DISEÑO, IMPLEMENTACION Y PUESTA EN FUNCIONAMIENTO DE UN SISTEMA DE CONTROL DE MARCHA HUMANA PARA UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR

CAMILO ANDRES ALVIS BAUTISTA
NICOLAS ARANGUREN DIAZ

Director Prof. M.Sc. Jorge Alexander Aponte Rodríguez
Director Prof. Dr. Mauricio Felipe Mauledoux Monroy

UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BOGOTÁ D.C. 2015

DISEÑO, IMPLEMENTACION Y PUESTA EN FUNCIONAMIENTO DE UN SISTEMA DE CONTROL DE MARCHA HUMANA PARA UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR

CAMILO ANDRES ALVIS BAUTISTA
NICOLAS ARANGUREN DIAZ

Trabajo de grado para optar el título de
Ingeniero en Mecatrónica

Director Prof. M.Sc. Jorge Alexander Aponte Rodríguez
Director Prof. Dr. Mauricio Felipe Mauledoux Monroy

UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BOGOTÁ D.C. 2015

Nota de aprobación

Trabajo de grado titulado **"DISEÑO, IMPLEMENTACION Y PUESTA EN FUNCIONAMIENTO DE UN SISTEMA DE CONTROL DE MARCHA HUMANA PARA UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR.",** elaborado y presentado por los estudiantes *Camilo Andrés Alvis Bautista* y *Nicolás Aranguren Díaz*, como requisito parcial para optar al título de Ingeniero en Mecatrónica, aprobado por el jurado calificador.

Prof.
JURADO

Prof. MSc. Jorge Alexander Aponte Rodríguez
DIRECTOR

Prof. Dr. Mauricio Felipe Mauledoux Monroy
CODIRECTOR

Bogotá D.C., Marzo de 2015

Dedicatoria

Dedicamos este trabajo de grado, especialmente a nuestros padres los cuales con mucho esfuerzo nos brindaron todo su apoyo y depositaron toda su confianza en nosotros para desarrollar este proyecto.

A Dios, el cual nos dio la fortaleza, salud y esperanza para de esta forma culminar este trabajo.

Agradecimientos

Este trabajo de grado realizado en la Universidad Militar Nueva Granada es un logro el cual de una forma directa o indirecta se vieron implicados personas las cuales con su apoyo, criticas, recomendaciones y en especial por sus voces de ánimo permitieron dar culminación de una manera exitosa. En este trabajo se ven reflejadas todas y cada una de esta personas, las cuales deseamos agradecerles en este apartado.

En primer lugar a nuestros padres, los cuales fueron de vital apoyo durante toda nuestra formación profesional y personal, y cuya guía nos permitió culminar nuestros estudios.

A nuestros hermanos y hermanas, los cuales siempre fueron compañía vital en el desarrollo de nuestras vidas.

A todos y cada uno de los profesores de la Universidad Militar Nueva Granada que con su paciencia y sabiduría nos guiaron durante estos años, y pusieron su confianza en nosotros para desarrollar este importante trabajo de grado.

De una manera muy especial, quisiéramos agradecer a los Directores de este proyecto, el Profesor M.Sc. Jorge Alexander Aponte Rodríguez y al Profesor Dr. Mauricio Felipe Mauledoux Monroy, los cuales fueron fuente de conocimiento para nosotros y nos guiaron durante todo el desarrollo de este importante proyecto.

A nuestros dos compañeros y amigos Michael Ballesteros y Jhonathan Martínez, con los cuales compartimos gran parte de estos años y hacen parte vital de la puesta en marcha de este proyecto.

Nuestros más profundos agradecimