacientes y la reducción de los costos clínicos [9].

El diseño de estos mecanismos se concibe con la ayuda de distintas disciplinas como la medicina, la electrónica, la física y la mecánica con la finalidad de distinguir las diferentes formas de realizar la adquisición de la información, las estrategias de control que se adapten dependiendo de cada desarrollo, teniendo en cuenta que lo acordado y lo implementado siempre tienen que estar en concordancia con los desarrollos de las demás áreas aplicadas a la construcción del exoesqueleto [8]. Generalmente los exoesqueletos se desarrollan principalmente para mejorar las capacidades físicas normales de un ser humano y posteriormente para solucionar muchos de los problemas causados por patologías o lesiones.

1.2.1. Exoesqueletos de aumento de fuerza

Los exoesqueletos que aumentan la fuerza de su operador, se basan en el concepto de fuerza externa, pues su objetivo es multiplicar la fuerza de su portador, y que la fuerza de reacción generada por la interacción con el ambiente, sea absorbida por la estructura del exoesqueleto, permitiendo que solo una pequeña parte de esta fuerza sea ejercida sobre el operador. Por tal motivo esta clase de exoesqueletos necesitan una referencia a tierra física ya sea fija o móvil, siendo el sistema de control la única interacción entre el mecanismo y

las extremidades del operador [10].

1.2.2. Exoesqueletos ortopédicos

Para recuperar el funcionamiento de las extremidades inferiores y posteriormente la marcha, existen algunos factores como el nivel y la integridad de la lesión. Si la lesión generada en el usuario es mínima, el tiempo de recuperación será menor [11, 12]. Otros factores a considerar son la edad del individuo ante la lesión [13], el entrenamiento de rehabilitación recibido, la capacitación brindada para el cuidado en casa, la motivación y el nivel socioeconómico [14].

Para obtener beneficios adicionales, los terapeutas se han apoyado desde hace algunos años de distintos dispositivos ortopédicos, los primeros se desarrollaron para que el usuario pudiera soportar estar de pie y caminar, los cuales tienen diferentes configuraciones, desde aparatos ortopédicos de una sola articulación como es el tobillo-pie hasta dispositivos que se extienden a través del tobillo, la rodilla y la parte superior del muslo [15]. Con el tiempo la función de estos aparatos se mejoró mediante la incorporación de extensiones pélvicas-torácicas y acciones recíprocas de las articulaciones de la cadera que se lograron mediante una barra o cables isocéntricos que unían las acciones de flexión y extensión de las articulaciones de la cadera. Hoy en día con el avance de la tecnología se han desarrollado exoesqueletos que permiten el movimiento de manera autónoma para miembros inferiores [1].

Los exoesqueletos ortopédicos se basan en el concepto de fuerza interna, ya que tienen como función reforzar las extremidades del operador, cuando este presenta debilidad o pérdida de la función de las mismas; es decir, el exoesqueleto complementa las funciones del sistema musculoesquelético del operador. En este tipo de dispositivos, la fuerza y potencia se transmiten entre las extremidades del portador mediante el exoesqueleto [10]. Como se mencionó anteriormente, existen exoesqueletos de tipo pasivos y activos, que serán descritos a continuación.

Exoesqueletos de terapia pasiva

Un exoesqueleto de sistema pasivo se compone de una órtesis motorizada de miembro inferior, un sistema de suspensión/soporte de peso y una banda transportadora. La órtesis motorizada reproduce la cinemática de cadera, rodilla y tobillo, en algunos prototipos también la cinemática de la pelvis; por otro lado, el sistema de suspensión/soporte de peso controla la posición erguida del tronco y proporciona estabilidad durante la marcha. Algunos sistemas reportados son los siguientes:

LOKOMAT. Emplea una estructura rígida dividida en dos partes. La primera es una estructura de suspensión encargada de retener el peso del paciente y mantenerlo en una posición erguida mientras se realiza la terapia; la segunda es el exoesqueleto, encargado de simular movimiento motriz de una persona sobre una caminadora, el cual tiene 2 grados de libertad: una en la cadera y la otra en la rodilla, en la figura 1.2a se puede apreciar éste exoesqueleto [16].

LOPES. Combina un segmento accionado transportable 2D, con un exoesqueleto para las piernas que contiene tres articulaciones actuadas: dos en la cadera y una en la rodilla. El dispositivo permite 3 modos de operación: paciente a cargo, exoesqueleto a cargo y terapeuta a cargo. El primer modo permite al dispositivo seguir las órdenes del paciente, el segundo modo permite al exoesqueleto guiar al paciente y el tercer modo permite al terapeuta programar intervenciones, en la figura 1.2b se puede apreciar éste exoesqueleto [17].

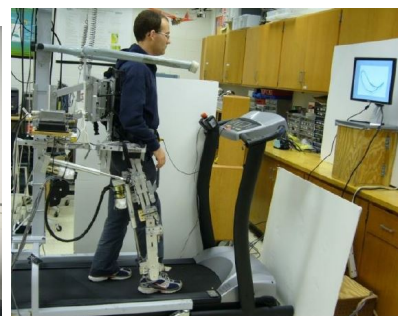
ALEX III. Está compuesto por una caminadora que soporta el peso del dispositivo y un exoesqueleto con el tronco conectado al andador, además cuenta con 4 grados de libertad (GDL), el segmento del muslo tiene 2 GDL con respecto al tronco. El segmento del muslo es telescópico y se puede ajustar para que coincida con la longitud del muslo del paciente. El segmento del pie, que es un inserto de zapato, se une a la pierna con una articulación del tobillo. La articulación de la cadera en el plano sagital y la articulación de la rodilla son accionadas por actuadores. Todos los demás grados de libertad son pasivos sostenido con resortes, en la figura 1.2c se puede apreciar éste exoesqueleto [18].



(a) LOKOMAT [16].



(b) LOPES [17, 19].



(c) ALEX [18].

Figura 1.2: Sistemas de terapia pasiva.

Exoesqueletos de terapia activa

Los sistemas activos permiten un control preciso de la estructura, ya que el usuario al transmitir señales ya sea en forma de un impulso eléctrico muscular, neuronal o por un mínimo movimiento detectable por los sensores encargados de informarle a la unidad

de control la intención del paciente por mover esa parte de su cuerpo, de esta manera el control envía señales de activación a los actuadores y estos proceden a generar uno o varios ciclos de marcha dependientes de la programación del robot. Algunos sistemas reportados son los siguientes:

Indego. Indego actúa bilateralmente por motores sofisticados en las articulaciones de la rodilla y la cadera, combinado con sensores avanzados y estrategias de control, el dispositivo permite que las personas con deterioro de la marcha se pongan de pie y caminen nuevamente. Tiene un peso de 12 kg, haciéndolo fácil de manejar, permite una rápida configuración y transporte debido a que se descompone en tres ortesis. Al ser modulable permite montar componentes de diferentes tamaños para adaptarse a un mayor tipo de cuerpos, en la figura 1.3a se aprecia éste exoesqueleto [20].

Cuenta con una aplicación con interface Bluetooth que permite controlar los parámetros del entrenamiento y auto aprendizaje de la marcha, longitud de la zancada, frecuencia de los pasos, altura de los pasos y registro de datos de la caminata para que los terapeutas puedan cuantificar fácilmente los resultados [20].

ReWalk. ReWalk fue creado en el año 2012, es un exoesqueleto que proporciona movimiento impulsado desde la cadera y la rodilla para permitir que las personas con lesión de la médula espinal (SCI) se mantengan erguidas, caminen, giren, suban y bajen escaleras, en la figura 1.3b se aprecia éste exoesqueleto. Este exoesqueleto controla el movimiento usando cambios sutiles en su centro de gravedad, una inclinación hacia adelante del cuerpo superior es detectada por el sistema que inicia el primer paso y el desplazamiento repetido del cuerpo genera una secuencia de pasos que imita una marcha natural funcional de las piernas, permitiendo caminar sin asistencia humana distancias de 50–100 m continuamente durante un periodo de tiempo de 5 a 10 minutos, con velocidades que oscilan entre los 0.03 y 0.45 m/s [21].

ROKI. Roki es un exoesqueleto que cuenta con cuatro motores que se colocan en las rodillas y caderas. En la figura 1.3c se puede apreciar éste exoesqueleto. Las dos piernas se deben sujetar a las extensiones robóticas, mientras en la parte superior tiene una mochila en la que estará la batería que ofrece hasta cuatro horas de uso continuo. El proyecto inició desde los laboratorios de ingeniería de la Universidad Panamericana, con sede en Guadalajara, convirtiéndose en el primer exoesqueleto desarrollado en México [22].

El dispositivo fue diseñado para ser un robot terapéutico de apoyo a personas con lesión medular, esclerosis múltiple de leve a moderada o personas con ciertos grados de

parálisis cerebral. Debe ser operado por pacientes que cuenten con una apta coordinación en brazos, pues se utilizan muletas como apoyo para usar el sistema [22].



(a) Indego [20].



(b) Rewalk [21].



(c) ROKI [22].

Figura 1.3: Sistemas de terapia activa.

1.2.3. Exoesqueletos en México

En México el desarrollo de este tipo de dispositivos es prácticamente nuevo. En su mayoría, existen investigaciones a nivel matemático del funcionamiento. No obstante, en el 2016 el Ingeniero Norberto Velázquez Niño presentó el dispositivo llamado ROKI, desarrollado en Jalisco, México, el cual se mencionó anteriormente y se muestra en la figura 1.3c [22].

Durante ese año, el Ingeniero Jesús Tamez Duquese fundador de la empresa INDI presenta ALICE, como se aprecia en la figura 1.4; posiblemente es el primer exoesqueleto de código abierto enfocado en los miembros inferiores de los niños, fue diseñado en Monterrey, México. El diseño de este exoesqueleto ahora está disponible para ser utilizado por cualquier persona bajo la Atribución de Licencia No Comercial (CC BY-NC). La empresa asegura que se puede construir un modelo básico de ALICE con un presupuesto de material de aproximadamente 1,500 euros [23].



Figura 1.4: Sistemas de terapia activa ALICE [23].

Otro dispositivo presentado durante ese año fue por egresados e investigadores de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, en la figura 1.5 se aprecia un exoesqueleto que permite mayor movilidad a pacientes con lesiones medulares completas así como a quienes no pueden mover sus extremidades inferiores, gracias a sus 2 grados de libertad en cadera y rodilla. Tuvo una inversión que oscila entre los \$10,000.00 y \$15,000.00 dólares [24].



Figura 1.5: Sistemas de terapia activa de la UNAM [24].

En el 2018 la Clínica de la Columna de la Secretaría de Salud del Gobierno de la Ciudad de México en colaboración con el IPN, diseñaron un dispositivo para ayudar a pacientes con paraplejia. Cuenta con un exoesqueleto, como se aprecia en la figura 1.6,

que ofrece rehabilitación de especialidad avanzada a pacientes con fuertes lesiones de la columna vertebral y con diferentes grados de daños neurológicos, principalmente quienes padecen paraplejia [5].



Figura 1.6: Sistemas de terapia activa de la Clínica de la Columna [5].

1.2.4. Ventajas de los exoesqueletos ortopédicos

Las ventajas de utilizar un exoesqueleto para la rehabilitación son: aprovechar la precisión que tiene un robot en poder aumentar gradualmente la velocidad en las repeticiones de una secuencia, la extensión de la posición articular, la resistencia o fuerza de oposición de un ejercicio de aumento de fuerza, etc. En algunos ejercicios la resistencia que opone el fisioterapeuta deberá ser aumentada gradualmente para obtener una mejoría en el paciente, sin embargo, sin la presencia de sensores que estimen datos precisos queda solamente la percepción humana de la fuerza, lo que podría retrasar la rehabilitación del paciente [25].

Los exámenes musculares son una guía de utilidad para evaluar la mejoría en la fuerza muscular durante la fase de recuperación. En este sentido los robots tienen la ventaja de poder almacenar en su memoria el historial completo del paciente y así evaluar gradualmente su mejoría [25].

En general, el objetivo de un exoesqueleto de miembros inferiores, es apoyar en la recuperación parcial o total de las extremidades, reducir la carga sobre los terapeutas, monitorear los datos fundamentales como velocidad y ángulo de las articulaciones durante el entrenamiento y ayudar a la evaluación cuantitativa de la recuperación de manera controlable y repetible [1], aunque hoy en día existan una gran variedad de estos dispositivos, el precio en el mercado resulta muy elevado y solo se adaptan para un cierto tipo de persona en específico, en la tabla 1.1 se presentan de forma detalla las especificaciones de algunos exoesqueletos que se encuentran en el mercado, en investigación y en clínicas.

Tabla 1.1: Comparación de exoesqueletos en el mercado.

| TIPO | NOMBRE | ARTICULACIONES | PESO | PAÍS DE ORIGEN | COSTO(DOLARES) | EMPRESA | ETAPA |
|---------------------------------|---|--|----------|-------------------|----------------|---------------------------|---|
| Exoesqueletos de terapia pasiva | LOKOMAT [16] | Cadera/Rodilla | 1000 kg. | Suiza | - | Hocoma | Comercial y en clínica |
| | LOPES [17, 19] | 8 GDL Cintura/Cadera/Rodilla | - | Holanda | - | University of Twente | Investigación |
| | ALEX III [18] | 7GDL Cintura/Cadera/Rodilla/Tobillo | - | E.U. | - | University of Delaware | Investigación |
| | Equipo de alta especialidad para la columna [5] | 7 GDL Torso/Cadera/Rodilla/Tobillo | - | CDMX | \$371,615.85 | IPN/Clinica de la columna | En clínica |
| | EKSO [26] | Cadera/Rodilla | 20 kg | E. U. | \$100,000.00 | EksoBionics | Comercial |
| Exoesqueletos de terapia activa | Indego [20] | Cadera/Rodilla | 12 kg | E. U. | \$80,000.00 | Parker Corp | Comercial |
| | ReWalk [21] | Cadera/Rodilla | 23.3 kg | Israel | \$80,000.00 | Rewalk Robotics | Comercial |
| | ROKI [22] | Cadera/Rodilla | 18 kg | Jalisco, México | \$15,000.00 | Rewalk Robotics | Investigación y comercial |
| | REX [27] | Cadera/Rodilla/Tobillo | 38 kg | Nueva Zelanda | \$150,000.00 | REX Bionics | Investigación y comercial |
| | HAL [28] | Cadera/Rodilla | 14 kg | Japón | \$96,000.00 | CYBERDYNE | comercial |
| | ALICE [23] | Cadera/Rodilla | - | Monterrey, México | \$60,000.00 | INDI.GLOBAL | Investigación, en clínica y de código abierto |
| | ARKE [29] | Cadera/Rodilla | - | E.U. | \$80,000.00 | BIONIC-Lab.Co | Investigación y comercial |

1.3. Justificación

En la actualidad un gran número de personas en el país presenta un problema de discapacidad en los miembros inferiores, con base a los datos reportados por INEGI en el 2020 [3], el tema de la discapacidad ha tenido un incremento en cuanto al número de personas afectadas, en consecuencia la atención brindada por parte de los profesionales de la salud y la sociedad ha incrementado de la misma manera. Los problemas y dificultades que enfrentan las personas con alguna discapacidad están siendo expuestas y analizadas públicamente y cada vez son más las instituciones, asociaciones y personas que se unen para mejorar las condiciones de vida y bienestar de las personas de este grupo.

Debido a la importancia de caminar para el ser humano y lo complejo del procedimiento de aprendizaje de esta actividad, una de las principales afectaciones para la vida normal de una persona es la pérdida parcial o total de la facultad de marcha. Este problema trae consigo situaciones que perjudican no solo físicamente, por la pérdida de la movilidad de las piernas, también psicológica y emocionalmente al sentirse limitados, y excluidos laboral y socialmente. Es por eso que la ingeniería y la medicina concentran sus esfuerzos con el fin de encontrar una solución para brindarle a las personas que sufran la pérdida de la facultad de caminar.

En el 2018, el Instituto Politécnico Nacional (IPN) desarrollo el primer exoesqueleto de terapia activa del país y fue instalado en el Servicio de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital General La Villa, en la delegación Gustavo A. Madero. El gobierno de la ciudad de México invirtió 8.1 millones de pesos para el desarrollo del exoesqueleto, según un informe reportado solo 25 personas fueron aprobadas para recibir un programa de rehabilitación con este dispositivo una vez que se comenzó a utilizar [5].

La mayoría de las personas que presentan algún tipo de discapacidad desafortunadamente pertenecen a familias de escasos recursos y un gran número de personas no reside cerca de la ciudad, lo que resulta complicado y a la larga costoso tener que trasladarse hasta la clínica. Aunque el país cuenta con un gran número de clínicas de rehabilitación, en su mayoría son clínicas privadas esto impide que las personas de bajos recursos inicien un programa de rehabilitación.

Con base a la información proporcionada por INEGI [3], en el cual se reportó que el 48 % de las personas con discapacidad son por problemas en los miembros inferiores y teniendo en cuenta que solo hay un exoesqueleto de terapia activa implementado en México, se plantea en este trabajo de tesis de maestría, el diseño e implementación de un sistema de control para terapia activa, que reproduzca los movimientos de la marcha, que

coadyuven en el proceso de la terapia motriz de los pacientes y que sea accesible para un mayor número de personas.

1.4. Antecedentes del trabajo de tesis

Para desarrollar este tema de tesis se parte de los resultados obtenidos de trabajos de dos tesis previos [30] y [31], que a continuación se presentan a grandes rasgos. Se obtuvo una estructura que permite ser ajustada para personas entre 1.60-1.80 m de altura, además de variar entre 40-50 cm en la cadera y soportar de 60-100 kg de peso, el sistema terapia activa cuenta con 2 actuadores lineales pololu colocados en las articulaciones de la cadera y lograr el control de movimiento de la estructura mecánica [30].

Se desarrolló una interfaz gráfica que permite controlar el sistema en modo manual, el cual consta de dos modalidades: la primera de ellas permite ejercer movimiento oscilatorio en ambas extremidades, así mismo permite controlar las extremidades de manera independiente activando está modalidad. Además, permite leer movimiento de la articulación siempre y cuando se esté ejecutando alguna acción para que permita al usuario interpretar la información. Por último, la interfaz permite graficar el comportamiento de la señal de entrada con respecto al tiempo [30].

Posteriormente se modificó la estructura mecánica agregándole movilidad a la articulación de la rodilla y el tobillo, permitiendo adaptarse al mismo rango de personas de estatura y peso. Se implementó un protocolo de comunicación WiFi, evitando el uso de conexiones alámbricas con la computadora. Se desarrolló un software de usuario que permite llevar un registro de la información del paciente, además del avance que va obteniendo a lo largo del proceso de las terapias. Por otro lado, el software permite dos modalidades: la primera es el modo manual, que permite al fisioterapeuta ajustar la estructura al cuerpo del paciente evitando cualquier daño o incomodidad al mismo y un modo automático que permite replicar el proceso de la marcha. Por último, el software permite obtener de manera gráfica el comportamiento de la marcha de cada articulación en formato .JPG para llevar un registro de esta [31].

Partiendo de los antecedentes antes mencionados y la información proporcionada por el INEGI [3] se plantean los siguientes objetivos para el desarrollo de este trabajo de tesis de maestría.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema de terapia activa para reproducir el movimiento de la marcha en cadera y rodilla.

1.5.2. Objetivo específicos

1. Determinar el modelo cinemático y dinámico del sistema con dos grados de libertad para la cadera y rodilla.
2. Definir los parámetros de entrada y salida del sistema de control.
3. Seleccionar los elementos de instrumentación adecuados y definir la adquisición de datos de estos elementos.
4. Caracterizar los sensores y los actuadores para obtener las variables necesarias para el sistema de control.
5. Obtener el modelo matemático del sistema con las variables obtenidas de la caracterización de los sensores y actuadores.
6. Proponer el sistema de control para el movimiento y estabilidad del sistema mecánico para las articulaciones seleccionadas y verificarlo por medio de un software de simulación.
7. Implementar el sistema de control propuesto sobre el sistema construido y realizar pruebas de su funcionamiento.

1.6. Organización del trabajo

Capítulo 1. Se presenta la problemática a resolver, los diferentes exoesqueletos disponibles comercialmente, de igual manera los exoesqueletos desarrollados en México, una justificación del porqué es importante resolver el problema, además de un resumen de los resultados obtenidos en otros trabajos de tesis de los cuales se parte este tema de tesis y se presentan los objetivos para lograr el desarrollo del de este trabajo.

Capítulo 2. Se presenta el marco teórico, donde se aborda a grandes rasgos los diferentes aspectos que conforman el sistema locomotor, el análisis de la marcha y la antropometría mexicana, con el objetivo de diseñar el sistema de control para el exoesqueleto.

Capítulo 3. Se presenta el desarrollo del modelo cinemático y dinámico del sistema para desarrollar un algoritmo de control y simular el movimiento de la marcha humana.

Capítulo 4. Se presenta la selección de la instrumentación, así como su caracterización, para obtener las ecuaciones (función de transferencia) que representan el comportamiento de los mismos.

Capítulo 5. Se presenta la interfaz de usuario desarrollada y el sistema de control a implementar para la automatización del sistema para rehabilitación en discapacidad motriz, así como los resultados de las pruebas realizadas.

Capítulo 2

Desarrollo del modelo cinemático y dinámico del sistema

En este capítulo se realizará un modelo matemático simplificado equivalente a una pierna humana (mostrado en la figura 2.1), tomando en cuenta solo dos articulaciones (cadera-rodilla), de forma que se pueda realizar el estudio de la cinemática directa para determinar la posición y orientación del extremo final de la estructura, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, además de obtener el Jacobiano del exoesqueleto para conocer la velocidades y aceleraciones articulares. Posteriormente, se continuará con la cinemática inversa, de esta forma se obtendrán los parámetros a partir de una posición del extremo específico. Por último, se obtendrá el modelo dinámico de la estructura para conocer la relación entre el movimiento del exoesqueleto y las fuerzas que lo originan. Cabe mencionar que en este trabajo de tesis sólo se considera un movimiento de flexión y extensión en las articulaciones de la cadera y la rodilla sobre el plano sagital.

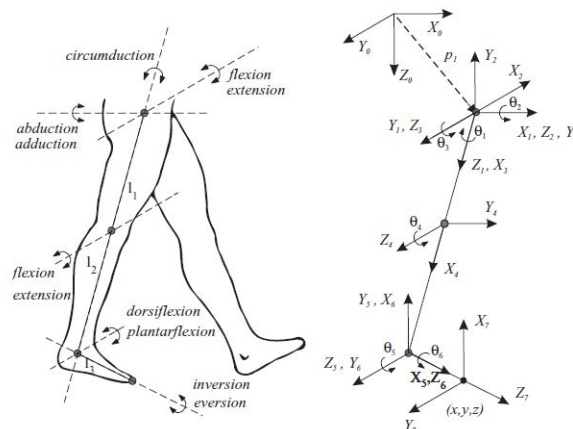


Figura 2.1: Modelo simplificado de la pierna derecha [10].

2.1. Cinemática del sistema con dos grados de libertad (cadera-rodilla)

La cinemática es una división de la mecánica, se encarga de la descripción del movimiento de los cuerpos, sin tomar en cuenta sus causas ni efectos sobre otros cuerpos. En otras palabras, no se involucran variables de fuerza o energía, únicamente desplazamientos, velocidades y aceleraciones [32].

Como una aplicación específica de ésta, se encuentra la cinemática del robot, que se encarga de describir el movimiento de un cuerpo controlable con varios grados de libertad y marcos de referencia, estableciendo las relaciones necesarias para migrar entre ellos. Dentro de ella, se subdividen la cinemática directa y cinemática inversa [32, 33].

2.1.1. Cinemática directa

El modelo cinemático directo de un robot, describe la relación entre la posición articular q y la posición y orientación x del dispositivo terminal del robot. En otras palabras, el modelo cinemático directo de un robot es una relación de la forma [32]:

$$x = f(q) \tag{2.1}$$

La obtención del modelo cinemático directo de la ecuación 2.1, resulta ser laboriosa, pero es metódica y en el caso de robots de escasos grados de libertad (GDL), involucra sencillas expresiones trigonométricas [32].

Existen diferentes métodos para resolver este problema, pero en el caso presente se hizo uso de las matrices de transformación homogénea, usando el método de la representación sistemática de Denavit-Hartenberg. El método propuesto ofrece la ventaja de conocer tanto la posición final del sistema como la posición de cada una de sus articulaciones. Para el sistema mostrado en la figura 2.2 se dice que es de tipo RRR, donde R se refiere al movimiento rotativo y esta formado por elementos llamados articulaciones (i_1, i_2, i_3), eslabones (a_1, a_2, a_3) y ángulos ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$).

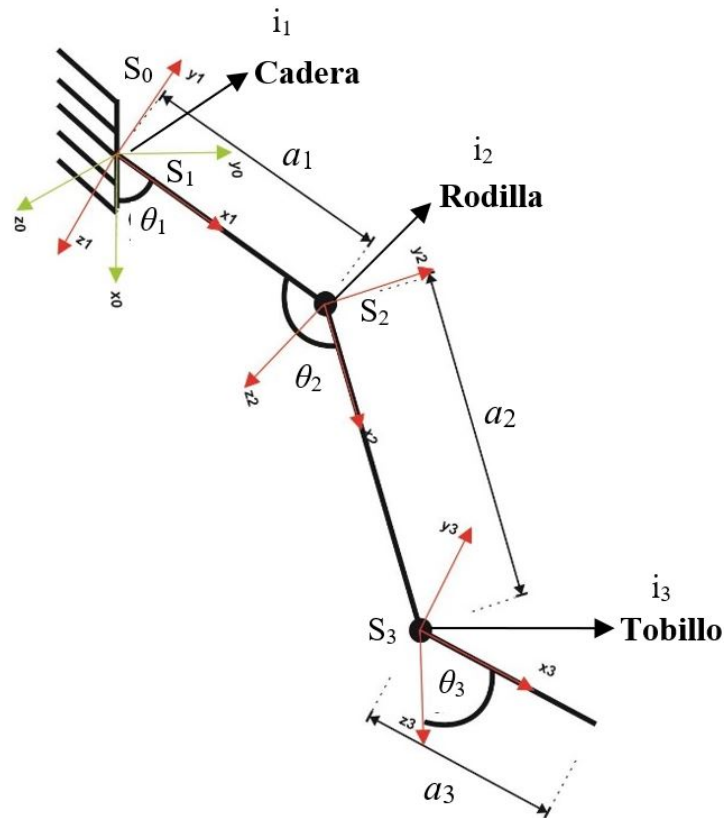


Figura 2.2: Esquemático del exoesqueleto para el análisis cinemático directo.

Para llevar a cabo el análisis cinemático se utilizará el método gráfico basándonos en la figura 2.2 y así construir el algoritmo D-H, como se aprecia en la Tabla 2.1, con el cual se hace uso de matrices de transformación homogénea para obtener la cinemática directa [32].

| i | α_i | a_i | d_i | θ_i |
|-----|------------|-------|-------|------------|
| 1 | 0 | a_1 | 0 | θ_1 |
| 2 | 0 | a_2 | 0 | θ_2 |
| 3 | 0 | a_3 | 0 | θ_3 |

Tabla 2.1: Parámetros D-H.

Ahora que se tienen los parámetros D-H, se obtendrán las matrices de transformación homogénea de cada eslabón [32, 34]. Se tiene:

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\text{sen}\theta_1 & 0 & a_1\cos\theta_1 \\ \text{sen}\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & a_1\text{sen}\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\text{sen}\theta_2 & 0 & a_2\cos\theta_2 \\ \text{sen}\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & a_2\text{sen}\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$$A_2^3 = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\text{sen}\theta_3 & 0 & a_3\cos\theta_3 \\ \text{sen}\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & a_3\text{sen}\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

La matriz que va del marco base a la articulación número 2 está definida como:

$$A_2^0 = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & 0 & B_{14} \\ B_{21} & B_{22} & 0 & B_{24} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Donde:

$$B_{11} = \cos\theta_1\cos\theta_2 - \text{sen}\theta_1\text{sen}\theta_2$$

$$B_{12} = -\text{sen}\theta_2\cos\theta_1 - \text{sen}\theta_1\cos\theta_2$$

$$B_{14} = a_2\cos\theta_1\cos\theta_2 - a_2\text{sen}\theta_1\text{sen}\theta_2 + a_1\cos\theta_1$$

$$B_{21} = \text{sen}\theta_1\cos\theta_2 + \text{sen}\theta_2\cos\theta_1$$

$$B_{22} = \cos\theta_1\cos\theta_2 - \text{sen}\theta_1\text{sen}\theta_2$$

$$B_{24} = a_2\text{sen}\theta_1\cos\theta_2 + a_2\text{sen}\theta_2\cos\theta_1 + a_1\text{sen}\theta_1$$

Utilizando las identidades trigonométricas de la suma de ángulos, mostradas en la tabla 2.2 se logra simplificar los parámetros de la matriz A_2^0 obteniendo:

Tabla 2.2: Identidades trigonométricas utilizadas.

| | Identidad Trigonométrica |
|---|---|
| 1 | $\text{sen}(a \pm b) = \text{sen}(a)\cos(b) \pm \cos(a)\text{sen}(b)$ |
| 2 | $\cos(a \pm b) = \cos(a)\cos(b) \pm \text{sen}(a)\text{sen}(b)$ |

$$B_{11} = \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$B_{12} = -\text{sen}(\theta_1 + \theta_2)$$

$$B_{14} = a_1\cos\theta_1 + a_2\cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$B_{21} = \text{sen}(\theta_1 + \theta_2)$$

$$B_{22} = \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$B_{24} = a_1 \operatorname{sen}\theta_1 + a_2 \operatorname{sen}(\theta_1 + \theta_2)$$

Por último, se calcula la matriz que va del marco base al del efector final; esta matriz se despreciará para futuros cálculos, ya que la estructura a diseñar es de dos grados de libertad y sólo será necesaria la matriz anterior (A_2^0).

$$A_3^0 = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & 0 & C_{14} \\ C_{21} & C_{22} & 0 & C_{24} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Donde:

$$C_{11} = \cos\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1\operatorname{sen}\theta_2) - \operatorname{sen}\theta_3(\operatorname{sen}\theta_2\cos\theta_1 + \operatorname{sen}\theta_1\cos\theta_2)$$

$$C_{12} = \cos\theta_3(-\operatorname{sen}\theta_2\cos\theta_1 - \operatorname{sen}\theta_1\cos\theta_2) - \operatorname{sen}\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1\operatorname{sen}\theta_2)$$

$$C_{14} = a_3\cos\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1\operatorname{sen}\theta_2) - a_3\operatorname{sen}\theta_3(\operatorname{sen}\theta_2\cos\theta_1 + \operatorname{sen}\theta_1\cos\theta_2) + a_2(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1\operatorname{sen}\theta_2) + a_1\cos\theta_1$$

$$C_{21} = \cos\theta_3(\operatorname{sen}\theta_1\cos\theta_2 + \operatorname{sen}\theta_2\cos\theta_1) - \operatorname{sen}\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1\operatorname{sen}\theta_2)$$

$$C_{22} = \cos\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1\operatorname{sen}\theta_2) - \operatorname{sen}\theta_3(\operatorname{sen}\theta_1\cos\theta_2 + \operatorname{sen}\theta_2\cos\theta_1)$$

$$C_{24} = a_3\cos\theta_3(\operatorname{sen}\theta_1\cos\theta_2 + \operatorname{sen}\theta_2\cos\theta_1) + a_3\operatorname{sen}\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \operatorname{sen}\theta_1\operatorname{sen}\theta_2) + a_2(\operatorname{sen}\theta_1\cos\theta_2 + \operatorname{sen}\theta_2\cos\theta_1) + a_1\operatorname{sen}\theta_1$$

De la misma forma, con ayuda de las identidades de la tabla 2.2 se reducen los parámetros de la matriz, obteniendo:

$$C_{11} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$C_{12} = -\operatorname{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$C_{14} = a_1\cos\theta_1 + a_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$C_{21} = \operatorname{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$C_{22} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$C_{24} = a_1\operatorname{sen}\theta_1 + a_2\operatorname{sen}(\theta_1 + \theta_2) + a_3\operatorname{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

Además, se requiere conocer la relación entre las velocidades del extremo del robot y las velocidades articulares. Por lo que se calculará el Jacobiano del exoesqueleto. Considerando el exoesqueleto de 2GDL (cadera-rodilla) se tiene que:

$$x = f_1(\theta_1, \theta_2) \quad (2.7)$$

$$y = f_2(\theta_1, \theta_2) \quad (2.8)$$

Al derivar las expresiones anteriores con respecto al tiempo se tiene que:

$$\frac{dx}{dt} = \frac{d}{dt}f_1(\theta_1, \theta_2) \quad (2.9)$$

$$\frac{dy}{dt} = \frac{d}{dt}f_2(\theta_1, \theta_2) \quad (2.10)$$

Al agrupar las ecuaciones anteriores dentro de una matriz se obtiene el Jacobiano (J):

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial f_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_2} \end{bmatrix} \dot{\theta} \quad (2.11)$$

A partir de la derivada de la ecuación 2.11, es posible obtener las aceleraciones articulares y las aceleraciones del efector. Aplicando la regla del producto, obtenemos:

$$\begin{bmatrix} \ddot{x} \\ \ddot{y} \end{bmatrix} = \left[\frac{d}{dt}J(\theta) \right] \dot{\theta} + J(\theta) \ddot{\theta} \quad (2.12)$$

A partir de las ecuaciones 2.13 y 2.14 obtenidas a continuación, se comienza a determinar el Jacobiano del robot.

$$x = f_1(\theta_1, \theta_2) = a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (2.13)$$

$$y = f_2(\theta_1, \theta_2) = a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (2.14)$$

Donde:

f_1 =corresponde a $A_2^0(1, 4)$

f_2 =corresponde a $A_2^0(2, 4)$

Utilizando la ecuación 2.11 se obtiene:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -a_1 \sin \theta_1 - a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \dot{\theta} \quad (2.15)$$

Por último se obtiene las aceleraciones utilizando la ecuación 2.12:

$$\begin{bmatrix} \ddot{x} \\ \ddot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{bmatrix} \dot{\theta} + \begin{bmatrix} -a_1 \sin \theta_1 - a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \ddot{\theta} \quad (2.16)$$

Donde:

$$j_{11} = -a_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) - a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

$$j_{12} = -a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

$$j_{21} = -a_1 \text{sen} \theta_1 (\dot{\theta}_1) - a_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

$$j_{22} = -a_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

2.1.2. Cinemática inversa

El modelo consiste justamente en la relación inversa del modelo cinemático directo, es decir, es la relación entre la posición cartesiana x y la posición articular q [32]:

$$q = f^{-l}(X) \quad (2.17)$$

A diferencia del modelo cinemático anterior, la determinación del modelo cinemático inverso puede resultar complicado, ya que puede tener múltiples soluciones o en el peor de los casos ninguna solución.

Considerando los elementos mostrados en el sistema de la figura 2.3, se determinarán las ecuaciones por el método gráfico para cada una de las coordenadas articulares en función de (x, y) dadas.

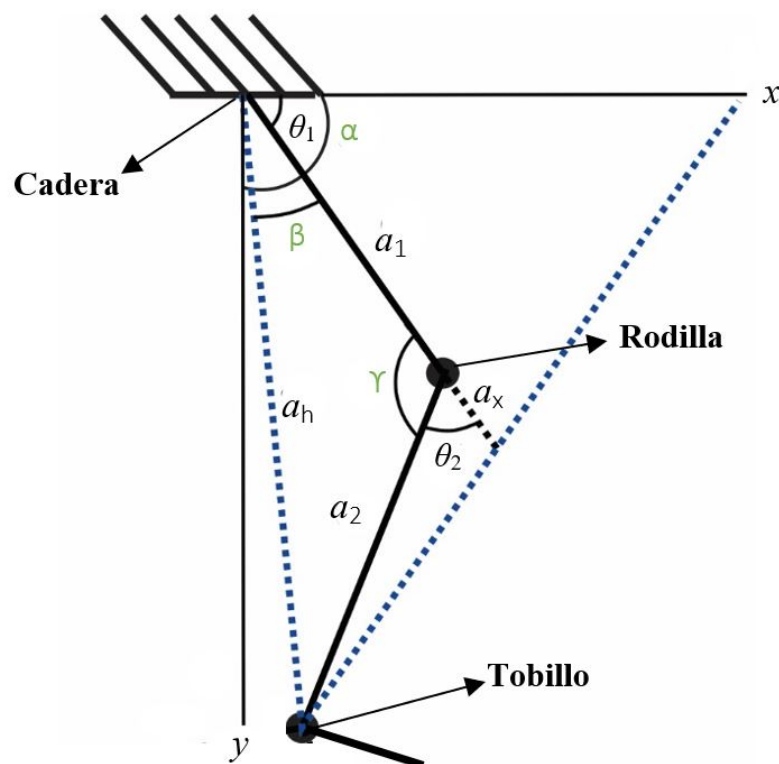


Figura 2.3: Esquemático del exoesqueleto para el análisis cinemático inverso.

Aplicando las funciones trigonométricas, se determina la primera coordenada articular:

$$\tan \alpha = \frac{C.O.}{C.A.} = \frac{y}{x}$$

$$\tan\beta = \frac{C.O.}{a_1 + a_x}$$

Teniendo en cuenta que:

$$\text{sen}\theta_2 = \frac{C.O.}{h} = \frac{C.O.}{a_2} \therefore C.O. = a_2 \text{sen}\theta_2$$

$$\text{cos}\theta_2 = \frac{C.A.}{h} = \frac{C.A.}{a_2} \therefore C.A. = a_2 \text{cos}\theta_2$$

Sustituyendo se obtiene:

$$\tan\beta = \frac{a_2 \text{sen}\theta_2}{a_1 + a_2 \text{cos}\theta_2}$$

$$\theta_1 = \alpha - \beta = \tan^{-1} \frac{y}{x} - \tan^{-1} \frac{a_2 \text{sen}\theta_2}{a_1 + a_2 \text{cos}\theta_2} \quad (2.18)$$

Para obtener la segunda coordenada articular, se aplican funciones trigonométricas y la ley de coseno:

$$\tan\theta_2 = \frac{1}{\cot\theta_2} = \frac{1}{\frac{\text{cos}\theta_2}{\text{sen}\theta_2}} = \frac{\text{sen}\theta_2}{\text{cos}\theta_2}$$

Aplicando ley de coseno:

$$a_h^2 = x^2 + y^2$$

$$a_h^2 = a_1^2 + a_2^2 - 2a_1a_2 \text{cos}\gamma$$

Teniendo en cuenta que:

$$\text{cos}\gamma = \text{cos}(180 - \theta_2) = \text{cos}180\text{cos}\theta_2 + \text{sen}180\text{sen}\theta_2 = -\text{cos}\theta_2$$

Sustituyendo y despejando $-\text{cos}\theta_2$ se obtiene:

$$\text{cos}\gamma = \text{cos}(180 - \theta_2) = -\text{cos}\theta_2 = \frac{a_1^2 + a_2^2 - a_h^2}{2a_1a_2}$$

$$\text{cos}\theta_2 = \frac{a_h^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1a_2}$$

Utilizando la función trigonométrica fundamental se obtiene:

$$\text{sen}^2\theta_2 + \text{cos}^2\theta_2 = 1 \therefore \text{sen}\theta_2 = \pm \sqrt{1 - \text{cos}^2\theta_2}$$

Sustituyendo se obtiene:

$$\tan\theta_2 = \frac{\text{sen}\theta_2}{\text{cos}\theta_2} \therefore \theta_2 = \tan^{-1} \frac{\text{sen}\theta_2}{\text{cos}\theta_2} \quad (2.19)$$

Donde:

$$\text{sen}\theta_2 = \sqrt{1 + \text{cos}^2\theta_2}$$

$$\text{cos}\theta_2 = \frac{a_h^2 - a_1^2 - a_2^2}{2a_1a_2}$$

2.1.3. Comportamiento de la cinemática

Utilizando el toolbox de robotica de Peter I. Corke [35], se comprueba la cinemática de la estructura, además de simular el comportamiento de la marcha a partir de los cálculos realizados y los parámetros de la marcha humana mostrados en el apéndice A. Como se logra apreciar en la figura 2.4, se presenta de manera gráfica el comportamiento de un ciclo de la marcha humana en la articulación de la cadera, se observa que cumple aproximadamente con el porcentaje de 60 % de fase de apoyo y 40 % de fase de balanceo. Adicionalmente, se puede apreciar que los valores de los ángulos de flexión, tienden a visualizarse como pendientes positivas, por lo que la flexión en esta articulación se encuentra aproximadamente en el rango de -18° a 30° , por otro lado, la extensión tiende a visualizarse como pendientes negativas, en este caso se observa que la extensión en esta articulación se encuentra en el rango de 30° a -18° , por lo que los resultados obtenidos son similares a los presentados en la sección 2 del análisis de la marcha. Por último, el tiempo obtenido por un ciclo de marcha para esta articulación es de 0.9 segundos, el cual es un valor muy similar al presentado en otros artículos relacionados a la marcha humana [36–38].

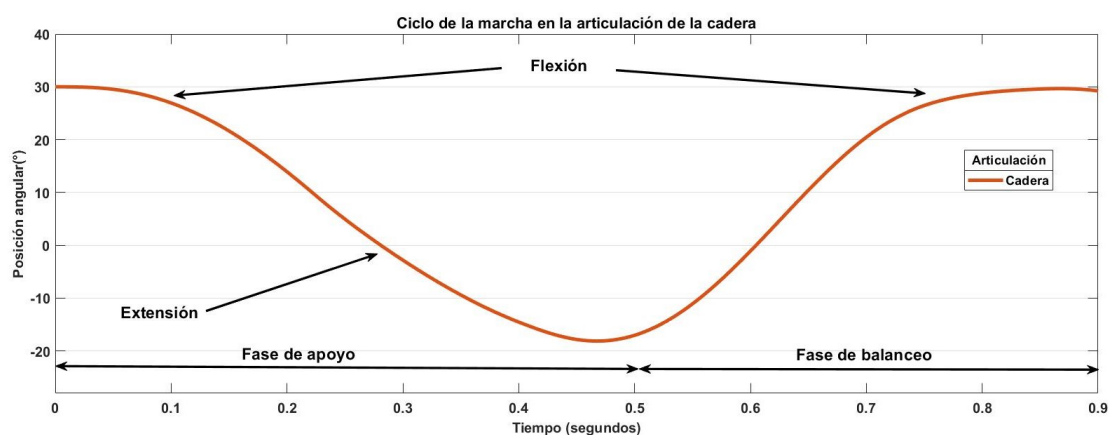


Figura 2.4: Ciclo de la marcha en articulación de la cadera.

En el caso de la articulación de la rodilla, su comportamiento en un ciclo de la marcha

humana se muestra en la figura 2.5, de la misma manera se cumple aproximadamente con el porcentaje de 60 % de fase de apoyo y 40 % de fase de balanceo, los ángulos de flexión tienden a visualizarse como pendientes positivas, por lo que la flexión en esta articulación se encuentran aproximadamente en los rangos de 0° a 18° y de 5° a 55° , en el caso de la extensión tiende a visualizarse como pendientes negativas, en este caso se observa que la extensión en esta articulación se encuentra en los rangos de 18° a 5° y de 55° a 0° , por lo que de manera similar los resultados obtenidos se aproximan a los ángulos presentados en la sección 2. Para esta articulación el tiempo obtenido para un ciclo de marcha es de 1.1 segundos, similar a lo reportado previamente [36–38].

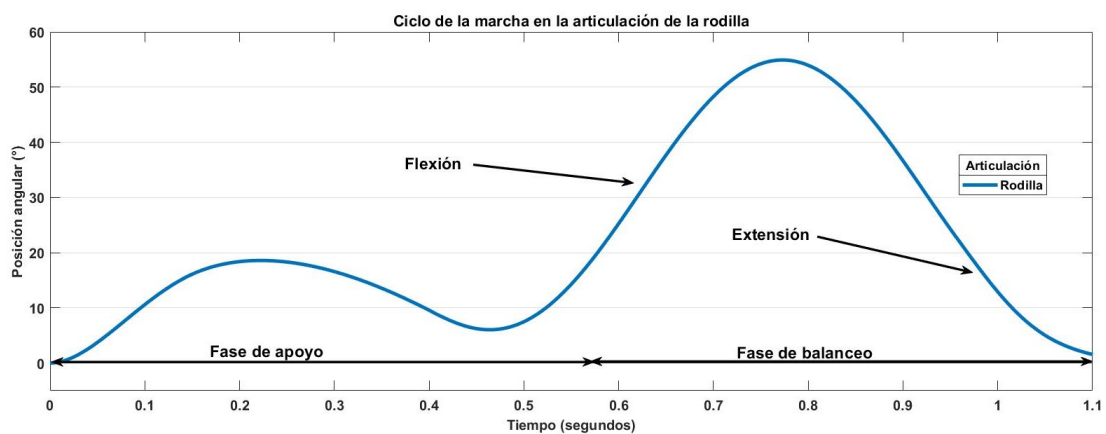


Figura 2.5: Ciclo de la marcha en articulación de la rodilla.

Por último, se realizó una simulación de la marcha humana por un periodo de 12 segundos, obteniendo los resultados mostrados en la figura 2.6 y en la figura 2.7, en ambas gráficas se puede apreciar que se obtuvieron 12 ciclos de la marcha aproximadamente, en otras palabras, se realizaron 24 pasos en 12 segundos, teniendo en cuenta que una persona realiza una caminata promedio de 100 pasos por minuto, independientemente de si es hombre o mujer [39]. Además se puede observar que cada ciclo cumple aproximadamente con el porcentaje de 60 % de fase de apoyo y 40 % de fase de balanceo, a su vez se aprecia que el comportamiento en ambas articulaciones en el proceso de la marcha tiende a ser como la de una función seno, en otras palabras de manera cíclica. Cabe mencionar que los resultados obtenidos en esta simulación se propuso una trayectoria bajo condiciones ideales, tomando en cuenta los ángulos máximos que puede tener una persona aparentemente sana en el ciclo de la marcha.

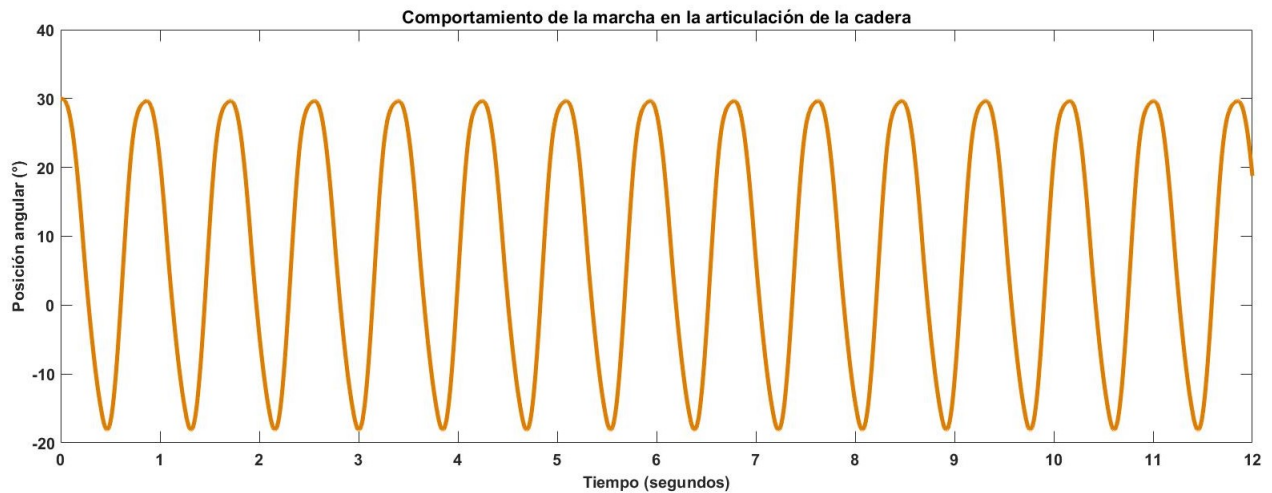


Figura 2.6: Comportamiento de la marcha en articulación de la cadera.

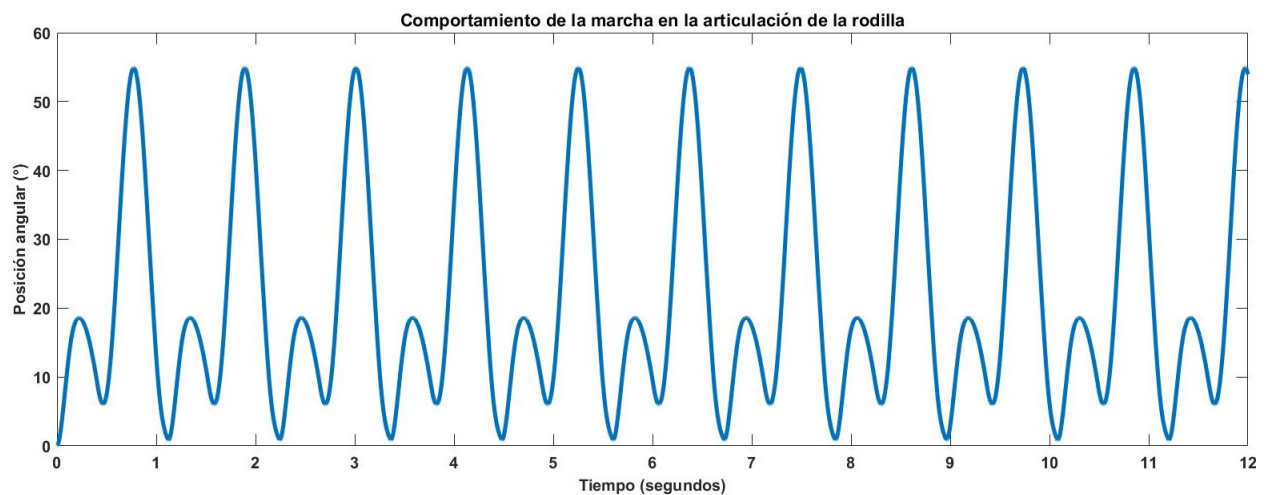


Figura 2.7: Comportamiento de la marcha en articulación de la rodilla.

2.2. Dinámica

Hay diversas formas de realizar el análisis dinámico de un robot, pero el método que se utilizará para llegar a la solución es el de Euler-Lagrange. Este método considera la energía del sistema, lo cual simplificará el trabajo. Por lo tanto, las ecuaciones de movimiento que gobiernan a un robot rígido de n grados de libertad están determinadas por [34]:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta} = \tau \quad (2.20)$$

Donde:

$L(q, \dot{q})$ es el lagrangiano del sistema y definido por:

$$L(\theta(t), \dot{\theta}(t)) = K(\theta(t), \dot{\theta}(t)) - U(\theta(t)) \quad (2.21)$$

Siendo $K(q(t), \dot{q}(t))$ la energía cinética y $U(q(t))$ la energía potencial de un robot rígido de n grados de libertad.

$$K_i(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_i V_i^2 + \frac{1}{2}I_i \dot{\theta}_i^2 \quad (2.22)$$

$$U_i(\theta) = m_i g h_i \quad (2.23)$$

Donde:

m_i = masa del eslabón i .

V_i = velocidad del centro de masa del eslabón i .

I_i = momento de inercia del centro de masa del eslabón i .

h_i = altura del centro de masa del eslabón i con respecto al marco base.

g = gravedad de la tierra.

Estas ecuaciones al obtenerlas dependerán de las variables articulares θ , $\dot{\theta}$ y $\ddot{\theta}$, lo que resulta conveniente para el control del robot escribirlas de la siguiente manera:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) + F(\dot{\theta}) = \tau \quad (2.24)$$

Donde:

M = matriz de inercias.

C = matriz de aceleraciones de Coriolis.

G = matriz de componentes gravitacionales.

F = matriz de fricción viscosa.

$\ddot{\theta}, \dot{\theta}$ y τ = vectores de $n \times 1$ con las aceleraciones, velocidades y entradas articulares.

Partiendo de los elementos mostrados en el sistema de la figura 2.8, se determinarán las ecuaciones de la energía cinética y la energía potencial de cada eslabón, recordando que el eslabón que representa el tobillo se desprecia para este análisis.

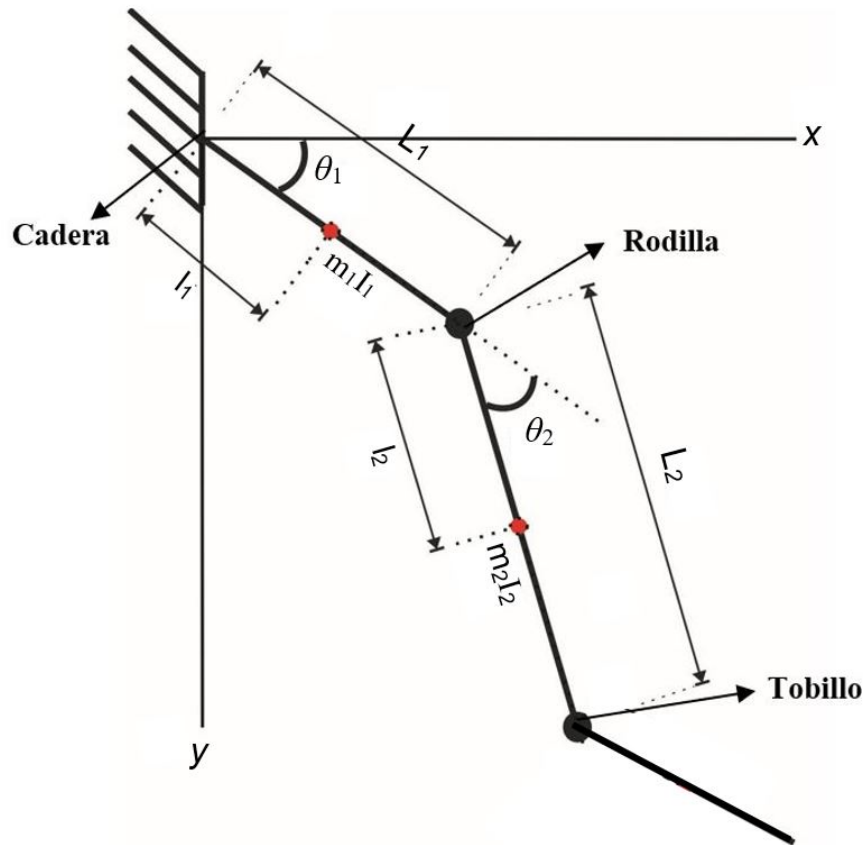


Figura 2.8: Esquemático del exoesqueleto para el análisis dinámico.

Para el caso del exoesqueleto de dos grados de libertad, la energía cinética y potencial de los eslabones están determinadas por:

$$K(\theta, \dot{\theta}) = K_1(\theta, \dot{\theta}) + K_2(\theta, \dot{\theta}) \quad (2.25)$$

$$U(\theta) = U_1(\theta) + U_2(\theta) \quad (2.26)$$

De acuerdo a la ecuación 2.25, la energía cinética asociada al sistema está determinada por:

$$K(\theta, \dot{\theta}) = \left[\frac{1}{2} m_1 V_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \right] + \left[\frac{1}{2} m_2 V_2^2 + \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \right] \quad (2.27)$$

Para obtener la velocidad de los centros de masa de cada eslabón, se obtienen las coordenadas del centro de masa del eslabón 1 en el plano x - y son:

$$x_1 = l_1 \sin \theta_1 \quad (2.28)$$

$$y_1 = -l_1 \cos \theta_1 \quad (2.29)$$

Para el eslabón 2 las coordenadas en el plano $x-y$ son:

$$x_2 = L_1 \text{sen}\theta_1 + l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) \quad (2.30)$$

$$y_2 = -(L_1 \text{cos}\theta_1 + l_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2)) \quad (2.31)$$

Donde:

L_1 = longitud del eslabón de cadera-rodilla.

L_2 = longitud del eslabón de rodilla-tobillo.

l_1 = longitud del centro de masa del eslabón de cadera-rodilla.

l_2 = longitud del centro de masa del eslabón de rodilla-tobillo.

Para obtener el vector velocidad de los eslabones se derivan las ecuaciones 2.28, 2.29, 2.30, 2.31 obteniendo:

$$V_1 = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{y}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \text{cos}\theta_1(\dot{\theta}_1) \\ l_1 \text{sen}\theta_1(\dot{\theta}_1) \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

$$V_2 = \begin{bmatrix} \dot{x}_2 \\ \dot{y}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \text{cos}\theta_1(\dot{\theta}_1) + l_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ L_1 \text{sen}\theta_1(\dot{\theta}_1) + l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \end{bmatrix} \quad (2.33)$$

La velocidad al cuadrado del eslabón 1 se obtiene de multiplicar la traspuesta del vector de velocidad por el vector de velocidad ($V_i^2 = V_i^T * V_i$), por lo tanto, la velocidad del primer eslabón es:

$$V_1^2 = \begin{bmatrix} l_1 \text{cos}\theta_1(\dot{\theta}_1) & l_1 \text{sen}\theta_1(\dot{\theta}_1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_1 \text{cos}\theta_1(\dot{\theta}_1) \\ l_1 \text{sen}\theta_1(\dot{\theta}_1) \end{bmatrix}$$

$$V_1^2 = l_1^2 \text{cos}^2\theta_1(\dot{\theta}_1)^2 + l_1^2 \text{sen}^2\theta_1(\dot{\theta}_1)^2 = l_1^2 \dot{\theta}_1^2 \quad (2.34)$$

De la misma forma se obtiene la velocidad al cuadrado del segundo eslabón, teniendo:

$$V_2^2 = \begin{bmatrix} v_{11} & v_{12} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_2 \text{cos}\theta_1(\dot{\theta}_1) + l_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ L_2 \text{sen}\theta_1(\dot{\theta}_1) + l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \end{bmatrix}$$

Donde:

$$v_{11} = L_2 \text{cos}\theta_1(\dot{\theta}_1) + l_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

$$v_{12} = L_2 \text{sen}\theta_1(\dot{\theta}_1) + l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

$$\begin{aligned}
 V_2^2 = & L_1^2 \cos^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + 2L_1 l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) + \\
 & l_2^2 \cos^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + L_1^2 \sin^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + 2L_1 l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\
 & (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2^2 \sin^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2
 \end{aligned} \quad (2.35)$$

Factorizando y reordenando la ecuación 2.35 se obtiene:

$$\begin{aligned}
 V_2^2 = & L_1^2 \dot{\theta}_1^2 [\cos^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_1] + 2L_1 l_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) (\dot{\theta}_1) (\cos(\theta_1 + \theta_2) \cos \theta_1 + \\
 & \sin(\theta_1 + \theta_2) \sin \theta_1) + l_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 [\cos^2(\theta_1 + \theta_2) + \sin^2(\theta_1 + \theta_2)]
 \end{aligned} \quad (2.36)$$

Utilizando las identidades trigonométricas mostradas en la tabla 2.3 se reduce la ecuación 2.36, obteniendo:

Tabla 2.3: Identidades trigonométricas utilizadas.

| | Identidad Trigonométrica |
|---|--|
| 1 | $\cos^2 \theta + \sin^2 \theta = 1$ |
| 2 | $\cos(\theta_1 + \theta_2) \cos \theta_1 + \sin(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1) = \cos \theta_2$ |

$$V_2^2 = L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + 2L_1 l_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1) \cos \theta_2 + l_2^2 (\dot{\theta}_1^2 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) \quad (2.37)$$

De esta manera, las energías cinemáticas asociadas a cada eslabón del exoesqueleto están determinadas por:

$$K_1(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2} m_1 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (2.38)$$

$$K_2(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2} m_2 [L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + l_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + 2L_1 l_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \cos \theta_2] + \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \quad (2.39)$$

La energía potencial asociado a los eslabones de la figura 2.8, con respecto a la ecuación 2.26, están determinadas por:

$$U_1(\theta) = m_1 l_1 g \sin \theta_1 \quad (2.40)$$

$$U_2(\theta) = m_2 g [L_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)] \quad (2.41)$$

Ahora, se obtendrán las ecuaciones de Euler-Lagrange para el sistema. Primero se resuelve las ecuaciones diferenciales de la energía cinética (ecuación 2.38) y la energía

potencial (ecuación 2.40) del eslabón 1, obteniendo:

Energía cinemática:

$$K_1(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_1l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2$$

$$\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_1} = (m_1l_1^2 + I_1)\dot{\theta}_1 \quad (2.42)$$

$$\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_2} = 0, \quad \frac{\partial K_1}{\partial \theta_1} = 0, \quad \frac{\partial K_1}{\partial \theta_2} = 0$$

Energía potencial:

$$U_1(\theta) = m_1l_1g\text{sen}\theta_1$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial \theta_1} = m_1gl_1\text{cos}\theta_1 \quad (2.43)$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial \theta_2} = 0$$

Para el segundo eslabón de la misma forma se resuelven las ecuaciones diferenciales de la energía cinética (ecuación 2.39) y la energía potencial (ecuación 2.41) obteniendo:

Energía cinemática:

$$K_2(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_2[L_1^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + 2L_1l_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2)\text{cos}\theta_2] + \frac{1}{2}I_2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_1} = (m_2L_1^2 + 2m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_1 + (m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_2 \quad (2.44)$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_2} = (m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_1 + (m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_2 \quad (2.45)$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \theta_1} = 0$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \theta_2} = -m_2L_1l_2\text{sen}\theta_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2) \quad (2.46)$$

Energía potencial:

$$U_2(\theta) = m_2g[L_1\text{sen}\theta_1 + l_2\text{sen}(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$\frac{\partial U_2}{\partial \theta_1} = m_2g[L_1\text{cos}\theta_1 + l_2\text{cos}(\theta_1 + \theta_2)] \quad (2.47)$$

$$\frac{\partial U_2}{\partial \theta_2} = m_2gl_2\text{cos}(\theta_1 + \theta_2) \quad (2.48)$$

Reemplazando estas derivadas parciales en la ecuación 2.20 de Euler-Lagrange y resolviendo la $\frac{d}{dt}$ para θ_1 se obtiene:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_1} + \frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial K_1}{\partial \theta_1} - \frac{\partial K_2}{\partial \theta_1} + \frac{\partial U_1}{\partial \theta_1} + \frac{\partial U_2}{\partial \theta_1} = \tau_1$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} ((m_1l_1^2 + I_1)\dot{\theta}_1 + (m_2L_1^2 + 2m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_1 + (m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + \\ m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_2) - 0 - 0 + m_1gl_1\text{cos}\theta_1 + m_2g(L_1\text{cos}\theta_1 + l_2\text{cos}(\theta_1 + \theta_2)) = \tau_1 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} (m_1l_1^2 + I_1)\ddot{\theta}_1 + (m_2L_1^2 + 2m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_1 + (-2m_2L_1l_2\text{sen}\theta_2(\dot{\theta}_2))\dot{\theta}_1 + \\ (m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_2 + (-m_2L_1l_2\text{sen}\theta_2(\dot{\theta}_2))\dot{\theta}_2 + m_1gl_1\text{cos}\theta_1 + m_2gL_1\text{cos}\theta_1 + \\ m_2gl_2\text{cos}(\theta_1 + \theta_2) = \tau_1 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} (m_1l_1^2 + m_2L_1^2 + 2m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_1 + I_2)\ddot{\theta}_1 + (-2m_2L_1l_2\text{sen}\theta_2(\dot{\theta}_2))\dot{\theta}_1 + \\ (m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_2 + (-m_2L_1l_2\text{sen}\theta_2(\dot{\theta}_2))\dot{\theta}_2 + (m_1l_1\text{cos}\theta_1 + m_2L_1\text{cos}\theta_1 + \\ m_2l_2\text{cos}(\theta_1 + \theta_2))g = \tau_1 \end{aligned} \quad (2.49)$$

Realizando el proceso anterior y resolviendo la $\frac{d}{dt}$ para θ_2 se obtiene:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_2} + \frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial K_1}{\partial \theta_2} - \frac{\partial K_2}{\partial \theta_2} + \frac{\partial U_1}{\partial \theta_2} + \frac{\partial U_2}{\partial \theta_2} = \tau_2$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(0 + (m_2L_1l_2\text{cos}\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_1 + (m_2l_2^2 + I_2)\dot{\theta}_2 \right) - 0 - \\ (-m_2L_1l_2\text{sen}\theta_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2)) + 0 + m_2gl_2\text{cos}(\theta_1 + \theta_2) = \tau_2 \end{aligned}$$

$$(m_2L_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_1 + (-m_2L_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2))\dot{\theta}_1 + (m_2l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_2 + m_2L_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2) + m_2gl_2\cos(\theta_1 + \theta_2) = \tau_2$$

$$(m_2L_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_1 + (m_2l_2^2 + I_2)\ddot{\theta}_2 + (m_2L_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_1))\dot{\theta}_1 + (m_2l_2\cos(\theta_1 + \theta_2))g = \tau_2 \quad (2.50)$$

Se sustituyen las expresiones anteriores en la ecuación matricial 2.24, obteniendo:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) + F(\dot{\theta}) = \tau$$

$$M = \begin{bmatrix} m_1l_1^2 + m_2(L_1^2 + 2L_1l_2\cos\theta_2 + l_2^2) + I_1 + I_2 & m_2(L_1l_2\cos\theta_2 + l_2^2) + I_2 \\ m_2(L_1l_2\cos\theta_2 + l_2^2) + I_2 & m_2l_2^2 + I_2 \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} -2m_2L_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2) & -m_2L_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2) \\ m_2L_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_1) & 0 \end{bmatrix}$$

$$G = g \begin{bmatrix} \cos\theta_1(m_1l_1 + m_2L_1) + m_2l_2\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ m_2l_2\cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

$$F = \begin{bmatrix} b_1\dot{\theta}_1 \\ b_2\dot{\theta}_2 \end{bmatrix}$$

$$\ddot{\theta} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix}, \dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix}, \tau = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix}$$

2.2.1. Comportamiento de la dinámica

Para validar el comportamiento de la dinámica de la estructura se realizó una función en Matlab®, con las matrices obtenidas anteriormente. En las figuras 2.9, 2.10 se presenta de manera gráfica el comportamiento de la velocidad de la marcha humana durante 12 segundos en las articulaciones de la cadera y rodilla, se observa que las 2 articulaciones comienzan con una velocidad angular de 0 deg/s. Así mismo, se puede apreciar que en la fase de balanceo es donde se presenta un mayor incremento de velocidad en las articulaciones, debido a que la pierna se encuentra suspendida del suelo y en movimiento, teniendo como resultado un incremento de velocidad durante esta fase. Es importante mencionar que una flexión tiende a tener valores de velocidad positivos mientras que la extensión tiene a tener valores de velocidad negativos. Además, se puede observar que la velocidad angular mínima obtenida para las 2 articulaciones es de 0 deg/s y la velocidad angular máxima alcanzada para la articulación de la cadera es de 150 deg/s y para el caso de la rodilla la velocidad angular máxima es de 170 deg/s.

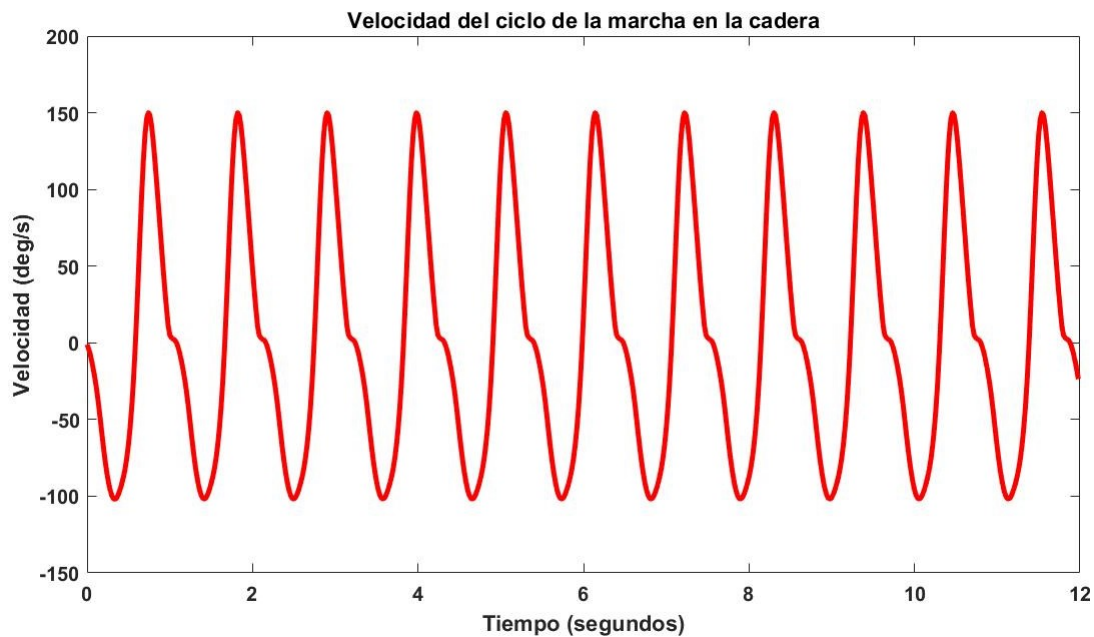


Figura 2.9: Velocidad del ciclo de la marcha en la articulación de la cadera.

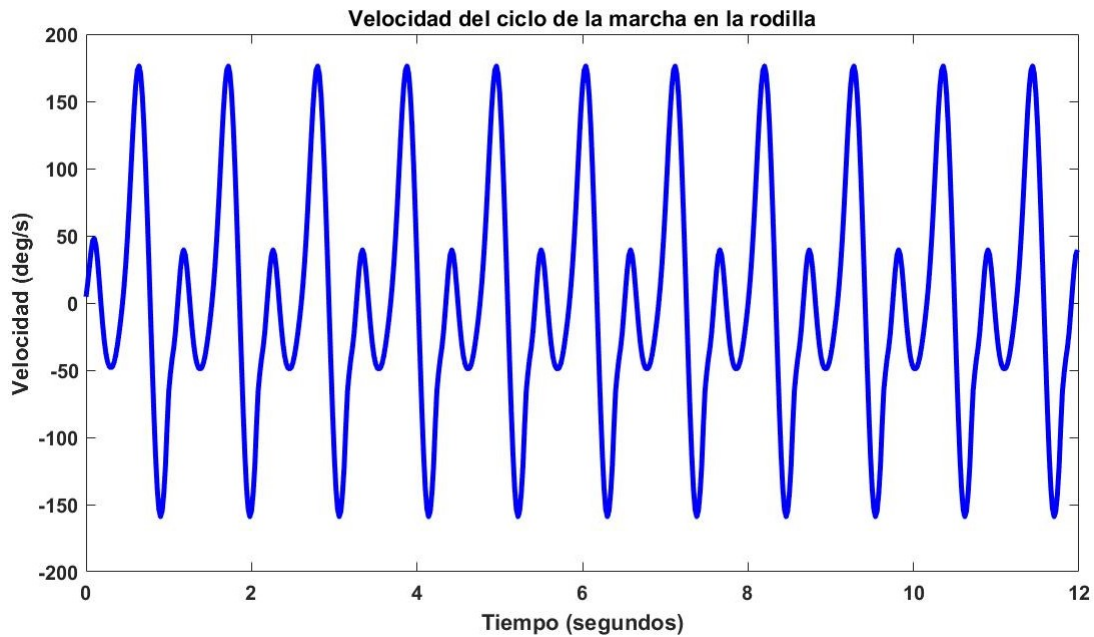


Figura 2.10: Velocidad del ciclo de la marcha en la articulación de la rodilla.

Por último, en las figuras 2.11 y 2.12 se puede apreciar de manera gráfica el comportamiento de las aceleraciones presentes en la marcha humana durante 12 segundos en las articulaciones de la cadera y rodilla, de manera similar que en el análisis de velocidad, la aceleración en las articulaciones tiende a incrementar en la fase de balanceo, debido a que la pierna se encuentra suspendida del suelo y en movimiento, teniendo como resultado aceleraciones elevadas en esta fase. Por otro lado, se observa que la flexión tiende a tener aceleraciones positivas y la extensión tiende a tener aceleraciones negativas, por lo que la aceleración angular mínima registrada para la articulación de la cadera es de 7 deg/s^2 y para la articulación de la rodilla es de -2 deg/s^2 , así mismo la aceleración angular máxima alcanzada para la articulación de la cadera es de 15 deg/s^2 y para el caso de la rodilla la aceleración angular máxima es de 17 deg/s^2 . Cabe mencionar que la aceleración de las articulaciones se ve afectada por la aceleración de gravedad, por tal motivo no todas las articulaciones comienzan en 0 deg/s^2 .

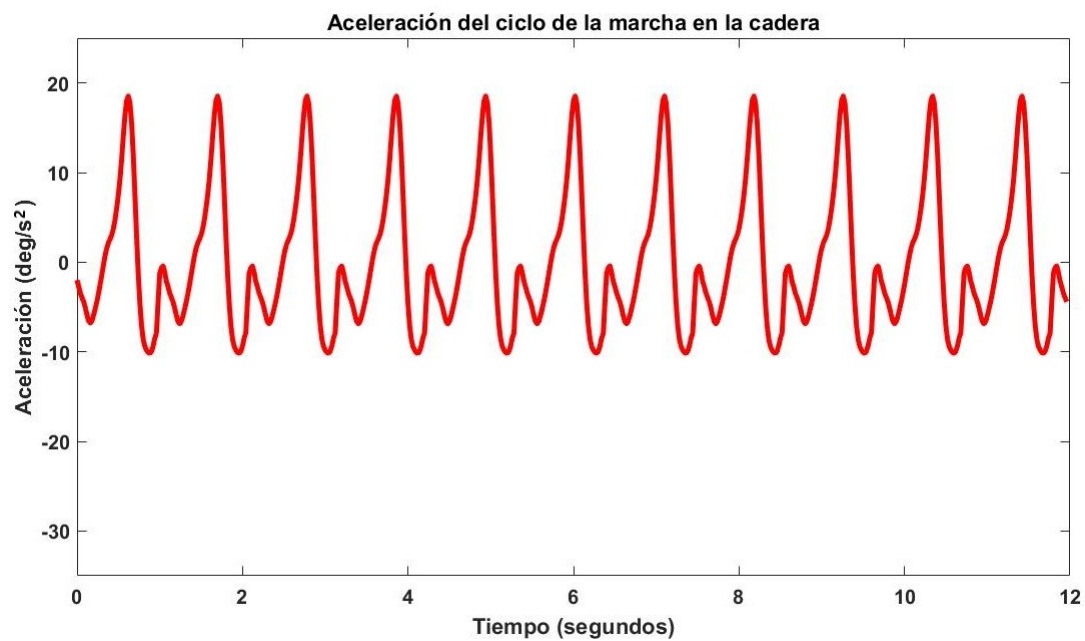


Figura 2.11: Aceleración del ciclo de la marcha en la articulación de la cadera.

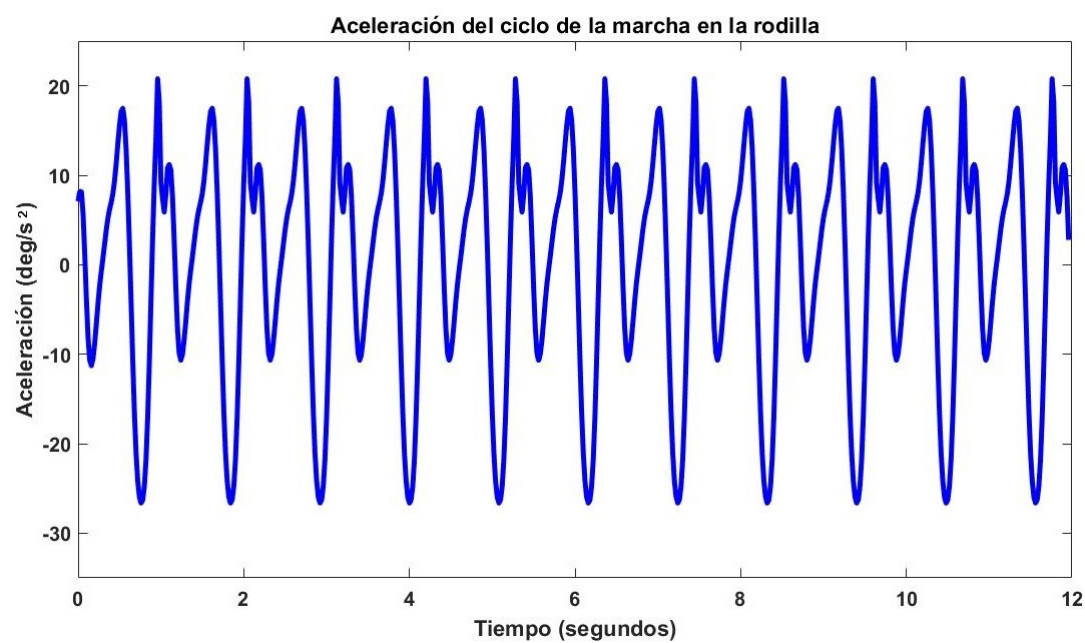


Figura 2.12: Aceleración del ciclo de la marcha en la articulación de la rodilla.

Capítulo 3

Desarrollo experimental

Partiendo de la investigación realizada sobre los diferentes exoesqueletos que ofrece el mercado, además de los resultados obtenidos en las tesis [30] y [31], se presenta las especificaciones de la estructura con la que se trabajará, así como la selección y caracterización de la instrumentación implementada.

3.1. Especificaciones de la estructura mecánica

La estructura presentada a continuación es una estructura con 3 GDL y está construida con materiales que permiten soportar la rehabilitación motriz de miembros inferiores en adultos con una altura de 1.60 m a 1.90 m y con un peso de hasta 100 kg. Los materiales con los que está construida son[31]:

- Aluminio 6061 utilizado en las articulaciones de la estructura, el cual cuenta con un módulo elástico de $70,000 \text{ N/mm}^2$ y densidad de $2,700 \text{ kg/mm}^3$.
- Aluminio 6063 utilizado para los perfiles tubulares que van a unir las articulaciones, cuenta con un módulo elástico de $69,500 \text{ N/mm}^2$ y densidad de $27,000 \text{ kg/mm}^3$.
- Acero Inoxidable 304 para el respaldo y unión de la estructura de los perfiles de aluminio con un módulo elástico de $187,500 \text{ N/mm}^2$ y densidad de $7,930 \text{ kg/mm}^3$.

Cada articulación cuenta con un rodamiento rígido de bolas de la marca SKF modelo 51105, el cual permite reducir el esfuerzo de los motores para mover cada articulación, dado que reduce la fricción entre los componentes del sistema mecánico [31].

Los actuadores están ubicados tomando en cuenta las siguientes articulaciones:

- Coxofemoral: cadera
- Femoropatelar: rodilla

- Tibio-Peroneo-Astragalina: tobillo

El espacio que ocupa la estructura es de 126 cm a 156 cm de alto, esta altura varía de acuerdo a la estatura del paciente, permitiendo una fácil adaptación con el mismo, además cuenta con un frente de 86 cm y una profundidad de 48 cm [31].

En la figura 3.1a y 3.1b se presenta una vista frontal y una vista isométrica de la estructura descrita anteriormente.

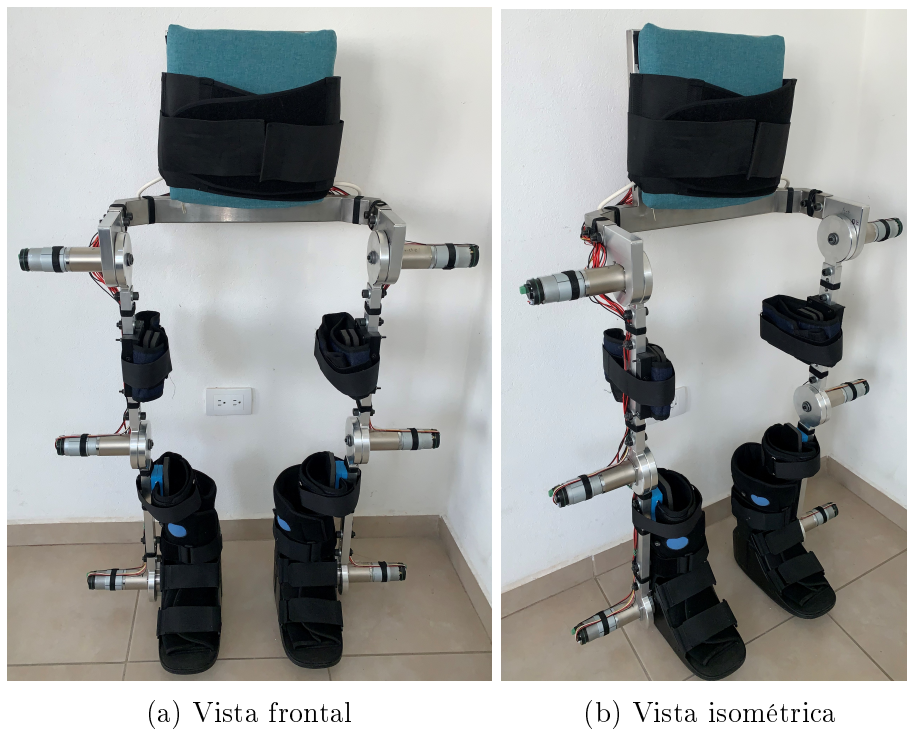


Figura 3.1: Vistas de la estructura mecánica [31].

3.2. Parámetros de entrada y salida del sistema de control

Es importante definir los parámetros de entrada y de salida de un sistema de control, esto permite tener una idea clara de lo que el sistema de control necesita capturar a la entrada, procesar esa información y obtener los parámetros de salida deseados. En este caso, como parámetros de entrada se tendrán las señales emitidas por los sensores al detectar indicadores externos, tales como el movimiento, velocidad, aceleración, entre otros y como parámetros de salida se obtendrá el movimiento de los actuadores. En la figura 3.2, se muestra un diagrama de bloques de esto.

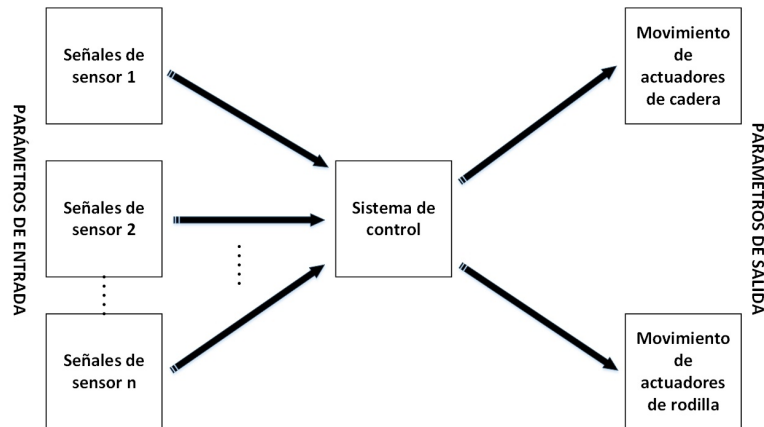


Figura 3.2: Parámetros de entrada y salida del sistema de control.


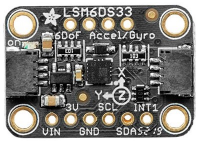
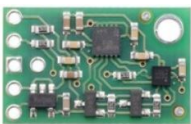
3.3. Instrumentación

En esta sección se explicará de forma breve las características de la instrumentación propuesta para el exoesqueleto, además de una comparación general con otros dispositivos similares en el mercado.

3.3.1. Unidad de Medición Inercial (IMU)

Para este proyecto de tesis se busca conocer la posición angular de cada articulación, con la finalidad de limitar el giro de los actuadores y evitar daños en el paciente, por lo que se propusieron los sensores de Unidad de Medición Inercial (IMU), en la tabla 3.1 se aprecian algunos de los sensores propuestos para el desarrollo de este tema de tesis.

Tabla 3.1: Cuadro comparativo de IMUs disponibles comercialmente.

| Módulo | Componentes | Rango | Dimensiones | Otras características |
|---|---|--|-----------------|--|
|  MPU6050 [30] | <ul style="list-style-type: none"> - Acelerómetro - Giroscopio | <ul style="list-style-type: none"> - Acelerómetro: $\pm 2, 4, 8$ o 16 g. - Giroscopio: $\pm 250, 500, 1000$ o 2000 dps. | 2.1 cm x 1.6 cm | <ul style="list-style-type: none"> - Comunicación I²C. - Resolución de 16 bits en cada eje (X, Y, y Z). - Voltaje de alimentación 2.4 V - 3.5 V. - 6 DOF. |
|  Adafruit LSM6DS33 [40] | <ul style="list-style-type: none"> - Acelerómetro - Giroscopio | <ul style="list-style-type: none"> - Acelerómetro: $\pm 2, 4, 8, 16$ g. - Giroscopio: $\pm 125, 245, 500, 1000$ o 2000 dps. | 2 cm x 1.4 cm | <ul style="list-style-type: none"> - Comunicación I²C. - Resolución de 16 bits en cada eje (X, Y y Z). - Voltaje de alimentación 2.5 V - 3.3 V. - 6 DOF. |
|  MinIMU-9 v5 [41] | <ul style="list-style-type: none"> - Acelerómetro - Giroscopio (LSM6DS33) - Magnetómetro (LIS3MDL) | <ul style="list-style-type: none"> - Acelerómetro: $\pm 2, 4, 8, 16$ g. - Giroscopio: $\pm 125, 245, 500, 1000$ o 2000 dps. - Magnetómetro: $\pm 4, 8, 12$ o 16 gauss. | 2 cm x 1.27 cm | <ul style="list-style-type: none"> - Comunicación I²C. - Resolución de 16 bits en cada eje (X, Y y Z). - Voltaje de alimentación 2.5 V - 3.3 V. - 9 DOF. |

Partiendo de la información presentada en la tabla anterior y de la necesidad de obtener mediciones de posición, velocidad y aceleración, lo más precisas posibles, se propone utilizar el módulo MinIMU-9 V5, el cual permite obtener las lecturas mencionadas anteriormente de manera precisa, esto gracias a los dos sensores incorporados (acelerómetro y magnetómetro) que, al trabajar en conjunto proporcionan una mayor sensibilidad y exactitud en las mediciones, todo esto en una placa de dimensiones reducidas, bajo consumo de energía y precio asequible.

3.3.2. Etapa de potencia

Para controlar los actuadores es indispensable utilizar una etapa de potencia que permita suministrar el voltaje y la corriente adecuados para activarlos. El sistema requiere controlar el sentido de giro y la velocidad del actuador durante el ciclo de la marcha ya que debe permitir adaptarse a las condiciones de cada paciente, por tal motivo se propone utilizar el módulo de alta potencia de la marca Pololu modelo 24v21 [42], gracias a que cuenta con las características de voltaje y corriente adecuadas, y permite controlar la velocidad y sentido de giro del actuador propuesto más adelante. En la figura 3.3 se presenta el driver seleccionado, el cual cuenta con las siguientes características:

- Voltaje de operación: 6.5 V to 40 V.
- Corriente de salida: 21 A continuos.
- Frecuencia (PWM): 100 kHz.
- Tamaño: 3.3 cm x 2.03 cm.
- Peso: 5 g.







Figura 3.3: Driver Pololu 24v21 [42].

3.3.3. Microcontrolador

Para la selección del microcontrolador se revisaron algunas tarjetas que ya cuentan con un módulo Wi-Fi, en la tabla 3.2 se presenta una comparación de algunas tarjetas que se encuentran disponibles comercialmente.

Tabla 3.2: Cuadro comparativo de algunas tarjetas disponibles comercialmente.

| Tarjeta | CPU | Medidas | Otras características |
|---|---|----------------------------|--|
|  (Microchip) | ARM Cortex M0+ 32 bits, basado en SAMD21 | 33.8 mm x 14.9 mm (módulo) | <ul style="list-style-type: none"> -Wi-Fi ATWINC1500 de banda única de 2,4 GHz. -Memoria flash de 256 KB y memoria RAM de 32 KB. -Voltaje de operación de 2.7-3.5V. |
|  (Arduino) | ARM Cortex M0+ 32 bits, basado en SAMD21 | 61.5 mm x 25 mm | <ul style="list-style-type: none"> -Wi-Fi WINC1500 de bajo consumo de 2,4 GHz. -Memoria flash de 256 KB y memoria RAM de 32 KB. -Voltaje de operación de 5V. |
|  (Espressif) | Tensilica de 32 bits Xtensa LX106 | 49 mm x 24.5 mm | <ul style="list-style-type: none"> -Wi-Fi ESP-12 de bajo consumo de 2,4 GHz. -Memoria flash de 4 MB y memoria RAM de 64 KB. -Voltaje de operación de 3-3.6V. |
|  (Espressif) | Tensilica de 32 bits Xtensa LX6 Dual-Core | 55 mm x 28 mm | <ul style="list-style-type: none"> -Wi-Fi de bajo consumo de 2,4 - 2.5 GHz. -Memoria flash 16 MB y memoria RAM 520 KB. -Voltaje de operación 2.2-3.6V. |


Partiendo de la información obtenida en la tabla anterior, además de la necesidad de poder controlar el sistema mediante el protocolo de comunicación WiFi entre la etapa de potencia y el software de control desarrollado en LabVIEW[®], asimismo se busca que la tarjeta cuente con el protocolo de comunicación I2C para el control de los sensores IMU's, por tal motivo se propone utilizar la tarjeta NodeMCU ESP32, la cual cuenta con 2 núcleos, esto permite asignar un núcleo exclusivamente para la conexión WiFi y otro para la etapa de control, con la finalidad de evitar que se pierda la conexión con el módem al utilizar interrupciones dentro de la programación de la etapa de control, por otro lado se busca una tarjeta con un tamaño reducido y con un bajo consumo de energía.

3.3.4. Actuador

Dadas las aplicaciones del sistema, se busca un actuador que permitan reproducir el ciclo de la marcha, generando movimientos suaves y precisos, con el objetivo de evitar daños al paciente, además de un torque que permita la movilidad de las extremidades inferiores de una persona, tomando como referencia un caso extremo de una persona de 100 kg de peso y 1.90 m de altura, el torque que esta persona necesita para lograr el movimiento de la extremidad desde la cadera hasta el pie es de aproximadamente 69 Nm, por otro lado el torque necesario para mover la extremidad desde la rodilla hasta el pie es de aproximadamente 48 Nm. Tomando en cuenta lo anterior, en la tabla 3.3 se presenta

la comparativa de algunos actuadores disponibles comercialmente.

Tabla 3.3: Cuadro comparativo de algunos actuadores disponibles comercialmente.

| Actuador | Voltaje de funcionamiento | Corriente máxima | Par máximo | Velocidad máximo | Otras características |
|---|---------------------------|------------------|------------|------------------|---|
|  <p>LACT4P-12V-05</p> | 12 V-DC | 3.5 A | 150 N.m | 4.4 cm/s | <ul style="list-style-type: none"> - Peso : 1.17 kg. - Temperatura máxima: 65°C. -Gear Ratio: 5:1. |
|  <p>FHA-14C-100-US200E</p> | 24 V-DC | 12.3 A | 28 N.m | 60 rpm | <ul style="list-style-type: none"> - Peso: 1.2 kg. - Inductancia: 1.8 mH. - Temperatura máxima: 60 °C. - Gear Ratio: 100:1. |
|  <p>con eje hexagonal de 0.5 in</p> | 12 V-DC | 16.73 A | 160 Nm | 6.4 rpm | <ul style="list-style-type: none"> - Peso: 1.01 kg. - Temperatura máxima: 60 °C. - Gear Ratio: 977:1. |

De acuerdo a las necesidades descritas anteriormente y con la investigación mostrada en la tabla anterior, el actuador que genera los torques necesarios para lograr mover las extremidades inferiores del paciente en conjunto con el peso de la estructura mecánica y lograr reproducir el movimiento del ciclo de la marcha en las articulaciones de interés es el motorreductor PG977, el cual permite generar un torque de hasta 160 Nm, además genera movimientos suaves gracias a su caja de engranes lo que asegura tener un mejor control de velocidad evitando cambios brusco al realizar el ciclo de la marcha.

3.4. Caracterización de la IMU

Para caracterizar este sensor, se desarrolló un programa en la plataforma de Arduino, con el fin de graficar el comportamiento de cada eje (X, Y y Z) del giroscopio, en la figura 3.4 se puede apreciar el comportamiento que tiene cada eje al poner el módulo en la posición inicial indicada por el fabricante.

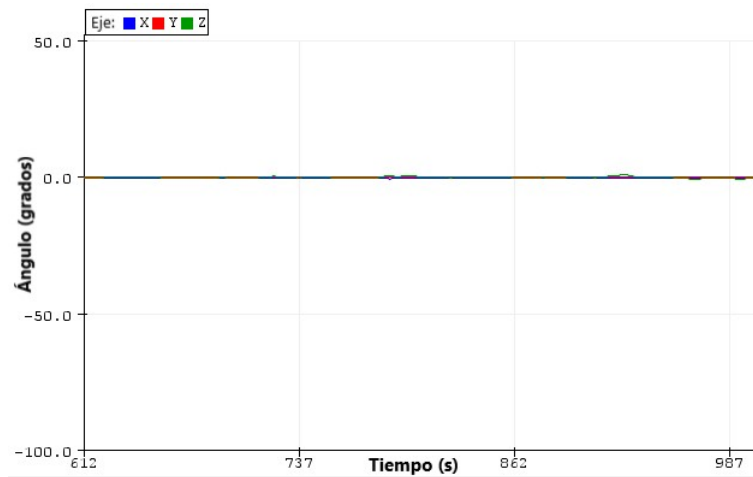


Figura 3.4: Señales obtenidas del giroscopio en reposo.

Se puede observar que los ejes X (señal color azul), Y (señal color rojo) y Z (señal color verde) son aproximadamente 0° , posteriormente se realizó un movimiento sobre el eje X (señal color azul), obteniendo como resultado un ángulo de 90° sobre el mismo eje y un ángulo de -90° en el eje Z (señal color verde), lo antes descrito se muestra en la figura 3.5.

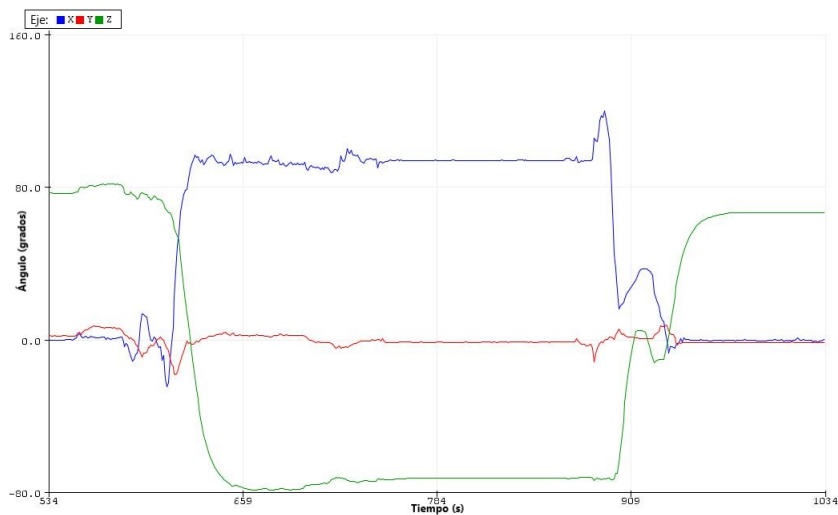


Figura 3.5: Posiciones angulares (grados) obtenidas del giroscopio.

Además se realizaron movimientos al azar, obteniendo los siguientes resultados mostrados en la figura 3.6.

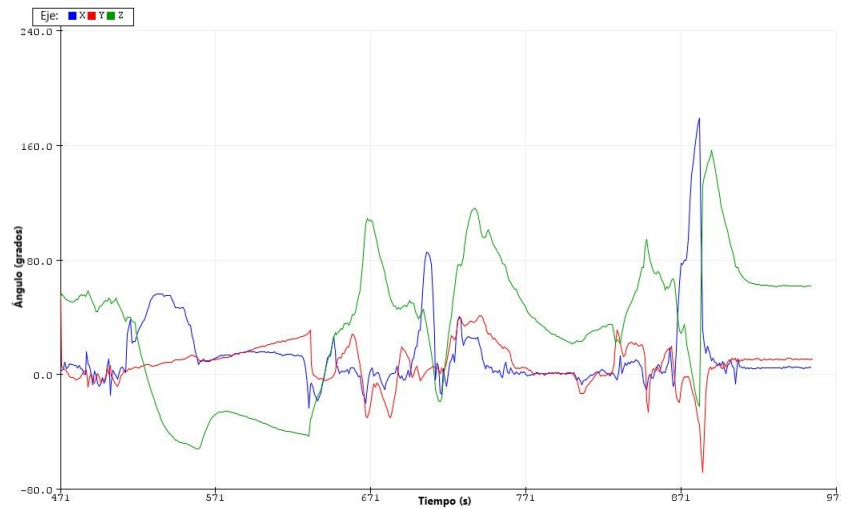


Figura 3.6: Posiciones angulares (grados) obtenidas del giroscopio.

Para obtener la velocidad angular de cada eje se continuó trabajando con el giroscopio, ya que el sensor mide esta lectura sin la necesidad de hacer cálculos complejos, en la figura 3.7 se puede apreciar la velocidad angular registrada en cada eje, obteniendo una lectura máxima de $\pm 245 \text{ deg/s}^2$. Donde el eje X es la señal de color azul, el eje Y es la señal color rojo y el eje Z es la señal color verde.

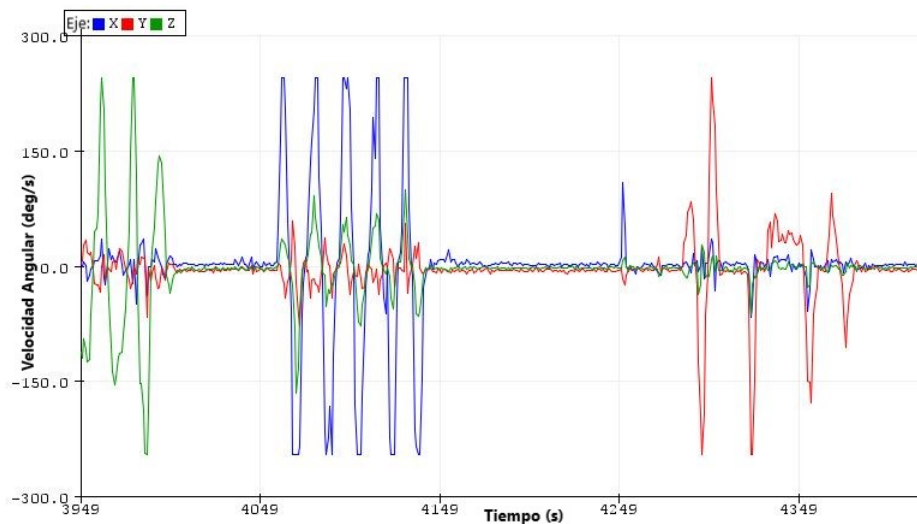


Figura 3.7: Velocidades angulares (deg/s^2) obtenidas del giroscopio.

Posteriormente se realizaron otras mediciones, en donde los movimientos fueron lentos obteniendo distintas mediciones en cada eje, en la figura 3.8 se puede apreciar las mediciones realizadas en cada eje.

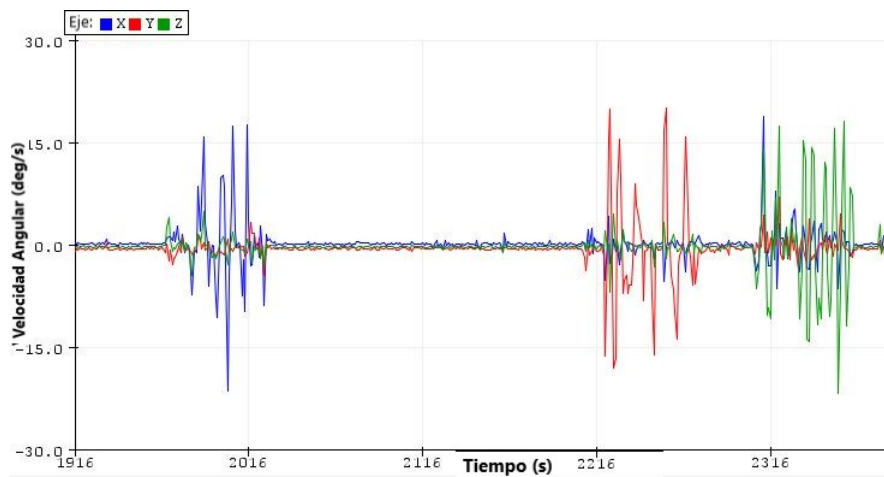


Figura 3.8: Velocidades angulares (deg/s^2) obtenidas del giroscopio.

Por último, se caracterizó el acelerómetro, el cual se ve afectado por la gravedad terrestre, por lo que en este caso al colocarlo en la posición propuesta por el fabricante el eje Z (señal color verde), mostrará una medida de 9.81 m/s^2 (aceleración de la gravedad terrestre), posteriormente se expusieron el eje Y (señal color roja) y el eje X (señal color azul) obteniendo los mismos resultados, las mediciones obtenidas en cada eje se pueden apreciar en la figura 3.9.

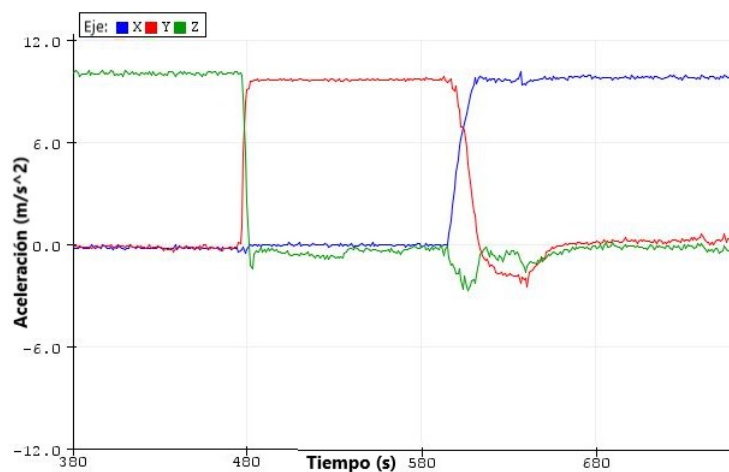
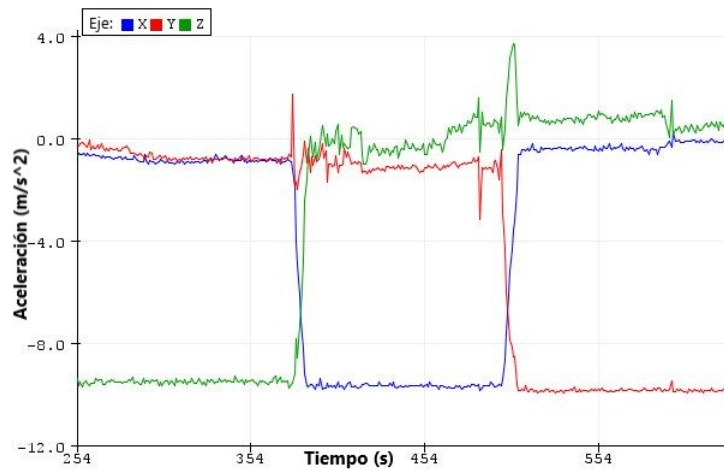


Figura 3.9: Aceleraciones (m/s^2) obtenidas del acelerómetro.

Se realizó el mismo procedimiento ahora de manera opuesta y se obtuvieron mediciones negativas, como se puede apreciar en la figura 3.10.

Figura 3.10: Aceleraciones (m/s^2) obtenidas del acelerómetro.

3.5. Caracterización del actuador

Para obtener la caracterización del actuador, se colocaron diferentes pesos al eje, con ayuda de un amperímetro se midió la corriente consumida con cada uno de los pesos, posteriormente con la información obtenida se obtuvo la curva característica de torque (N.m) vs corriente (A). En la figura 3.11, se puede apreciar que al implicar un torque genera una corriente de manera creciente, lo que indica que el motor no generara picos de corriente al generar diferentes torques, permitiendo un correcto funcionamiento de los mismos en la implementación del exoesqueleto, evitando lesiones al paciente en el proceso de las terapias.

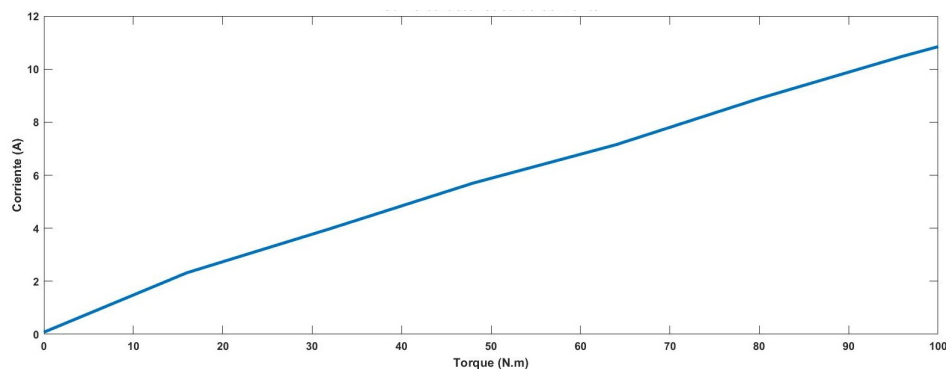


Figura 3.11: Curva de corriente en función del torque.

3.6. Modelo matemático del sensor

Para obtener el modelo matemático del sensor, se partió de una de las gráficas obtenidas en la caracterización de la IMU, de manera más específica, la gráfica obtenida por el comportamiento del giroscopio al ser sometido al movimiento sobre alguno de sus ejes,

en la figura 3.12 se puede apreciar el comportamiento en el eje x del giroscopio.

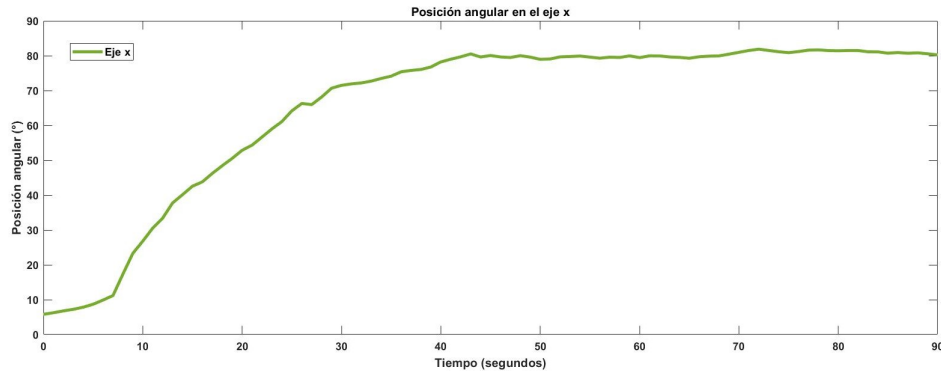


Figura 3.12: Comportamiento del giroscopio sobre el eje x .

La señal obtenida anteriormente, se asemeja al comportamiento que toma una función de transferencia de primer orden, como se aprecia en la ecuación 3.1:

$$G(s) = \frac{K}{Ts + 1} \quad (3.1)$$

Donde:

K es la ganancia estática.

T es la constante de tiempo.

Teniendo en cuenta esto, con ayuda de la herramienta pidTuner del software de Matlab[®], se obtuvo un sistema que se comporta de manera similar a los datos experimentales, obteniendo una ganancia estática K de 83.323 y una constante de tiempo T de 17.366, en la figura 3.13 se puede apreciar la planta propuesta por Matlab[®].

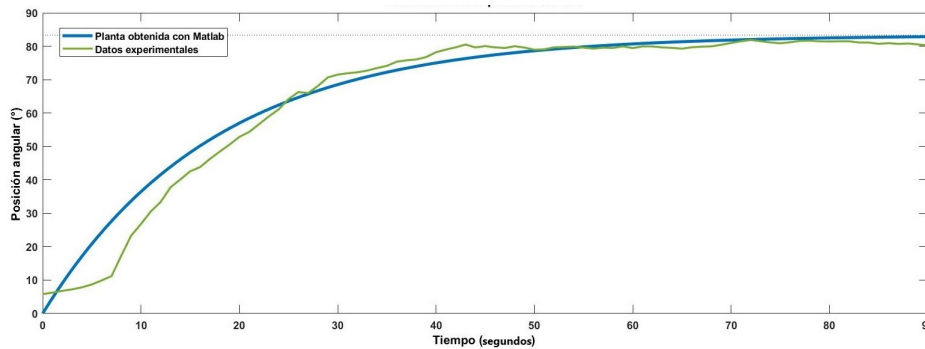


Figura 3.13: Sistema propuesto Matlab[®].

Por lo que la función de transferencia que representa el comportamiento del sensor se

puede apreciar en la ecuación 3.2.

$$G(s) = \frac{83.323}{17.366s + 1} \quad (3.2)$$

3.7. Modelo matemático del actuador

Los elementos más importantes de un motor DC vienen representados por la armadura, la cual se modela como si tuviera una resistencia constante R en serie con una inductancia constante L que representa la inductancia de la bobina de la armadura y una fuente de alimentación v que representa la tensión generada en la armadura, en la figura 3.14 se puede apreciar lo antes descrito.

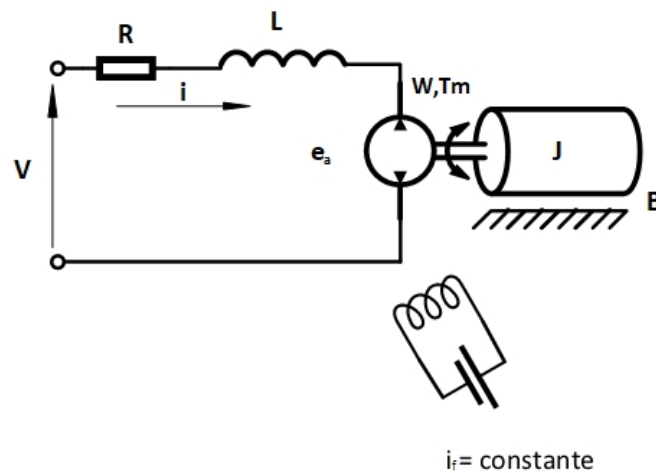


Figura 3.14: Motor de Corriente Directa DC.

Para obtener el modelo matemático del actuador se divide el análisis en dos partes. En la primera se obtendrá la ecuación de la parte eléctrica, la cual se realiza haciendo un análisis de la malla del circuito, obteniendo:

$$v(t) = Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} + E_a(t)$$

Reorganizando la ecuación anterior para tener la derivada sola, se obtiene:

$$L \frac{di(t)}{dt} = v(t) - Ri(t) - E_a(t) \quad (3.3)$$

Donde $E_a(t)$ es la tensión generada por el movimiento de los conductores de la armadura a través del flujo de campo establecido por la corriente del campo i_f .

Para la segunda parte del análisis se obtendrá la ecuación de la parte mecánica, que está dada por la siguiente ecuación:

$$T_m(t) = J \frac{d\omega(t)}{dt} + B\omega(t)$$

De la misma forma se reorganiza la ecuación anterior para tener la derivada sola, obteniendo:

$$J \frac{d\omega(t)}{dt} = T_m(t) - B\omega(t) \quad (3.4)$$

Donde:

$T_m(t)$ es el torque del motor de corriente continua.

B es el coeficiente de fricción equivalente al motor.

J es el momento de inercia total.

$\omega(t)$ es la velocidad angular del motor.

$\frac{d\omega(t)}{dt}$ es la aceleración angular.

Es necesario que exista interacción entre las ecuaciones 3.3 y 3.4, por lo que se utiliza la siguiente relación que asume que existe una relación proporcional, K_a , entre el voltaje inducido en la armadura y la velocidad angular del eje del motor.

$$E_a(t) = K_a\omega(t) \quad (3.5)$$

Por último, se utiliza la siguiente relación electromecánica que establece que el torque mecánico es proporcional, K_m , a la corriente eléctrica que circula por el motor DC.

$$T_m(t) = K_m i(t) \quad (3.6)$$

Para obtener la función de transferencia del motor se comienza aplicando transformada de Laplace a las ecuaciones 3.3 al A.1.

$$Lsi(s) = v(s) - Ri(s) - E_a(s) \quad (3.7)$$

$$Js\omega(s) = T_m(s) - B\omega(s) \quad (3.8)$$

$$E_a(s) = K_a\omega(s) \quad (3.9)$$

$$T_m(s) = K_m i(s) \quad (3.10)$$

Posteriormente se sustituye la ecuación 3.9 y 3.10 en la ecuación 3.7, tomando en cuenta que primero se despeja $i(s)$ de la ecuación 3.10 antes de sustituirla, obteniendo:

$$v(s) = \frac{(R + Ls)T_m(s)}{K_m} + K_a \omega(s) \quad (3.11)$$

De la ecuación 3.8 se despeja el torque del motor $T_m(s)$:

$$T_m(s) = Js\omega(s) + B\omega(s) \quad (3.12)$$

Sustituyendo la ecuación 3.12 en 3.11, se tiene:

$$v(s) = \left(\frac{(R + Ls)(Js + B)}{K_m} + K_a \right) \omega(s)$$

$$v(s) = \left(\frac{(R + Ls)(Js + B) + K_a K_m}{K_m} \right) \omega(s) \quad (3.13)$$

De esta forma podemos obtener la función de transferencia que relaciona la salida (velocidad angular) del motor de CD con la entrada (voltaje).

$$\frac{\omega(s)}{v(s)} = \frac{K_m}{LJs^2 + (RJ + LB)s + RB + K_m K_a} \quad (3.14)$$

Si se necesita conocer la posición del motor, basta con integrar la velocidad angular, en otras palabras, se coloca un integrador a la función de transferencia anterior. Por lo tanto, la ecuación que representa la posición del Motor DC es:

$$\frac{\theta(s)}{v(s)} = \frac{K_m}{s(LJs^2 + (RJ + LB)s + RB + K_m K_a)} \quad (3.15)$$

A continuación en la tabla 3.4 se puede apreciar los parámetros necesarios para obtener la función de transferencia que representa el comportamiento del motor.

Tabla 3.4: Parametros del motor.

| Motorreductor PG977 | |
|----------------------------|-------------------------|
| J | 0.0174 kgm ² |
| R | 8.3 Ω |
| L | 5.58 mH |
| K_m | 10.11 Nm/A |
| K_a | 10.11 V/rad s |
| B | 0.177 Nms |

Al sustituir los valores en las ecuaciones 3.14 y 3.15 se obtienen las siguientes funciones de transferencia.

- Función de transferencia de velocidad:

$$G(s) = \frac{\omega(s)}{v(s)} = \frac{10.77}{9.70e^{-5}s^2 + 145.4e^{-3}s + 117.46} \quad (3.16)$$

- Función de transferencia de posición:

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{v(s)} = \frac{10.77}{s(9.70e^{-5}s^2 + 145.4e^{-3}s + 117.46)} \quad (3.17)$$

Con la función de transferencia obtenida del sensor (ecuación 3.2) y del actuador (ecuación 3.17), permitirá obtener las ganancias para el controlador PD con compensación de gravedad, esto con ayuda de la herramienta pidTuner de Matlab[®], la cual permite realizar el ajuste de los parámetros de sintonización del controlador, obteniendo los valores adecuados de las ganancias proporcional (Kp) y derivativa (Kd), estas ganancias permitirán diseñar la etapa de control digital que estará gobernada por la ESP32.

Capítulo 4

Implementación y pruebas del funcionamiento del sistema de terapia activa

Lograr automatizar un sistema de rehabilitación permite a los pacientes alcanzar la movilidad parcial o completa de las extremidades que presentan alguna lesión de manera más rápida. Por lo tanto, en este capítulo se aborda la implementación de un software de usuario, su funcionamiento y un sistema de control para el sistema de rehabilitación.

4.1. Interfaz de usuario

El software de usuario se diseñó y se desarrolló en el lenguaje de programación visual de LabVIEW®, el cual permite al usuario, en este caso el fisioterapeuta, ingresar la información del paciente, registrar mediante los sensores datos importantes del proceso de la marcha dentro de una base de datos y visualizar dicho comportamiento de manera gráfica. La interfaz está compuesta por cinco secciones:

Ventana de inicio de sesión. Permite ingresar únicamente a fisioterapeutas registrados previamente, en la figura 4.1, se puede apreciar esta sección del software, la cual se compone de:

1. Indicador de sección del programa.
2. Campo para ingresar la contraseña de los usuarios previamente registrados.
3. Botón de ingreso, el cual permite pasar a la siguiente sección si la contraseña introducida es correcta.



Figura 4.1: Ventana de inicio de sesión.

Captura de datos del paciente. Permite ingresar la información del paciente como: nombre, género, peso en kg , estatura en m , edad en años, el diagnóstico del paciente y su tratamiento, para el seguimiento de este durante el proceso de rehabilitación. La información es capturada en LabVIEW[®], pero los datos son guardados en un archivo con extensión `.xsl`, el cual hace referencia a un archivo de Microsoft Excel; este archivo está vinculado y durante el proceso se guardará la información, al finalizar el programa podrá ser consultado por el fisioterapeuta, en la figura 4.2, se puede apreciar esta sección del software, la cual se compone de:

1. Campos que permiten ingresar la información del paciente.
2. Botón que permite regresar al inicio.
3. Botón que permite navegar a la siguiente pestaña de la interfaz.

The image shows a software interface for patient information. At the top, there is a menu bar with five tabs: 'INICIO DE SESIÓN', 'INFORMACIÓN DEL PACIENTE', 'CONTROL MANUAL', 'CONTROL AUTOMÁTICO', and 'GRÁFICAS'. The 'INFORMACIÓN DEL PACIENTE' tab is selected. Below the menu bar is a large form area with a blue border. The form is titled 'INFORMACIÓN DEL PACIENTE' and contains several input fields: 'NOMBRE' (text box), 'GÉNERO' (dropdown menu), 'PESO (kg.)' (text box), 'ESTATURA (m.)' (text box), 'EDAD (AÑOS)' (text box), 'DIAGNÓSTICO' (large text area), and 'TRATAMIENTO' (large text area). At the bottom of the form area, there are two buttons: 'INICIO' with a home icon and 'SIGUIENTE' with a right arrow icon. The 'INICIO' button is highlighted with a red box and the number '2', and the 'SIGUIENTE' button is highlighted with a green box and the number '3'. A blue box with the number '1' highlights the entire form area.

Figura 4.2: Formulario de información del paciente.

Control manual. Esta permite al fisioterapeuta controlar de manera manual e independiente cada articulación, con la finalidad de realizar un ajuste adecuado del exoesqueleto con el paciente. Es importante mencionar que antes de iniciar el proceso de terapia, es necesario realizar un análisis goniométrico, el cual consiste en medir los grados de movilidad que tiene el paciente en cada articulación, dependiendo de su condición clínica cada paciente tiene diferentes grados de movilidad respecto a otro, por lo tanto cada terapia es personalizada, en la figura 4.3 se puede apreciar esta sección del software, la cual se compone de:

1. Control para introducir la velocidad de las articulaciones, con un rango de 0 a 3 rad/s, con un botón para confirmar el valor deseado, esto con el fin de determinar que velocidad es ideal para el paciente.
2. Controles de posición para introducir la posición de cada articulación, además de botones para confirmar cada valor introducido.
3. Indicadores que permiten visualizar los ángulos de cada articulación, con la finalidad de mostrarle al fisioterapeuta si las articulaciones se encuentran en la posición de 0°.
4. Botón que permite regresar al inicio.

5. Botón de paro de emergencia, permite detener el sistema de forma inmediata.
6. Botón que permite volver la posición en que las articulaciones del exoesqueleto se han ajustado el origen (medición de los sensores a 0° independientemente de que la posición del exoesqueleto no sea erguida), con la finalidad de evitar que el sistema de control interprete que el exoesqueleto esta en una posición fuera del origen (posición erguida del exoesqueleto) y provoque lesiones al paciente. Una vez que el software detecte que los valores de los sensores son 0° el LED indicador incluido dentro del mismo botón se iluminara en verde.
7. Botón que permite navegar a la siguiente pestaña de la interfaz.



Figura 4.3: Control manual del sistema de rehabilitación.

Control automático del sistema. Permite al fisioterapeuta iniciar el ciclo de la marcha en el exoesqueleto, controlando la velocidad de las 4 articulaciones en un rango de 0 a 3 rad/s en la figura 4.4 se puede apreciar esta sección del software, la cual se compone de:

1. Botón que permite modificar la velocidad del exoesqueleto antes de iniciar la terapia teniendo los siguientes valores: velocidad baja (1 rad/s), velocidad media (2 rad/s) y velocidad alta (3 rad/s).
2. Botón que inicia la terapia, replicando los movimientos de la marcha humana.

3. Si el fisioterapeuta a detenido el sistema por alguna razón, el botón reset permite regresar el sistema de rehabilitación a la posición de origen (posición erguida) ajustada en la ventana de control manual, evitando molestias al paciente al haber quedado en una posición incomoda.
4. Indicadores que permiten visualizar los ángulos que presenta cada articulación en el proceso de la terapia.
5. Botón que permite regresar al inicio.
6. Botón de paro de emergencia, permite detener el sistema de forma inmediata.
7. Botones de navegación, permiten navegar a la pestaña anterior o a la pestaña siguiente.



Figura 4.4: Ventana de control automático del sistema de rehabilitación.

Gráficos del ciclo de la marcha. El fisioterapeuta tiene la posibilidad de elegir que parámetro desea visualizar (posición, velocidad o aceleración), que extremidad (pierna derecha, pierna izquierda o ambas piernas) y que articulación (cadera, rodilla o ambas) durante la terapia. Además de poder guardar las imágenes en formato .jpg en una carpeta asignada por el programa, lo mencionado anteriormente se puede apreciar en la figura 4.5. Esta sección del software se compone de:

1. Menú desplegable para seleccionar el parámetro a graficar (posición, velocidad o aceleración).
2. Menú desplegable para seleccionar que extremidad a graficar (pierna derecha, pierna izquierda o ambas piernas).
3. Menú desplegable para seleccionar la articulación a graficar (cadera, rodilla o ambas).
4. Botón que permite borrar el contenido del indicador gráfico.
5. Indicador para visualizar el comportamiento gráfico seleccionado anteriormente.
6. Botón que permite regresar al inicio.
7. Botón de paro de emergencia, permite detener el sistema de forma inmediata.
8. Botón que permite guardar el gráfico mostrado en ese instante, cuando se presiona el botón automáticamente guardará el contenido visualizado en ese momento, es necesario presionar este botón cada que se desee guardar una gráfica.
9. Botón de navegación, permiten navegar a la pestaña anterior del software.



Figura 4.5: Ventana del visualizador del comportamiento gráfico del ciclo de la marcha.

4.2. Etapa de control

El sistema de control propuesto permitirá al exoesqueleto replicar de manera precisa el ciclo de la marcha humana, con la finalidad de proporcionar seguridad al paciente en el proceso de las terapias. Tomando en cuenta lo antes mencionado en la figura 4.6 se presenta de forma general el diagrama de bloques del sistema de control de lazo cerrado.

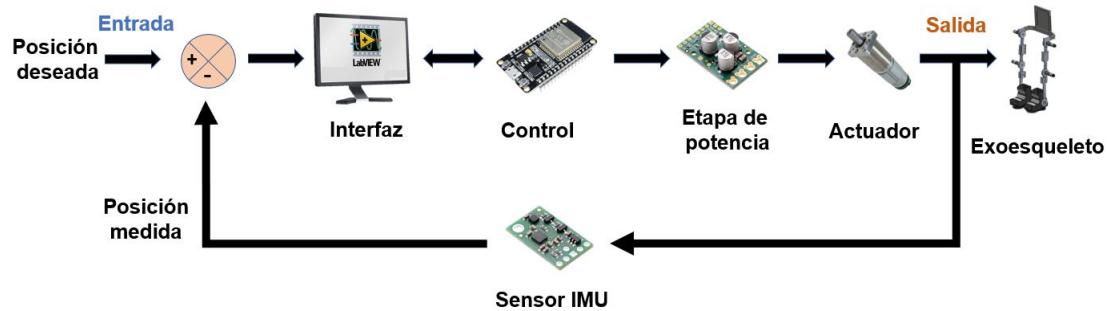


Figura 4.6: Diagrama de bloques del sistema de control de lazo cerrado.

El sistema de control implementado tiene como entrada la posición deseada de las articulaciones de la cadera y la rodilla para replicar el proceso de la marcha o controlar de forma individual cada articulación. Una interfaz gráfica que permite al fisioterapeuta controlar al exoesqueleto, además de almacenar datos importantes del proceso de la terapia. Una etapa de control digital regida por la ESP32, en el que se ha implementado el siguiente programa mostrado en la figura 4.7 en un diagrama de bloques.

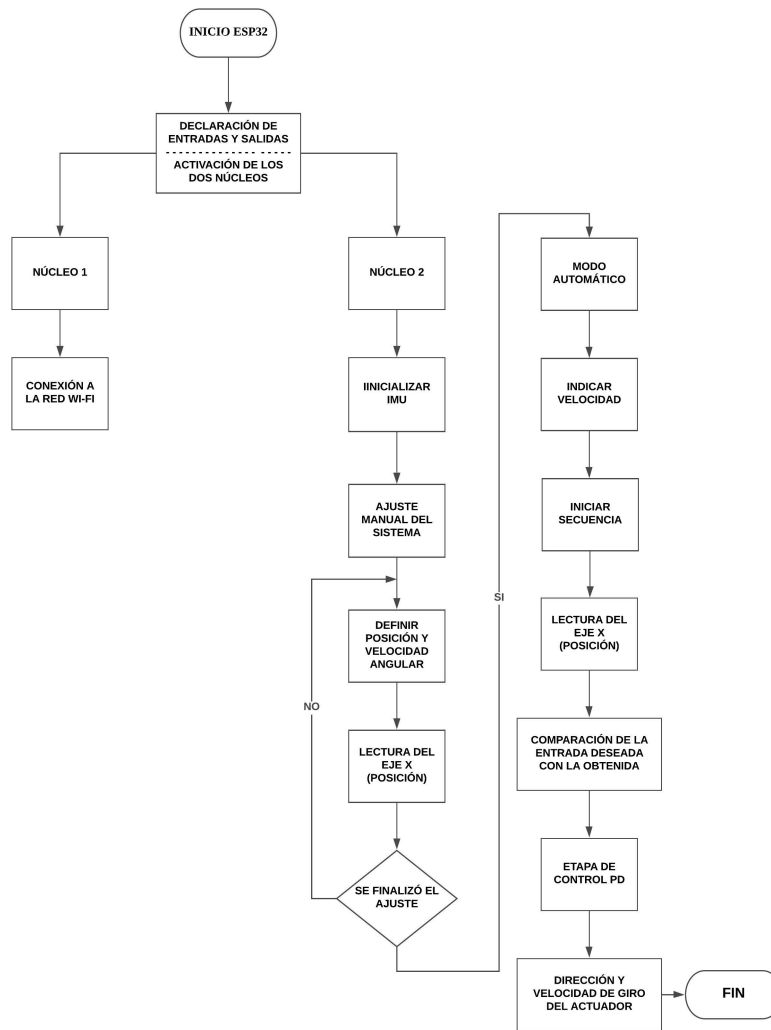


Figura 4.7: Diagrama de bloques del programa implementado en la ESP32.

El programa comienza definiendo las variables de entrada y de salida, además de habilitar los dos núcleos. El primer núcleo permitirá implementar la comunicación a la red Wi-Fi y conectarse a la computadora para el envío y recepción de datos a la interfaz de usuario, el segundo núcleo está programado para recibir las instrucciones enviadas por el fisioterapeuta a través de la interfaz, tanto en modo manual que permite controlar la posición y velocidad de cada articulación o en modo automático el cual permite generar los movimientos de flexión y extensión para replicar el proceso de la marcha.

Finalmente una etapa de potencia que permite controlar la velocidad y el sentido de giro de los actuadores de acuerdo con los valores entregados por los sensores IMU's de cada articulación y así teniendo como salida el movimiento de los actuadores con la velocidad y sentido de giro requeridos.

4.3. Medición goniométrica del paciente

Antes de realizar pruebas del funcionamiento del exoesqueleto en un sujeto de pruebas, con ayuda de un fisioterapeuta, se realizó la medición goniométrica y el análisis de la marcha del sujeto, con la finalidad de determinar los ángulos de flexión y extensión de sus articulaciones de la cadera y la rodilla. Es importante mencionar que el sujeto de pruebas tiene una edad de 35 años, con un peso de 78 kg y una estatura de 170 cm, por lo tanto los resultados obtenidos se pueden apreciar en la tabla 4.1.

Tabla 4.1: Resultados del análisis goniométrico del sujeto de pruebas.

| ANÁLISIS GONIOMÉTRICO | | | |
|-------------------------------|-----------|---------------------------------|-----------|
| <i>Cadera Derecha</i> | | <i>Cadera Izquierda</i> | |
| Flexión | Extensión | Flexión | Extensión |
| 44° | 23° | 42° | 22° |
| <i>Rodilla Derecha</i> | | <i>Rodilla Izquierda</i> | |
| Flexión | Extensión | Flexión | Extensión |
| 95° | 7° | 91° | 8° |

Para realizar el análisis de la marcha, fue necesario grabar en cámara lenta el ciclo de la marcha del sujeto de pruebas, con la finalidad de obtener los ángulos formados por las articulaciones de interés y posteriormente determinar los valores ideales que el sistema necesita para replicar los movimientos de la marcha humana. En la figura 4.8, se pueden apreciar algunas imágenes obtenidas del análisis de la marcha del sujeto de pruebas.

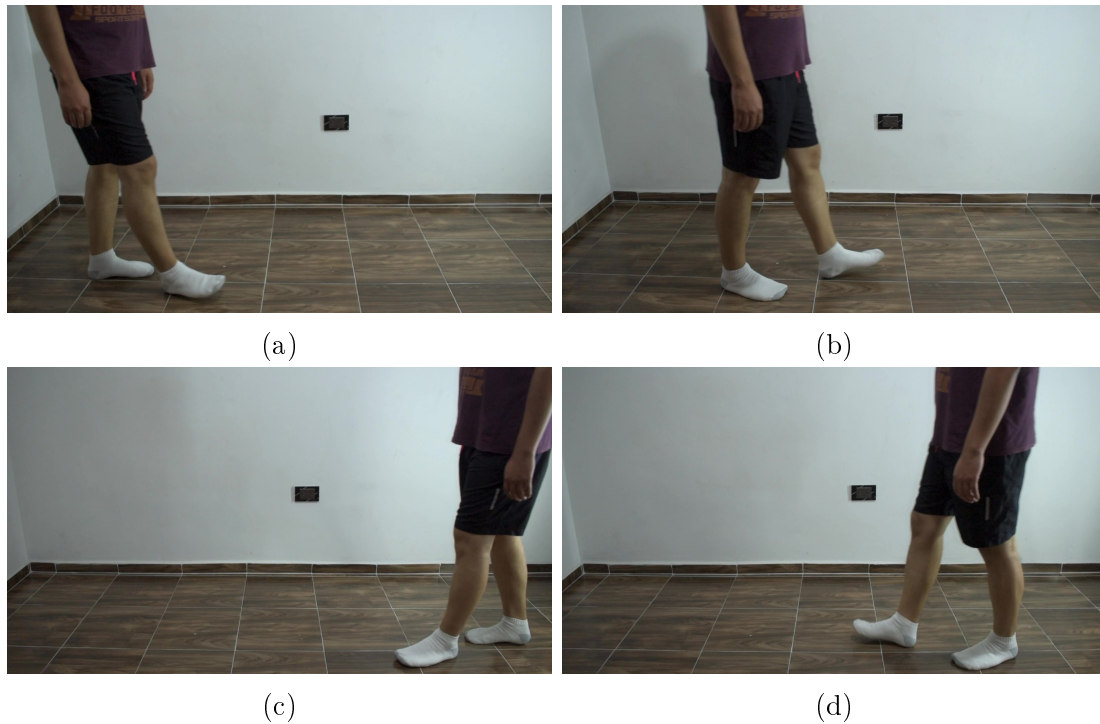


Figura 4.8: Análisis de la marcha.

Partiendo de este análisis el fisioterapeuta determinó los valores ideales que fueron programados para que el sistema pudiera replicar el ciclo de la marcha en modo automático, estos valores se pueden apreciar en la tabla 4.2.

Tabla 4.2: Resultados del análisis goniométrico del sujeto de pruebas.

| GONIOMETRÍA DE LA MARCHA | | | |
|---------------------------------|-----------|---------------------------------|-----------|
| <i>Cadera Derecha</i> | | <i>Cadera Izquierda</i> | |
| Flexión | Extensión | Flexión | Extensión |
| 20° | 20° | 20° | 20° |
| <i>Rodilla Derecha</i> | | <i>Rodilla Izquierda</i> | |
| Flexión | Extensión | Flexión | Extensión |
| 20° | 0° | 15° | 0° |

Posteriormente se colocó el exoesqueleto al sujeto de pruebas como se aprecia en la figura 4.9, se ajustaron las bandas de sujeción de la siguiente manera: se parte del ajuste de la faja abdominal que sujeta el abdomen al respaldo del exoesqueleto, posteriormente se ajustan las bandas que sujetan los músculos de los cuádriceps al eslabón de la cadera y la rodilla, después se ajustan las bandas del músculo tibial anterior y gastrocnemio que sostienen los gemelos del sujeto al eslabón de la rodilla y el tobillo, finalmente se colocan las botas estabilizadoras que sostiene los tobillos y pies del sujeto. Es importante mencionar que se utilizó una andadera ortopédica como apoyo en todo momento.



Figura 4.9: Colocación del exoesqueleto al sujeto de pruebas.

Por último, se realizaron las pruebas de funcionamiento del sistema en conjunto con el software de usuario, siguiendo los siguientes pasos:

1. Se inicia sesión con la contraseña proporcionada para poder acceder al programa.
2. Una vez dentro se mostrara un formularios para introducir datos importantes del paciente, diagnostico y tratamiento.
3. En la tercera ventana, se ajusta cada articulación de forma que el sistema se acople al paciente, de manera que el se sienta cómodo pero en una posición erguida para comenzar con la terapia.
4. Se define la velocidad en la que se realizará la terapia, en este caso se realizaron pruebas con la velocidad baja.
5. Finalmente, se inicia el ciclo de la marcha, mientras esto sucede los datos censados se podrán visualizar de manera gráfica en la última venta.

En la figura 4.10, se puede apreciar las pruebas del funcionamiento del sistema de rehabilitación controlado por el software de usuario, en cada prueba se utilizó una andadera ortopédica como apoyo al momento de realizar el proceso de la terapia. El fisioterapeuta recomendó que la primera articulación que se debe mover (tomando en cuenta el análisis de la marcha del sujeto de prueba) es la rodilla, para evitar que se pierda el equilibrio,

ya que al ser un exoesqueleto de dos grados de libertad (cadera y rodilla) no se tiene control del tobillo y posteriormente se mueve la cadera para continuar con la secuencia de la marcha.

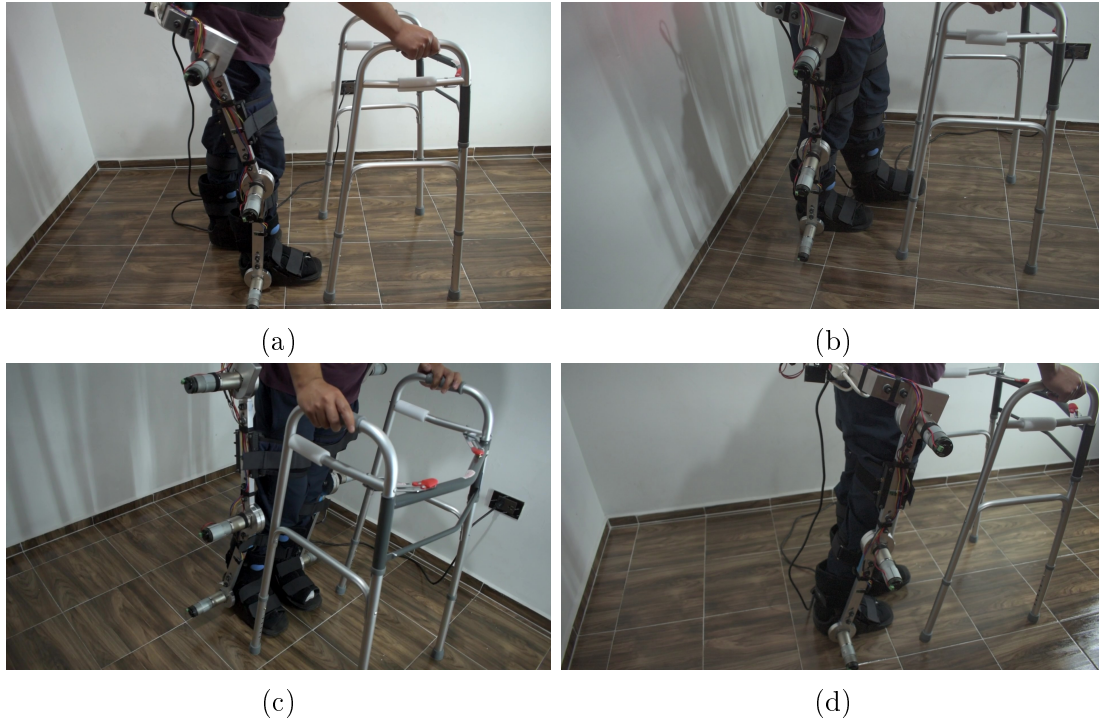
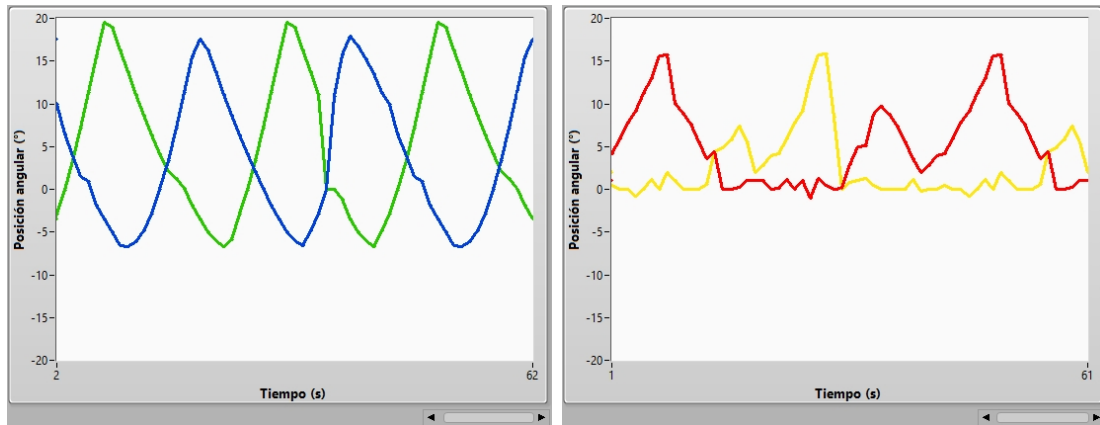


Figura 4.10: Pruebas realizadas al sistema de rehabilitación.

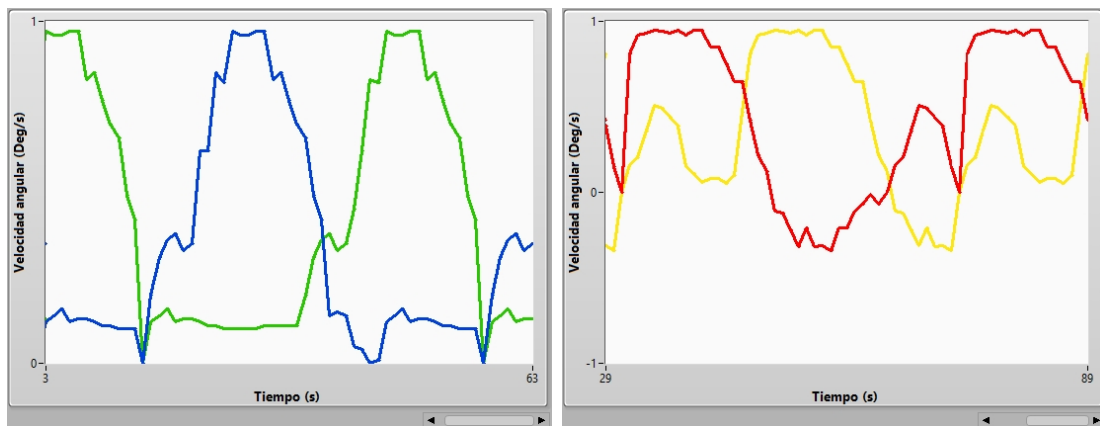
Una vez finalizada la terapia, el software automáticamente genera un reporte con los resultados obtenidos del reentrenamiento de la marcha, el cual contiene los datos del paciente, diagnóstico, tratamiento y una tabla que contiene las posiciones, velocidades y aceleraciones angulares capturadas por los sensores IMU's durante el proceso de la marcha. En la figura 4.11, se puede apreciar el reporte generado.



(a) Articulaciones de la cadera.

(b) Articulaciones de la rodilla.

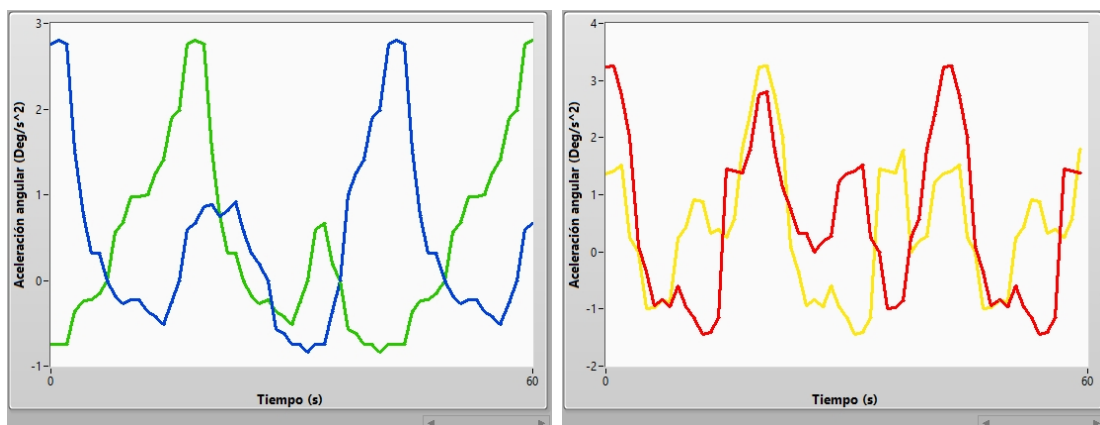
Figura 4.12: Posición angular registrada durante el proceso de terapia.



(a) Articulaciones de la cadera.

(b) Articulaciones de la rodilla.

Figura 4.13: Velocidad angular registrada durante el proceso de terapia.



(a) Articulaciones de la cadera.

(b) Articulaciones de la rodilla.

Figura 4.14: Aceleración angular registrada durante el proceso de terapia.

Se puede observar que el comportamiento de las gráficas son similares a los trabajos

investigados [36–38] y a los resultados obtenidos en las simulaciones realizadas en el capítulo 2. Las diferencias se deben a que las simulaciones se realizan bajo condiciones ideales, tomando como modelo los ángulos de flexión y extensión formados en el ciclo de la marcha de una persona aparentemente sana, en la práctica estos valores cambian, dependiendo de la situación clínica del sujeto de pruebas, por lo que los resultados mostrados anteriormente se limitan a los ángulos obtenidos del análisis goniométrico de la marcha. Con las pruebas realizadas y los resultados obtenidos se comprueba el funcionamiento del exoesqueleto con el software de usuario, por medio del cual se obtiene la posición, velocidad y aceleración de cada articulación. Por lo tanto, se concluye que las gráficas experimentales tienen un comportamiento senoidal como se ha reportado en los trabajos citados en el capítulo 2, pero la forma y valores dependen del diagnóstico y tratamiento de cada paciente.

Finalmente, para corroborar que el sistema de control implementado está realizando su trabajo de replicar la trayectoria del ciclo de la marcha tanto en las simulaciones como en el sistema de rehabilitación, en la figura 4.15 se puede apreciar la comparación de las señales de referencia proporcionadas por la goniometría de la marcha de cada articulación del sujeto de pruebas con las señales obtenidas de las simulaciones y las lecturas de los sensores IMU's. Asimismo en las figuras 4.16 y 4.17 se presenta el error que existe entre las señales de referencia de cada articulación con las señales anteriormente mencionadas.

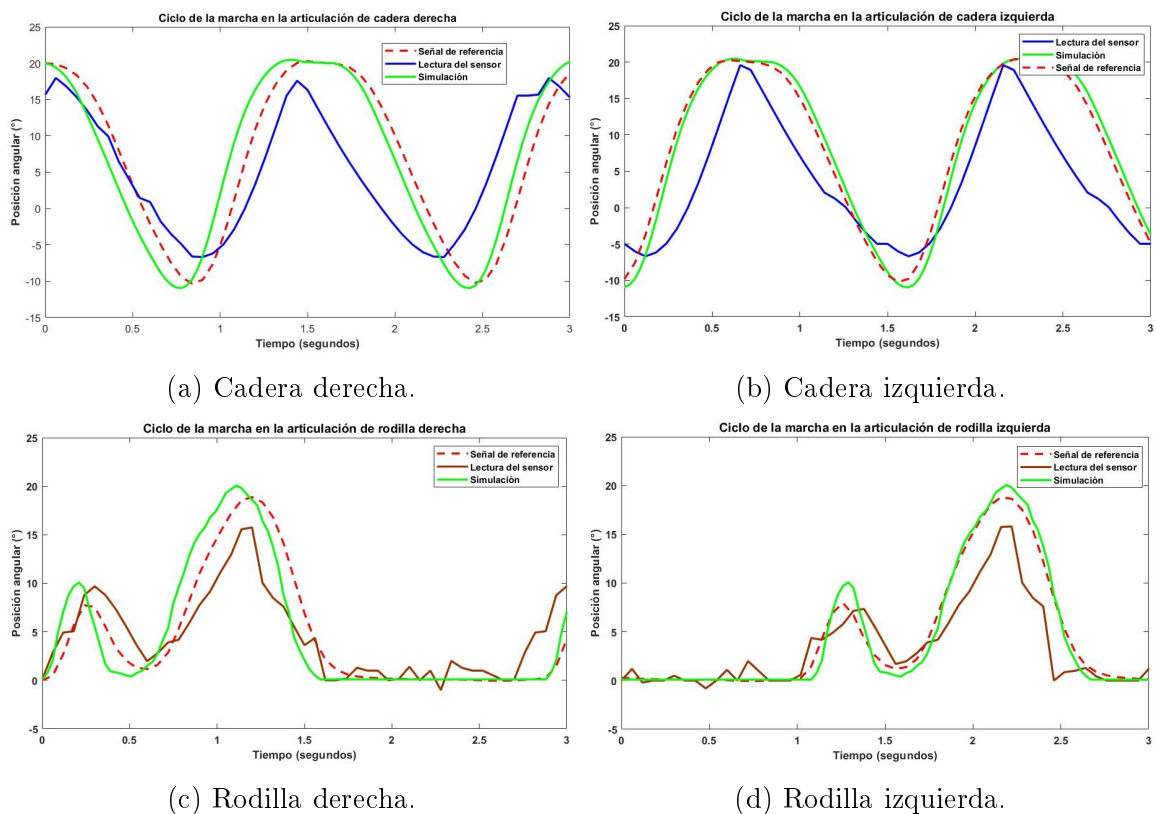
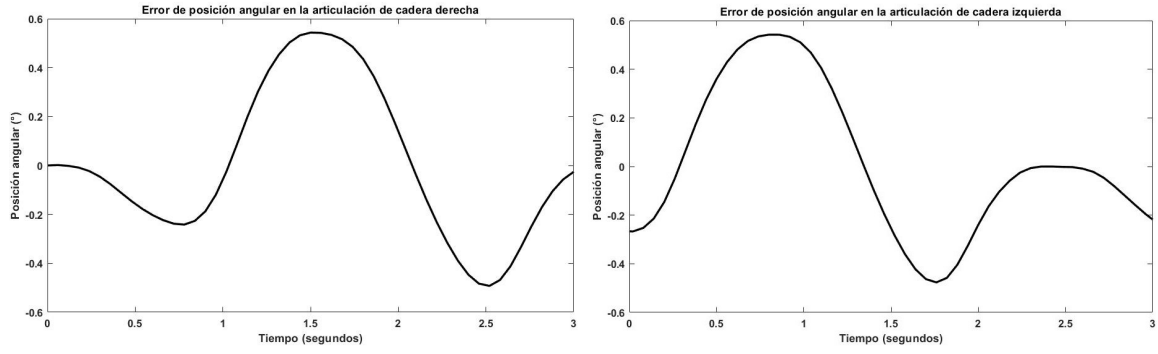
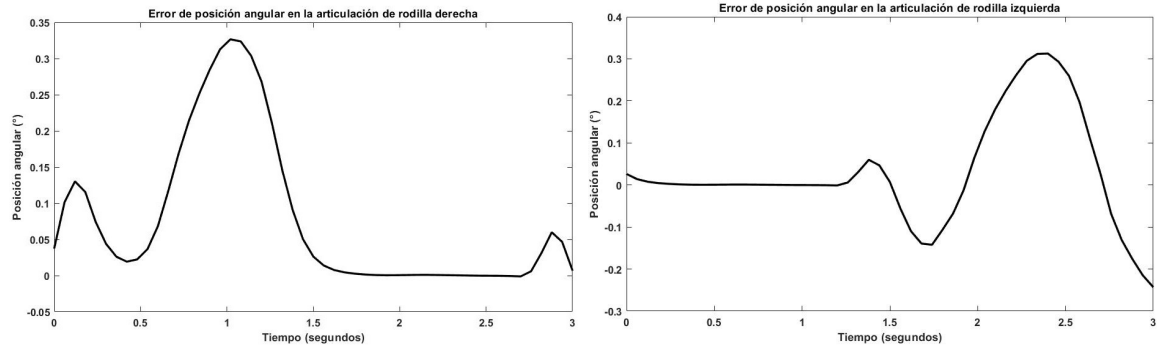


Figura 4.15: Comparación de las señales de referencia con las señales obtenidas en las articulaciones de cadera y rodilla.



(a) Cadera derecha.

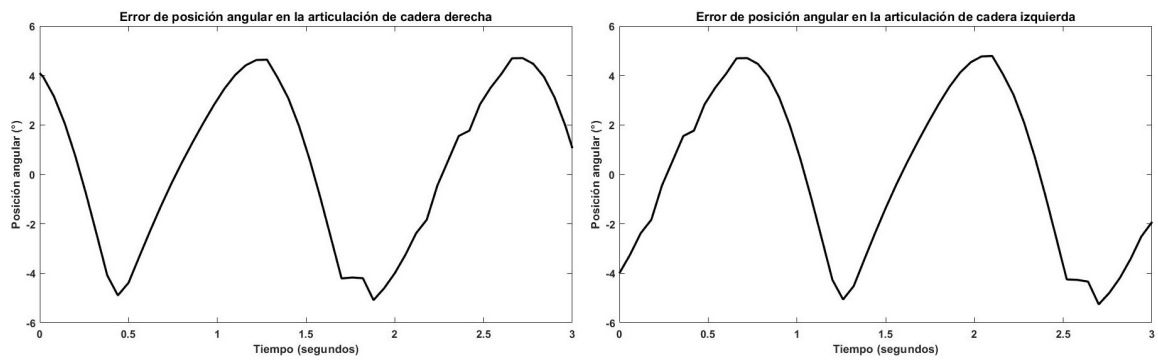
(b) Cadera izquierda.



(c) Rodilla derecha.

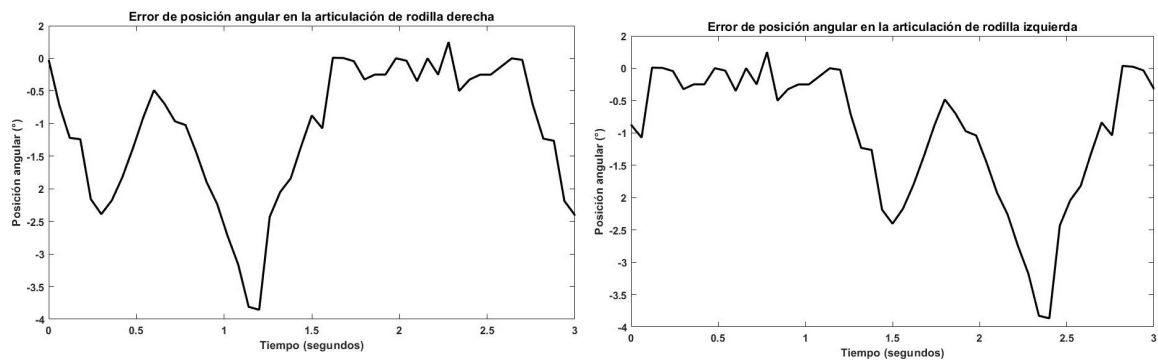
(d) Rodilla izquierda.

Figura 4.16: Error entre las señales de referencia y las señales obtenidas en la simulación.



(a) Cadera derecha.

(b) Cadera izquierda.



(c) Rodilla derecha.

(d) Rodilla izquierda.

Figura 4.17: Error entre las señales de referencia y las mediciones obtenidas de las IMU's.

Se observa que las señales obtenidas de las simulaciones del ciclo de la marcha, representadas en color verde, tienden aproximarse más a las señales de referencia (señales punteadas color rojo), como se menciono anteriormente esto se debe a que las simulaciones se realizaron bajo condiciones ideales, las cuales no toman en cuenta las diferentes perturbaciones tanto internas como externas que afectan a un sistema físico, por tal motivo el error presente en las articulaciones de la cadera (figuras 4.16a y 4.16b) se encuentra en un rango de ± 0.6 de error de posición angular, con respecto a las articulaciones de la rodilla (figuras 4.16c y 4.16d) el error se encuentra en el rango de ± 0.3 , concluyendo que el control simulado trabaja de forma eficiente. Por otro lado, los valores obtenidos por la lectura de los sensores (señales color azul y café) tratan de igualar a la señales de referencia, esto se debe a que el control se ve afectado por perturbaciones externas, tales como las condiciones del paciente, la fricción que existe entre las articulaciones, la superficie en la que se realiza el proceso de terapia, entre otras.

Por lo tanto, el error en las articulaciones de la cadera (figuras 4.17a y 4.17b) presenta un aumento gracias a las perturbaciones presentes en el sistema, el cual se encuentra dentro del rango de ± 4 , de manera similar el error en las articulaciones de la rodilla (figuras 4.17c y 4.17d) presenta un aumento notable en comparación de los errores obtenidos en las simulaciones, el cual va en un rango de 0 a -4. Lo mencionado anteriormente evita que el sistema de control logre igualar las señales de referencia como en el caso de las simulaciones, sin embargo el sistema logra replicar el proceso de la marcha permitiendo apoyar al fisioterapeuta durante el proceso de terapia.

Conclusiones

En este trabajo de tesis se tuvo como objetivo el diseño e implementación de un sistema de terapia activa para reproducir el movimiento de la marcha humana en cadera y rodilla, con la finalidad de servir como apoyo en terapias de pacientes con discapacidad motriz. Las mejoras añadidas al exoesqueleto permiten complementar las terapias regulares en pacientes que toleren a una mayor escala el ejercicio adicional, además provee al fisioterapeuta un mejor control del sistema y monitoreo de la evolución del paciente durante el transcurso de las terapias gracias a los sensores colocados en cada articulación de interés que registran la posición, velocidad y aceleración angular durante el ciclo de la marcha. Estas mejoras no modificaron sus características de ergonomía y seguridad obtenidas por los trabajos de tesis anteriores.

La estructura mecánica cuenta con 3 grados de libertad, los cuales la cadera y la rodilla permiten replicar el ciclo de la marcha humana y el tobillo en este caso solo permite mantener el equilibrio del paciente, fue diseñada considerando las medidas antropométricas de mexicanos mayores a 18 años, permitiendo trabajar con pacientes de hasta 100 kg de peso y una estatura de 1.60-1.90 m. Como se puede apreciar en los resultados, la estructura se adaptó fácilmente a un sujeto de pruebas de 35 años, con un peso de 78 kg y una estatura de 170 cm.

Los sensores implementados en el exoesqueleto, permitieron obtener mediciones más precisas en tiempo real de comportamiento de la marcha como la posición, velocidad y aceleración angular, las mediciones obtenidas son de gran importancia para el fisioterapeuta, permitiéndole llevar un control preciso del avance del paciente durante el proceso de las terapias, además de poder observarlos en cualquier momento gracias al reporte generado por el software.

El sistema de control Proporcional-Derivativo por compensación de gravedad en lazo cerrado, se diseñó pensando en la seguridad del paciente para que este no sufriera alguna lesión durante el proceso de terapia. Si bien la etapa de control de cada uno de los actuadores funciona de manera precisa, la innovación se encuentra en que el sistema es capaz de recrear una serie de movimientos que previamente fueron programados con ayuda de un estudio goniométrico de la marcha, además del diseño de una interfaz que permite al fisioterapeuta ingresar y almacenar los datos del paciente generando una base de datos. Esta base de datos permite llevar un registro de cada paciente y su evolución

medica en el transcurso de las terapias, lo que contribuye a un análisis adecuado de la terapia. Además permite configurar los ángulos de cada articulación, con la finalidad de acoplar la estructura lo mejor posible al paciente, basándose en un análisis de su marcha y una medición goniométrica realizada previamente, controlar la velocidad con la que se reproducirá el ciclo de la marcha y la posibilidad de visualizar en tiempo real el comportamiento gráfico de cada articulación durante el proceso de la marcha, todo esto mediante el protocolo de comunicación WiFi.

Al realizar las pruebas del funcionamiento del sistema, se requirió del apoyo de un fisioterapeuta con la finalidad de obtener los parámetros necesarios para configurar el ciclo de la marcha del sujeto de pruebas en el sistema de control. Asimismo el fisioterapeuta estuvo presente en las demás etapas previas al uso del exoesqueleto, tras una breve explicación del funcionamiento del sistema fue capaz de utilizarlo. Por lo que se implementó un sistema que no fuera complicado de utilizarse para personas que no tengan conocimientos en el uso de este tipo de sistemas. Este sistema de rehabilitación representa una importante entrada en el mundo de los sistemas de rehabilitación automatizados, trazando una nueva tendencia en el desarrollo de equipos de rehabilitación médica que permitan adaptarse a las necesidades que los médicos especialistas consideren necesarias para optimizar la recuperación de sus pacientes.

Por otro lado, es importante mencionar que a pesar del correcto funcionamiento del sistema de rehabilitación, es posible mejorar la estructura mecánica, permitiendo ajustar los sensores en la parte interna de la estructura, evitando daños a la instrumentación por un manejo inadecuado del exoesqueleto. Implementar un sistema de engranes helicoidales para que los actuadores se coloquen paralelamente a cada articulación, reduciendo el ancho del exoesqueleto. Como trabajo a futuro se plantea agregar el control de la articulación del tobillo, permitiendo replicar el ciclo de la marcha de manera más natural, mejorar la interfaz de usuario, agregando una ventana para introducir los parámetros del análisis goniométrico del paciente realizados por el fisioterapeuta, evitando que se tenga que modificar el programa de control con cada paciente.

Finalmente, los resultados obtenidos durante las pruebas realizadas con el sujeto de pruebas, lograron ser satisfactorias desde el punto de vista técnico, ya que solo se realizaron pruebas del funcionamiento con un sujeto aparentemente sano, quedando como trabajo a futuro realizar pruebas con personas que cuenten con un problema de discapacidad, por otro lado se logró diseñar un sistema de terapia activa fácil de utilizar por medio de una interfaz gráfica amigable para el usuario final, sin la necesidad de largas horas de capacitación técnica, cumpliendo con el objetivo de esta tesis el cual era diseñar un sistema de control que replicara el proceso de la marcha humana.

Apéndice A

Anatomía de los miembros inferiores

La información presentada en este apéndice, aborda a grandes rasgos la descripción del sistema locomotor, partiendo de la descripción del cuerpo humano, la dinámica de la marcha y la antropometría mexicana, sirviendo como referencia para el desarrollo de este trabajo de tesis.

A.1. Cuerpo humano

En vista de que el presente tema de tesis está dirigido a pacientes con problemas de discapacidad en los miembros inferiores, es importante saber a grandes rasgos la antropometría de la cadera, la rodilla y el tobillo. Posteriormente se abordará el análisis de la caminata bípeda humana, que contempla 3 planos primarios de movimiento, sagital, frontal y transversal [49]. Sin embargo, la mayoría de los libros e investigaciones se han centrado exclusivamente en el plano sagital, de la misma manera éste tema de tesis se centrará sobre ese plano.

A.1.1. Anatomía

El modelo anatómico del ser humano se representa por diferentes vistas llamadas planos: sagital, frontal y transversal. A estos planos se les conoce como posición anatómica y permiten tener una referencia por medio de la postura erecta o de pie, con las extremidades superiores colgando a los lados del tronco, mientras que la cabeza y los pies miran hacia adelante [30].

Gracias a estos planos se consigue un criterio de partida para la observación de los distintos movimientos de las articulaciones. Los planos más destacados mostrados en la figura A.1 son:

Plano sagital o medio: Es un plano vertical que divide al cuerpo en parte izquierda y derecha.

Plano frontal o coronal: Es un plano vertical que divide el cuerpo en una parte anterior y otra posterior.

Plano transversal, horizontal o axial: Es un plano horizontal que divide al cuerpo en parte inferior y superior.

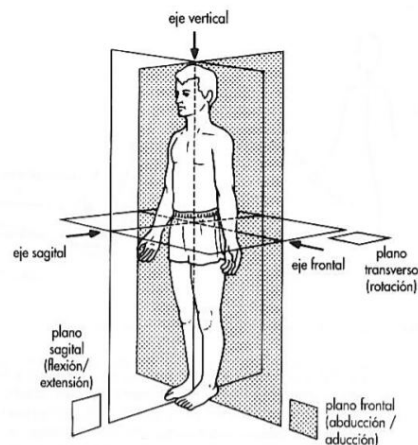


Figura A.1: Planimetría del cuerpo humano [49].

La importancia de esta sección es entender como funciona y está constituida (de manera general) la estructura esquelética de las extremidades inferiores del ser humano, en la figura A.2, se muestra de manera general las partes que conforman los miembros inferiores, con el fin de conocer cómo serán los movimientos del exoesqueleto y cuáles serán las líneas de accionamiento de los actuadores y evitar daños ergonómicos.

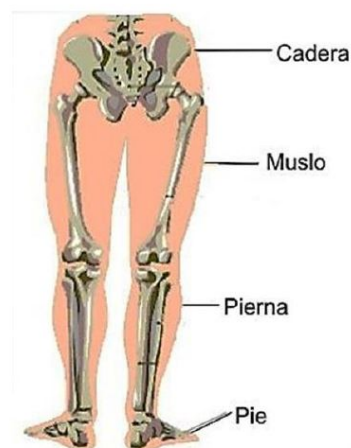


Figura A.2: Vista trasera de las extremidades inferiores [49].

La extremidad inferior mostrada en la figura A.3 es la parte del cuerpo humano que se extiende desde la región glútea hasta el pie y está conectada a la parte inferior del tronco. Se compone de las siguientes partes (huesos): pelvis (ilion, pubis, isquion), muslo (fémur), vástago (tibia y peroné) y pie (calcáneo, astrágalo, cuboides, navicular, cuneiformes, metatarsianos y falanges). Las tres articulaciones principales son la cadera, la rodilla y el tobillo, que unen respectivamente la pelvis a la parte superior de la pierna, la última a la parte inferior de la pierna y la parte inferior de la pierna al pie [50].

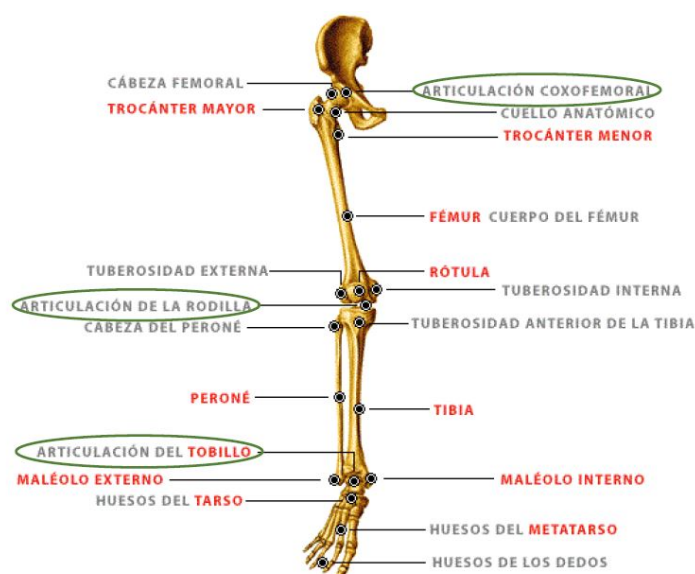


Figura A.3: Composición articular y osea de la pierna derecha [49].

Cadera

La articulación de cadera permite a las extremidades inferiores, moverse a través de los tres planos de referencia del cuerpo humano. Es una de las articulaciones más grandes y más estables del cuerpo, posee una estabilidad intrínseca proporcionada por su configuración esférica relativamente rígida, como se aprecia en la figura A.4. Tiene una gran movilidad, que posibilita la locomoción normal en el desarrollo de las actividades diarias, por ello es conveniente definir las capacidades de movimiento con las que cuenta [51].

Debido a la configuración esférica de la cadera, esta puede tener movimientos en los 3 planos, sin embargo, se enfocará únicamente en el plano sagital, siendo entonces movimientos de flexión y extensión.

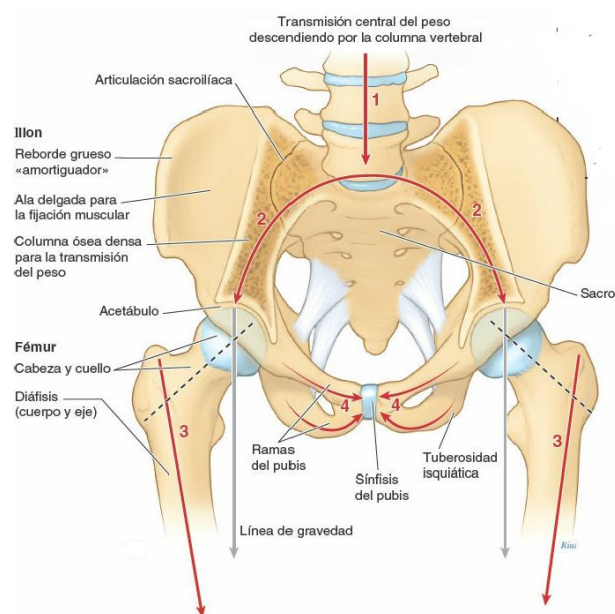


Figura A.4: Componentes principales de la articulación de la cadera [50].

La cadera puede realizar movimientos de flexión en un rango de entre 0° hasta 120° o 140° y en extensión de 0° hasta 10° o 30° [30], dichos rangos se muestran en la figura A.5.

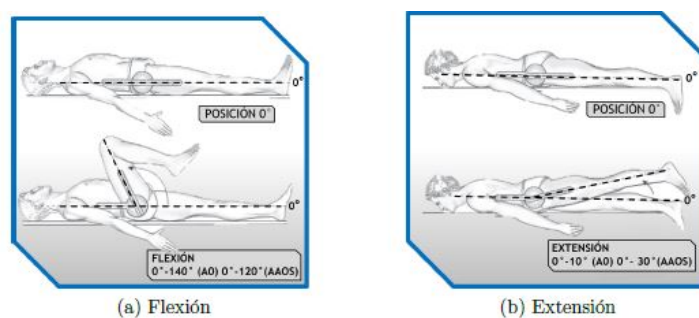


Figura A.5: Movimientos de flexión y extensión de la cadera [30].

Rodilla

La articulación de rodilla, es la más grande del cuerpo humano, como se aprecia en la figura A.6. Soporta fuerzas y momentos elevados y se sitúa entre los brazos de palanca más largos del cuerpo (el fémur y la tibia), haciéndola particularmente susceptible a la lesión. El movimiento de la rodilla ocurre simultáneamente en los tres planos, pero prácticamente se desarrolla más en un sólo plano. Por ello, los análisis biomecánicos básicos pueden limitarse al movimiento en el plano sagital [51].

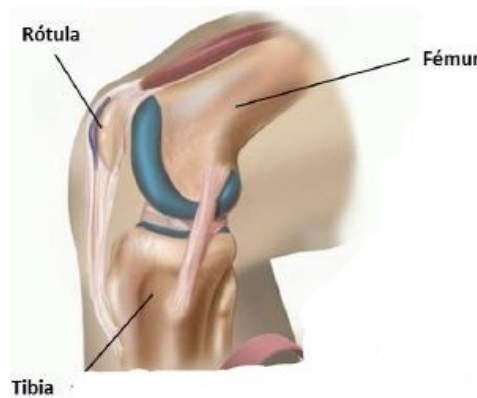


Figura A.6: Componentes principales de la articulación de la rodilla [50].

Para la articulación de la rodilla se tiene un movimiento de flexión que abarca un rango de 0° hasta 135° o 150° y para la extensión se tienen valores de 0° a 10° [30], tal y como se observa en la figura A.11.

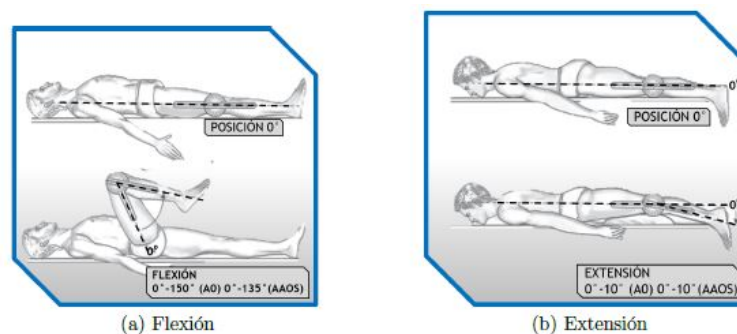


Figura A.7: Movimientos de flexión y extensión de la rodilla [30].

Tobillo

La articulación del tobillo está formada por tres huesos: el peroné, la tibia y el astrágalo, como se aprecia en la figura A.8; esta articulación permite los movimientos de flexión-extensión del pie. Aunque frecuente el tobillo se modela en el análisis de la marcha como una estructura rígida que permite una estabilidad adecuada para mantener el peso del cuerpo, es importante considerar que las funciones del pie varían en función del terreno donde se actúa, debido a que puede actuar como resorte durante la transferencia de peso y como palanca durante el despegue [51].



Figura A.8: Componentes principales de la articulación del tobillo [50].

En el caso del tobillo, se tiene una flexión de 0° a 50° y 0° a 20° en extensión o 30° [30], como en la figura A.9.

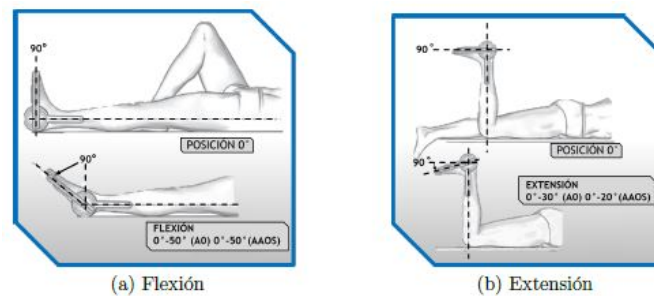


Figura A.9: Movimiento de flexión y extensión del tobillo [30].

A.1.2. Antropometría mexicana

La antropometría permite crear un entorno de trabajo adecuado para lograr un correcto diseño de los equipos y su adecuada distribución, permitiendo configurar un buen diseño del mobiliario, de las herramientas manuales, de los equipos a emplear, etc. Las distintas medidas antropométricas varían de una población a otra, de lo cual se deriva la necesidad de disponer con los datos antropométricos de la población concreta a objeto de estudio. A partir de esto y los movimientos de los segmentos del cuerpo, será posible inferir las fuerzas que originan dicho movimiento, y estimar su centro de masa [52]. La tabla A.1 muestra los porcentajes del peso corporal normales del ser humano.

Tabla A.1: Porcentaje de peso corporal de partes específicas del cuerpo [30].

| PARTE DEL CUERPO | % |
|--|----------|
| Tronco sin miembros | 50 |
| Mano | 0.7 |
| Antebrazo con la mano | 2.3 |
| Antebrazo sin la mano | 1.6 |
| Parte superior del brazo | 2.7 |
| Brazo completo | 5 |
| Pie | 1.5 |
| Parte inferior de la pierna con el pie | 5.9 |
| Parte inferior de la pierna sin el pie | 4.4 |
| Muslo | 10.1 |

La antropometría mexicana, según un censo realizado por la Cámara Nacional de la Industria del Vestido (CANAIIVE) en colaboración con la Secretaría de Economía (SE), la Secretaría de Salud (SS) y el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), indica el promedio de la estatura y del peso en relación a la edad como se muestra en la tabla A.2 [30].

Tabla A.2: Porcentaje de peso corporal de partes específicas del cuerpo [30].

| GENERO | PESO | ESTATURA | PESO | ESTATURA | PESO | ESTATURA |
|---------------|-------------|-----------------|-------------|-----------------|-------------|-----------------|
| | 18-25 años | | 26-39 años | | 40-60 años | |
| Hombre | 70.4 kg. | 1.64 m. | 74.8 kg. | 1.64 m. | 77.3 kg. | 1.64 m. |
| Mujer | 62.9 kg. | 1.58 m. | 68.7 kg. | 1.58 m. | 72.2 kg. | 1.58 m. |

En el Apéndice B se muestran Tablas extraídas de [53] donde se realizó un estudio antropométrico en la ciudad de Guadalajara, México. En el documento se deja en claro que la variación en las medidas en general (podría incluso considerarse a nivel mundial), se debe principalmente a los siguientes cuatro factores:

- Herencia genética.
- Sexo.
- Edad.
- Condición socioeconómica.

A.1.3. Análisis de la marcha

La marcha humana es un proceso de locomoción en el que nuestro cuerpo estando de pie, se desplaza de un lugar a otro siendo su peso soportado de forma alternante por

ambos miembros inferiores. Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el siguiente apoyo. Uno de los pies se encuentra siempre en el suelo y en el período de transferencia de peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada, existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo [54]. Un periodo de la marcha humana se divide en dos fases:

- **Fase de apoyo:** Intervalo de contacto del pie con el suelo.
- **Fase de oscilación:** intervalo de ausencia de contacto del pie con el suelo o balanceo.

Un periodo normal representa el 100 % de marcha, cada fase tiene un porcentaje específico, de esta manera el 60 % corresponde a la fase de apoyo y el restante 40 % corresponde a la fase de oscilación [55]. Se debe tener presente que sumando los ciclos que se están produciendo de manera simultánea en ambos miembros inferiores, en algún momento, los pies se encuentran en contacto con el suelo, este nuevo periodo se lo denomina fase de doble apoyo, el cual en dos ocasiones se encuentra en la fase de doble apoyo, siendo la primera desde el 0 % del ciclo hasta un 10 % o 15 %, la segunda va de un 40 % o 50 % hasta el 65 %. Estas fases se pueden visualizar en la figura A.10 en el cual se presenta el ciclo de la marcha [56].

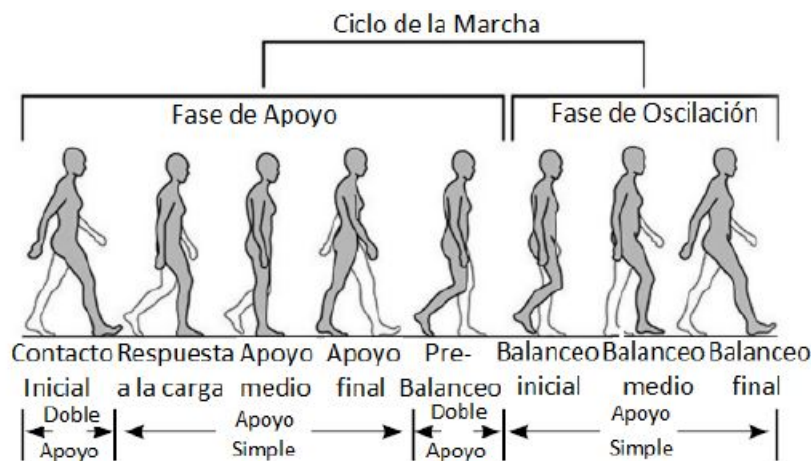


Figura A.10: Ciclo de la marcha humana [55].

En la marcha humana, el comportamiento de la cadera desde el plano sagital empieza con el contacto inicial del talón con el suelo, en donde la cadera presenta un ángulo de 30° de flexión, posteriormente, la articulación comienza a extenderse hasta que la planta del pie este en contacto total con la superficie, disminuyendo la flexión a 10° y enseguida, se alinea de manera vertical con el torso del cuerpo hasta alcanzar su posición neutral de 0°. En el instante que el talón se separa del suelo, la cadera alcanza un ángulo máximo de hiperextensión de 20° y mantiene dicho ángulo hasta el despegue total de los dedos.

Finalmente, durante la fase de oscilación la cadera parte de una posición neutra de 0° y se prepara para empezar el nuevo paso alcanzando su flexión inicial de 30° [57]. Lo antes descrito se puede apreciar en la figura A.11.

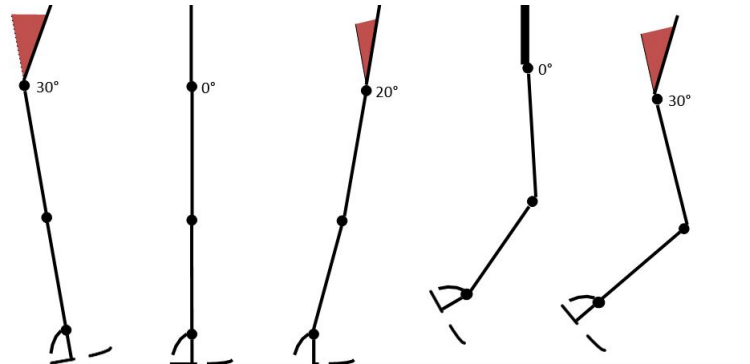


Figura A.11: Ángulos de la articulación de la cadera en la marcha [30].

La articulación de la rodilla antes de entrar en contacto con el suelo se encuentra completamente extendida, posteriormente, el talón al entrar en contacto con la superficie comienza a flexionarse hasta que la planta del pie este totalmente plana alcanzando un ángulo de 20° de flexión y luego se extiende hasta posicionarse en 10° de flexión. Antes de que el talón pierda contacto con el suelo, la articulación se extiende completamente a 4° y al momento de elevar el talón y los dedos de la superficie, la rodilla se mueve rápidamente a 40° de flexión plantar. Al empezar la fase de oscilación, esta articulación llega a su ángulo de flexión máxima de 65° y al prepararse para el nuevo paso, la rodilla se va extendiendo rápidamente hasta llegar a su posición neutra de 0° [57]. Lo antes descrito se puede apreciar en la figura figura A.12.

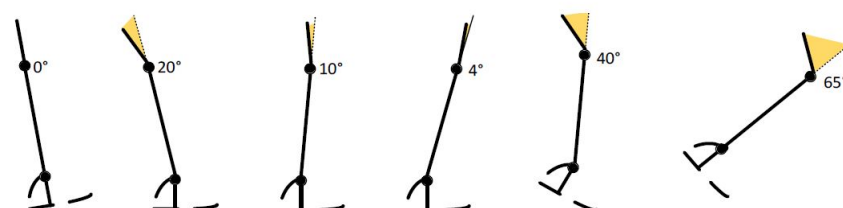


Figura A.12: Ángulos de la articulación de la rodilla en la marcha [30].

Con respecto a la articulación del tobillo, al momento del contacto inicial del talón con el suelo, esta articulación está en posición neutra 0° , inmediatamente, al asentar la planta del pie se mueve 15° de flexión plantar y en lo posterior pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión. Cuando el talón empieza a despegar del suelo, la articulación esta alrededor de los 15° de dorsiflexión y en la elevación total del talón y los dedos, el tobillo se mueve a 25° de flexión plantar. Finalmente, en la fase de oscilación,

todo el pie se mueve a una posición neutra de 0° y se mantiene así hasta el empezar el siguiente paso [57]. Lo antes descrito se puede apreciar en la figura A.13.

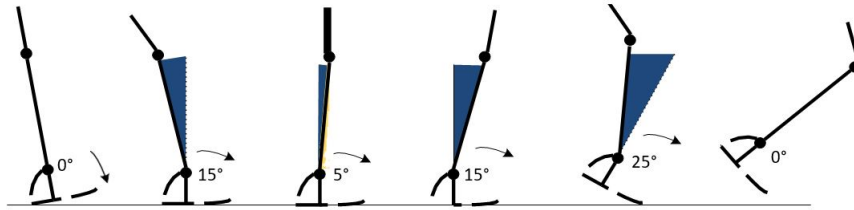


Figura A.13: Ángulos de la articulación del tobillo en la marcha [30].

Apéndice B

Antropometría de la población Mexicana

Las tablas mostradas en este apéndice corresponden a la población de 18 a 65 años extraídas de [53], se generaron en un estudio de trabajadores de industria con una muestra total de 600, de cuales 204 fueron mujeres y 396 fueron hombres.

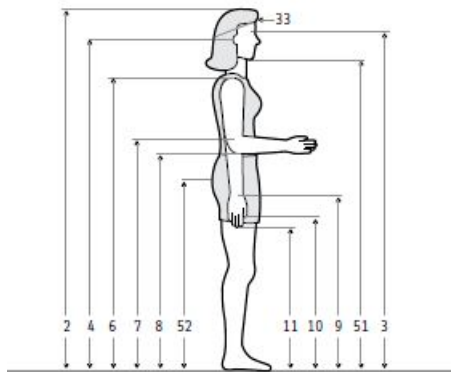


Figura B.1: En posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53].

Tabla B.1: Medidas en posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | 18 - 65 años (n=204) | | | | |
|--------------------------|----------------------|-------|-------------|------|------|
| | % | D.E. | Percentiles | | |
| | | | 5 | 50 | 95 |
| 1 Peso (Kg) | 64.0 | 12.45 | 48.0 | 60.5 | 88.0 |
| 2 Estatura | 1567 | 52.92 | 1471 | 1570 | 1658 |
| 3 Altura de ojos | 1449 | 52.42 | 1351 | 1450 | 1540 |
| 4 Altura oído | 1434 | 52.50 | 1333 | 1433 | 1517 |
| 6 Altura hombro | 1291 | 49.17 | 1209 | 1290 | 1380 |
| 7 Altura codo | 1004 | 38.89 | 941 | 1004 | 1080 |
| 8 Altura codo flexionado | 969 | 39.52 | 906 | 969 | 1044 |
| 9 Altura muñeca | 778 | 33.77 | 727 | 776 | 840 |
| 10 Altura nudillo | 708 | 32.01 | 663 | 704 | 769 |
| 11 Altura dedo medio | 612 | 31.55 | 565 | 611 | 663 |
| 33 Diámetro a-p cabeza | 186 | 7.22 | 175 | 187 | 199 |
| 51 Altura mentón | 1339 | 51.15 | 1248 | 1340 | 1424 |
| 52 Altura trocánter may. | 826 | 41.30 | 759 | 826 | 896 |

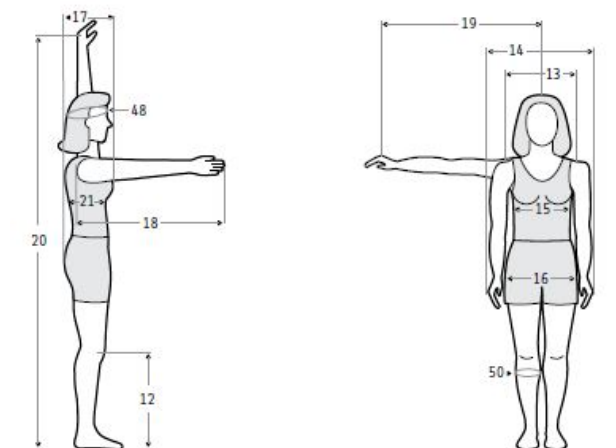


Figura B.2: En posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53].

Tabla B.2: Medidas en posición de pie, sexo femenino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | | 18 - 65 años (n=204) | | | | |
|-------------|----------------------------|----------------------|-------|-------------|------|------|
| | | | | Percentiles | | |
| | | \bar{x} | D.E. | 5 | 50 | 95 |
| 12 | Altura rodilla | 449 | 23.84 | 411 | 446 | 491 |
| 13 | Diámetro máx. bideltoides | 443 | 40.42 | 389 | 435 | 521 |
| 14 | Anchura máx. cuerpo | 484 | 44.98 | 434 | 479 | 578 |
| 15 | Diámetro transversal tórax | 314 | 31.31 | 268 | 310 | 374 |
| 16 | Diámetro bitrocantérico | 364 | 30.93 | 321 | 359 | 420 |
| 17 | Profundidad máx. cuerpo | 277 | 35.67 | 233 | 269 | 344 |
| 18 | Alcance brazo frontal | 686 | 32.41 | 631 | 684 | 741 |
| 19 | Alcance brazo lateral | 700 | 30.18 | 645 | 700 | 750 |
| 20 | Alcance máx. vertical | 1896 | 76.78 | 1761 | 1899 | 2026 |
| 21 | Profundidad tórax | 267 | 31.64 | 224 | 263 | 328 |
| 48 | Perímetro cabeza | 553 | 15.99 | 525 | 552 | 580 |
| 50 | Perímetro pantorrilla | 363 | 34.94 | 315 | 355 | 426 |

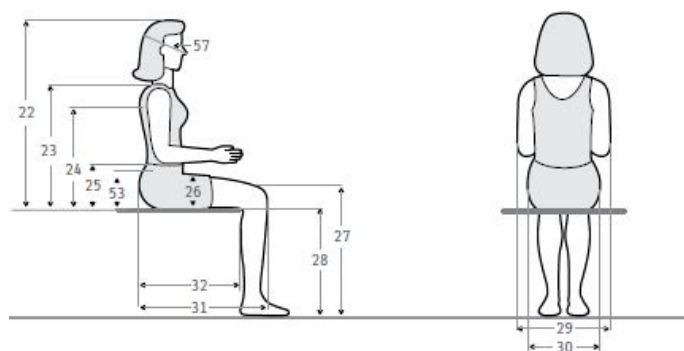


Figura B.3: En posición sentado, sexo femenino 18 a 65 años [53].

Tabla B.3: Medidas en posición sentado, sexo femenino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | | 18 - 65 años (n=204) | | | | |
|-------------|-------------------------|----------------------|-------|-------------|-----|-----|
| | | x̄ | D.E. | Percentiles | | |
| | | | | 5 | 50 | 95 |
| 22 | Altura normal sentado | 832 | 27.42 | 790 | 831 | 879 |
| 23 | Altura hombro sentado | 551 | 22.95 | 511 | 552 | 591 |
| 24 | Altura omoplato | 426 | 26.91 | 377 | 426 | 469 |
| 25 | Altura codo sentado | 250 | 25.78 | 207 | 249 | 293 |
| 26 | Altura máx. muslo | 152 | 18.06 | 126 | 150 | 185 |
| 27 | Altura rodilla | 472 | 21.85 | 435 | 474 | 508 |
| 28 | Altura poplítea | 374 | 20.79 | 338 | 376 | 406 |
| 29 | Anchura codos | 487 | 54.23 | 411 | 478 | 582 |
| 30 | Anchura cadera sentado | 399 | 39.4 | 347 | 392 | 472 |
| 31 | Longitud nalga-rodilla | 575 | 27.97 | 534 | 572 | 625 |
| 32 | Longitud nalga-poplíteo | 471 | 32.92 | 434 | 470 | 513 |
| 53 | Altura cresta iliaca | 204 | 23.68 | 158 | 204 | 236 |
| 57 | Diámetro a-p cara | 211 | 10.59 | 192 | 212 | 228 |

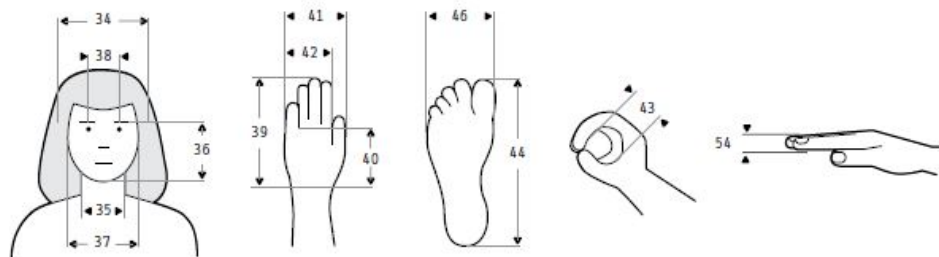


Figura B.4: Cabeza, pie y mano, sexo femenino 18 a 65 años [53].

Tabla B.4: Medidas de cabeza, pie y mano, sexo femenino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | | 18 - 65 años (n=204) | | | | |
|-------------|-----------------------|----------------------|------|-------------|-----|-----|
| | | | | Percentiles | | |
| | | \bar{x} | D.E. | 5 | 50 | 95 |
| 34 | Anchura cabeza | 150 | 8.43 | 134 | 150 | 164 |
| 35 | Anchura cuello | 110 | 7.90 | 97 | 109 | 123 |
| 36 | Altura cara | 127 | 7.61 | 114 | 128 | 138 |
| 37 | Anchura cara | 124 | 9.69 | 106 | 123 | 138 |
| 38 | Diámetro interpupilar | 56 | 4.87 | 49 | 56 | 65 |
| 39 | Longitud mano | 171 | 8.04 | 158 | 171 | 185 |
| 40 | Longitud palma mano | 97 | 4.58 | 90 | 97 | 105 |
| 41 | Anchura mano | 93 | 6.90 | 83 | 92 | 104 |
| 42 | Anchura palma mano | 76 | 3.58 | 71 | 76 | 82 |
| 54 | Espesor mano | 29 | 3.23 | 23 | 30 | 35 |
| 43 | Diámetro empuñadura | 45 | 3.14 | 40 | 45 | 50 |
| 44 | Longitud pie | 232 | 9.79 | 217 | 232 | 250 |
| 46 | Anchura pie | 90 | 4.88 | 83 | 90 | 99 |

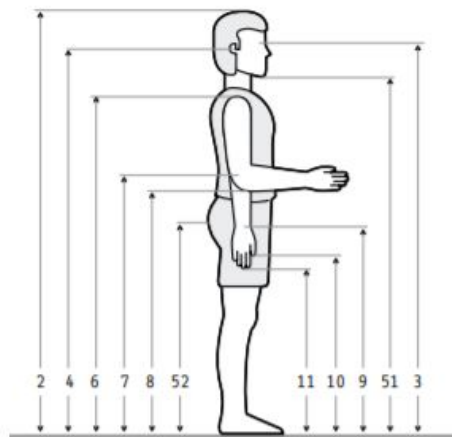


Figura B.5: En posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53].

Tabla B.5: Medidas en posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | | 18 - 65 años (n=396) | | | | |
|-------------|------------------------|----------------------|-------|-------------|-------|-------|
| | | \bar{x} | D.E. | Percentiles | | |
| | | | | 5 | 50 | 95 |
| 1 | Peso (Kg) | 73 | 12.33 | 55.31 | 72.10 | 97.30 |
| 2 | Estatura | 1675 | 62.80 | 1576 | 1668 | 1780 |
| 3 | Altura de ojos | 1550 | 61.80 | 1447 | 1546 | 1651 |
| 4 | Altura oído | 1538 | 63.70 | 1439 | 1534 | 1635 |
| 6 | Altura hombro | 1380 | 58.49 | 1281 | 1377 | 1477 |
| 7 | Altura codo | 1068 | 55.02 | 988 | 1065 | 1145 |
| 8 | Altura codo flexionado | 969 | 40.81 | 906 | 969 | 1046 |
| 9 | Altura muñeca | 825 | 39.49 | 757 | 822 | 919 |
| 10 | Altura nudillo | 740 | 43.56 | 680 | 740 | 800 |
| 11 | Altura dedo medio | 639 | 35.31 | 584 | 638 | 697 |
| 33 | Diámetro a-p cabeza | 198 | 8.98 | 182 | 194 | 205 |
| 51 | Altura mentón | 1442 | 61.20 | 1337 | 1440 | 1544 |
| 52 | Altura trocánter may. | 873 | 44.61 | 810 | 872 | 940 |

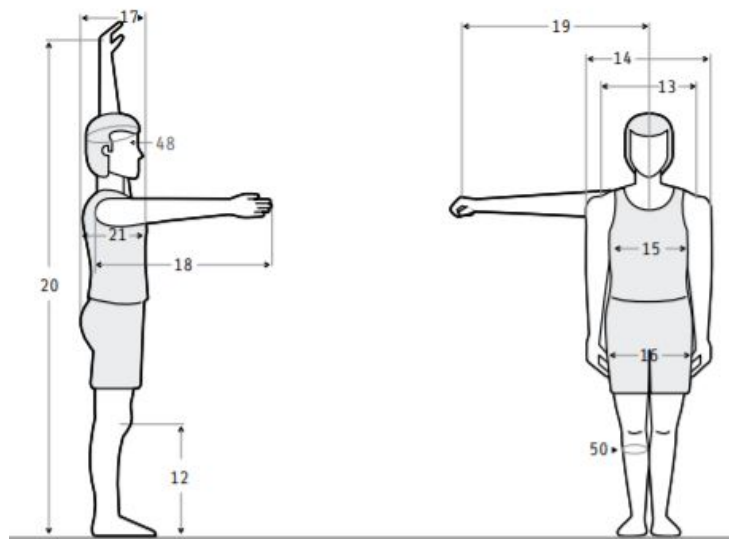


Figura B.6: En posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53].

Tabla B.6: Medidas en posición de pie, sexo masculino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | | 18 - 65 años (n=396) | | | | |
|-------------|----------------------------|----------------------|--------|-------------|------|------|
| | | \bar{x} | D.E. | Percentiles | | |
| | | | | 5 | 50 | 95 |
| 12 | Altura rodilla | 478 | 28.76 | 434 | 476 | 526 |
| 13 | Diámetro máx. bideltoideo | 478 | 41.17 | 422 | 472 | 544 |
| 14 | Anchura máx. cuerpo | 523 | 41.34 | 455 | 520 | 596 |
| 15 | Diámetro transversal tórax | 342 | 34.12 | 293 | 338 | 398 |
| 16 | Diámetro bitrocantérico | 342 | 22.69 | 310 | 341 | 387 |
| 17 | Profundidad máx. cuerpo | 275 | 37.45 | 219 | 272 | 323 |
| 18 | Alcance brazo frontal | 748 | 37.32 | 590 | 648 | 810 |
| 19 | Alcance brazo lateral | 709 | 81.50 | 581 | 738 | 818 |
| 20 | Alcance máx. vertical | 2042 | 113.57 | 1900 | 2043 | 2200 |
| 21 | Profundidad tórax | 238 | 28.32 | 196 | 235 | 287 |
| 48 | Perímetro cabeza | 569 | 18.13 | 540 | 568 | 596 |
| 50 | Perímetro pantorrilla | 365 | 33.78 | 315 | 362 | 420 |

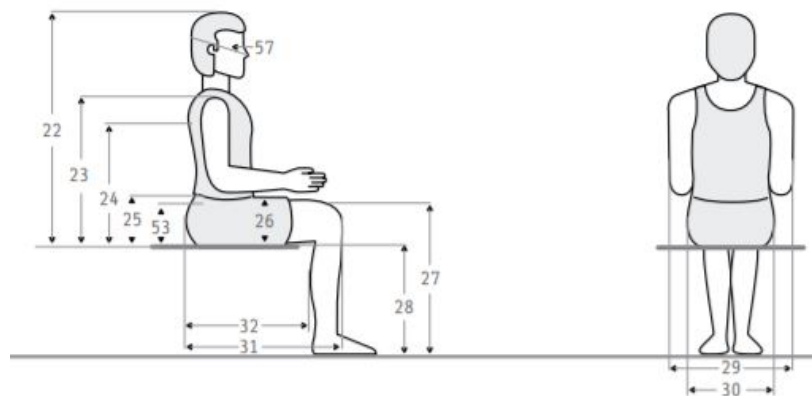


Figura B.7: En posición sentado, sexo masculino 18 a 65 años [53].

Tabla B.7: Medidas en posición sentado, sexo masculino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | | 18 - 65 años (n=396) | | | | |
|-------------|-------------------------|----------------------|-------|-------------|-----|-----|
| | | | | Percentiles | | |
| | | \bar{x} | D.E. | 5 | 50 | 95 |
| 22 | Altura normal sentado | 876 | 31.17 | 825 | 877 | 927 |
| 23 | Altura hombro sentado | 581 | 27.63 | 535 | 582 | 638 |
| 24 | Altura omoplato | 442 | 27.66 | 396 | 443 | 486 |
| 25 | Altura codo sentado | 246 | 28.36 | 201 | 245 | 290 |
| 53 | Altura cresta ilíaca | 195 | 19.19 | 158 | 198 | 223 |
| 26 | Altura máx. muslo | 152 | 18.09 | 127 | 150 | 178 |
| 27 | Altura rodilla | 513 | 25.79 | 473 | 512 | 556 |
| 28 | Altura poplítea | 412 | 25.65 | 374 | 412 | 453 |
| 29 | Anchura codos | 531 | 54.90 | 443 | 529 | 620 |
| 30 | Anchura cadera sentado | 374 | 31.26 | 328 | 372 | 423 |
| 31 | Longitud nalga-rodilla | 583 | 33.41 | 537 | 582 | 640 |
| 32 | Longitud nalga-poplíteo | 476 | 28.92 | 432 | 475 | 526 |
| 57 | Diámetro a-p cara | 222 | 8.27 | 207 | 222 | 235 |

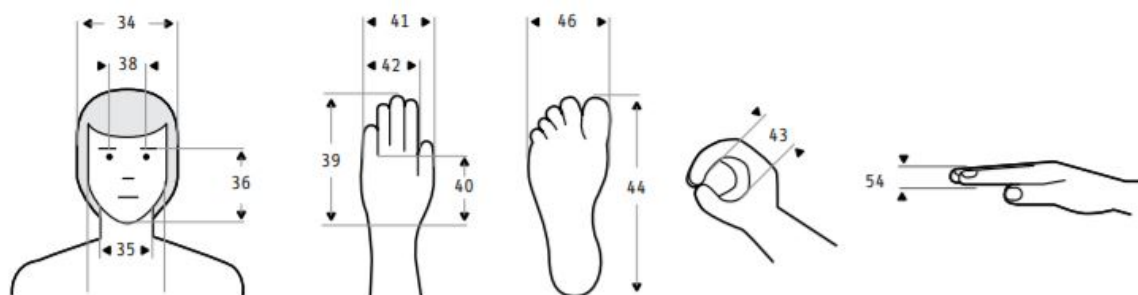


Figura B.8: Cabeza, pie y mano, sexo masculino 18 a 65 años [53].

Tabla B.8: Medidas de cabeza, pie y mano, sexo masculino 18 a 65 años [53].

| Dimensiones | | 18 - 65 años (n=396) | | | | |
|-------------|-----------------------|----------------------|-------|-------------|-----|-----|
| | | \bar{x} | D.E. | Percentiles | | |
| | | | | 5 | 50 | 95 |
| 34 | Anchura cabeza | 150 | 8.54 | 134 | 151 | 165 |
| 35 | Anchura cuello | 110 | 7.94 | 97 | 109 | 122 |
| 36 | Altura cara | 127 | 7.55 | 114 | 128 | 138 |
| 37 | Anchura cara | 124 | 9.69 | 106 | 124 | 139 |
| 38 | Diámetro interpupilar | 57 | 4.94 | 49 | 57 | 65 |
| 39 | Longitud mano | 171 | 8.28 | 158 | 170 | 185 |
| 40 | Longitud palma mano | 97 | 4.77 | 90 | 97 | 105 |
| 41 | Anchura mano | 93 | 6.83 | 83 | 92 | 103 |
| 42 | Anchura palma mano | 76 | 3.56 | 71 | 76 | 82 |
| 43 | Diámetro empuñadura | 44 | 3.63 | 39 | 45 | 50 |
| 44 | Longitud pie | 232 | 10.13 | 217 | 232 | 250 |
| 46 | Anchura pie | 90 | 4.92 | 83 | 90 | 99 |
| 54 | Espesor mano | 29 | 3.17 | 24 | 30 | 35 |

Apéndice C

Participación en congresos

Se participó en el segundo Congreso Internacional de Mecatrónica, que se llevó a cabo el 27 y 28 de mayo del 2021, el artículo que se presentara se titula “Análisis de la marcha humana implementando la cinemática de las articulaciones de la cadera y la rodilla”. En la figura C.1 se puede apreciar el reconocimiento a los autores y en la figura C.2 se puede observar el artículo que se presentó en el congreso.



Figura C.1: Reconocimiento otorgado en el segundo Congreso Internacional de Mecatrónica .

Diseño Colaborativo en Mecatrónica, Capítulo 12, pp. 154 - 166
ISBN: 978-607-9394-23-3, 2021



Análisis de la marcha humana implementando la cinemática de las articulaciones de la cadera y la rodilla

Lezama-Quintero Luis Arturo*, Gómez-Pavón Luz del Carmen, Arriaga-Arriaga Cesar Augusto

Maestría en Ingeniería Electrónica, Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Av. San Claudio y Av. 18 Sur, Edif. FCE6, Ciudad Universitaria, Col. San Manuel, Puebla, Pue., México.

*luis.lezamaquin@alumno.buap.mx

Resumen

En este artículo se presenta el análisis del ciclo de la marcha bípeda humana, en las articulaciones de la cadera y la rodilla. Se presenta el modelo matemático de la cinemática directa e inversa de las extremidades inferiores solo tomando en cuenta la articulación de la cadera y de la rodilla, con el objetivo de determinar de manera gráfica el comportamiento que tienen ambas articulaciones en el ciclo de la marcha humana. El modelo de la cinemática directa se desarrolla utilizando el método de Denavit-Hartenberg para obtener las matrices de transformación homogéneas, por otro lado, el modelo de la cinemática inversa se desarrolla utilizando el método gráfico para obtener las ecuaciones que representen los ángulos de la articulación de la cadera y la rodilla.

Palabras clave: Extremidades inferiores, articulaciones, ciclo de marcha, cinemática, flexión, extensión.

1. Introducción

El ser humano es capaz de efectuar diversas actividades en las que involucra diversas partes del cuerpo, un ejemplo de ellas es la marcha humana, donde se implica principalmente las extremidades inferiores, las cuales se extienden desde la región glútea hasta los pies y están conectadas a la parte inferior del tronco. Las extremidades inferiores son complejas desde un punto de vista anatómico y biomecánico debido a los distintos músculos, nervios y ligamentos que los componen, los cuales permiten realizar distintos tipos de movimientos, pero están compuestas principalmente por 3 articulaciones, la cadera, la rodilla y el tobillo [1].

La articulación de cadera permite a las extremidades inferiores, moverse a través de los tres planos de referencia del cuerpo humano. Es una de las articulaciones más grandes y estables del cuerpo, posee una estabilidad intrínseca proporcionada por su configuración esférica relativamente rígida. Tiene una gran movilidad, que posibilita la locomoción normal en el desarrollo de las actividades diarias, por ello es conveniente definir las capacidades de movimiento con las que cuenta [2]. Debido a la configuración esférica de la cadera, esta puede tener movimientos en los 3 planos (plano sagital, plano frontal y plano transversal), sin embargo, en este trabajo se enfocará únicamente en el plano sagital, siendo movimientos de flexión y extensión. La cadera puede realizar movimientos de flexión en un rango de entre 0° hasta 120° o 140° y en extensión de 0° hasta 10° o 30° [3].

La articulación de rodilla soporta fuerzas y momentos elevados y se sitúa entre los brazos de palanca más largos del cuerpo (el fémur y la tibia), haciéndola particularmente susceptible a la lesión. El movimiento de la rodilla ocurre simultáneamente en los tres planos, pero prácticamente se desarrolla más en un sólo plano, representando todo el movimiento de la articulación. Por ello, los análisis biomecánicos básicos pueden limitarse al movimiento en el plano sagital [2]. Para la articulación de la rodilla se tiene un movimiento de flexión que abarca un rango de 0° hasta 135° o 150° y para la extensión se tienen valores de 0° a 10° [3].

Figura C.2: Artículo a presentado en el congreso.

Bibliografía

- [1] Shi D., Zhang W., Zhang W., Ding X., A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. Chin. J. Mech. Eng. p. 32, 74, 2019.
- [2] Mayo Clinic, Internet: <https://doi.org/10.1186/s10033-019-0389-8>, 2017. Última revisión: Noviembre, 2019.
- [3] INEGI, Internet: <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx>, 2020. Última revisión: Noviembre, 2021.
- [4] Gobierno de México, Programa Pensión para el Bienestar de las Personas con Discapacidad, url: <https://www.gob.mx/bienestar/acciones-y-programas/programa-pension-para-el-bienestar-de-las-personas-con-discapacidad>, 2019. Última revisión: Mayo, 2020.
- [5] Secretaria de salud. El robot exoesqueleto de la ciudad de México, único en el país. url: <https://www.salud.cdmx.gob.mx/comunicacion/nota/cdmx-con-equipo-para-rehabilitar-columna-unico-en-el-mundo>, 2019. Última revisión: Mayo, 2020.
- [6] Gobierno de México, Directorio Nacional de Centros de Rehabilitación 2019, url: <https://www.gob.mx/difnacional/documentos/directorio-nacional-de-centros-de-rehabilitacion-2019>, 2019. Última revisión: Mayo, 2021.
- [7] Gobierno de México. Inicia Programa de Apoyo de Rehabilitación e Inclusión para Bienestar de Niñas y Niños con Discapacidad en el Estado de México. url: <https://www.gob.mx/bienestar/prensa/inicia-programa-de-apoyo-de-rehabilitacion-e-inclusion-para-bienestar-de-ninas-y-ninos-con-discapacidad-en-el-estado-de-mexico?idiom=es>, 2021. Última revisión: Mayo, 2021.
- [8] Cardona, Manuel Alejandro Chávez and Spitia, Felipe Rodríguez and López, Asfur Barandica. Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. Revista Ingeniería Biomédica, 4(7):63-73, 2010.
- [9] Maria del Carmen S., Jose G., Diego T., Juan M. y Jose P. Compliant lower limb exoskeletons: a comprehensive review on mechanical design principles. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 16(1):55, 2019.

- [10] José P. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. John Wiley & Sons, 2008.
- [11] Dijkers M.P., Kozlowski A.J., Bryce T.N. Time and effort required by persons with spinal cord injury to learn to use a powered exoskeleton for assisted walking. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 21(2):110-121, 2015.
- [12] Bigazzi S., Gerini A., Tombini T, Mazzoleni S., Stampacchia G., Rustici A. Walking with a powered robotic exoskeleton: Subjective experience, spasticity and pain in spinal cord injured persons. *NeuroRehabilitation*, 39(2):277-283, 2016.
- [13] Marino R.J., Lee B.A., Leiby B.E., Neurological and functional recovery after thoracic spinal cord injury, *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 39:67-76, 2016.
- [14] Charlifue S., Botticello A.L., Boninger M. To what extent do neighborhood differences mediate racial disparities in participation after spinal cord injury-*Arch Phys Med Rehabil*, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 97:1735-1744, 2016.
- [15] Anne P., Jennifer M., Carsten B. y Mark N. Clinician-Focused Overview of Bionic Exoskeleton Use After Spinal Cord Injury. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 23:234-244, 2017.
- [16] Lokomat. Internet: <https://www.tecnologicamexicana.com.mx/especialidades/neurorehabilitacion/marcha-1/lokomat-1/>, 2020. Última revisión: Noviembre, 2020.
- [17] Van Der K., Van A., Edwin Hf., Robot-aided gait training with LOPES. En *Neuro-rehabilitation Technology*, p. 461-481, 2016.
- [18] Sai B., Sunil A., Seok K., John S. Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 25(2):216-225, 2010.
- [19] Universidad de Twente. Lopes. url: <https://www.utwente.nl/en/et/be/research/projects/lopes/progress-and-milestones>, 2017. Última revisión: Mayo, 2020.
- [20] Parker. Indego. url: <http://www.indego.com/indego/en/home>, 2020. Última revisión: Mayo, 2020.
- [21] ReWalk Robotics. ReWalk. url: <https://rewalk.com/>, 2019. Última revisión: Mayo, 2020.
- [22] Roki Robotics. Roki. url: <https://www.rokirobotics.com/>, 2019. Última revisión: Mayo, 2020.
- [23] INDI. ALICE. url: <http://www.indi.global/home>, 2019. Última revisión: Mayo, 2020.

- [24] UNAM. Exoesqueleto desarrollado en UNAM. url: <https://www.fundacionunam.org.mx/vanguardia-unam/crea-unam-exoesqueleto-para-personas-con-discapacidad/>, 2016. Última revisión: Mayo, 2020.
- [25] José M. y Jaime M. Tecnología de asistencia: Exoesqueletos robóticos en rehabilitación. *Movimiento Científico*, 10(2):83-90, 2016.
- [26] Ekso Bionics. EKSO. url: <https://eksobionics.com/ekshealth/>, 2020. Última revisión: Mayo, 2020.
- [27] REX Bionics. REX. url: <https://www.rexbionics.com/>, 2020. Última revisión: Mayo, 2020.
- [28] CYBERDYNE INC. HAL. url: <https://www.cyberdyne.jp/english/index.html>, 2020. Última revisión: Mayo, 2020.
- [29] Bionik Laboratories. ARKE. url: <https://www.bioniklabs.com/>, 2020. Última revisión: Mayo, 2020.
- [30] L. M. Martínez López. Sistema para Terapia Activa de Miembros Inferiores en Humanos. Tesis de maestría, Febrero 2019.
- [31] Cesar A. Sistema para rehabilitación en discapacidad motriz: Exoesqueleto. Tesis Doctoral. Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, UPAEP, 2020.
- [32] Fernando R. Robótica-Control de robots manipuladores. Alfaomega grupo editor, 2011.
- [33] Rafael K. y Víctor S. Control de movimiento de robots manipuladores. Pearson educación, 2003.
- [34] H. Maldonado, Silva O., E. Ramos, V. Hernández y J. Rivera. Modelado y simulación de un robot rígido de dos grados de libertad. *Lat. Am. J. Phys. Educ.* , 5(1):321, 2011.
- [35] Peter C. Robotics, Vision & Control: Fundamental Algorithms in MATLAB. Springer, segunda edición, 2017.
- [36] Lely L., Carlos M., Jonathan G. Modelo de la marcha bípeda humana usando Modelica. *Visión electrónica*, 7(2):110-124, 2013.
- [37] Zhijiang D., Zhiming Z., Yi L. y Wei D. Gait tracking for lower extremity exoskeleton based on sliding mode control with CMAC compensation. *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, p. 1191-1196, 2016.
- [38] Leonardo C. y Máximo R. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. *Tecnura*, 8(16):26-42, 2005

- [39] Michael W., Charles M. Jorge B., Daniel B., Won B., Jonathan M., Lance M., Laura R. Aaron B. y Heather B. Convergent validity of pedometer and accelerometer estimates of moderate-to-vigorous physical activity of youth. *Journal of Physical Activity and Health*, 8(s2):S295-S305, 2011.
- [40] Adafruit. Adafruit LSM6DS33. url: <https://www.adafruit.com/product/4480>, 2019. Última revisión: Junio, 2020.
- [41] Pololu corporation. MinIMU-9 V5 gyro, accelerometer and compass (lsm6ds33 and lis3mdl carrier). url: <https://www.pololu.com/product/2738>, 2012. Última revisión: Mayo, 2020.
- [42] Pololu corporation. Pololu G2 High-Power Motor Driver 24v21. url: <https://www.pololu.com/product/2995>, 2021. Última revisión: Mayo, 2021
- [43] Atmel Corporation. Atmel SMART SAMW25-XPRO Evaluation Kit. url: https://www.mouser.mx/datasheet/2/268/Atmel-42395-SmartConnect-ATSAMW25_MR210PA_Datasheet-1368050.pdf, 2015. Última revisión: Junio, 2020.
- [44] Arduino. Arduino MKR1000 Wi-Fi. url: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mkr1000>, 2020. Última revisión: Junio, 2020.
- [45] Espressif Systems. ESP8266 Datasheet. url: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp8266-technical_reference_en.pdf, 2020. Última revisión: Febrero, 2021.
- [46] Espressif Systems. ESP32 Datasheet. url: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf, 2021. Última revisión: Febrero, 2021.
- [47] Harmonic Drive. FHA-C Mini Series. url: <https://www.harmonicdrive.net>, 2006. Última revisión: Junio, 2020.
- [48] AndyMark. PG977 Gearmotor. url: <https://www.andymark.com/products/pg977-gearmotor-0-50-in-hex-output-shaft-977-1-reduction>, 2021. Última revisión: Mayo, 2020.
- [49] A.I. Kapandji. *Fisiología Articular*. Editorial medica panamericana, 2012.
- [50] Keith L Moore y Arthur F Dalley. *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana, 2017.
- [51] Margareta N. y Victor F. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill, 2004.

-
- [52] Werlayne L. , Biomecánica aplicada al deporte: contribuciones, perspectivas y desafíos. *Lecturas: Educación física y deportes*, (170):1-9, 2012.
- [53] Rosalío Á., León, Lilia P. y Elvia G. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, CUAAD, 2007.
- [54] Jacquelin P. y Jon R. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6):815, 1992.
- [55] Henry G. y David H. A practical guide to gait analysis. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3):222-231, 2002.
- [56] Antonio V. Significado de la postura y de la marcha humana:(teología, antropología, patología). Editorial Complutense, 1996.
- [57] Francisco H. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. *Anatomía de la pierna humana*, 2008.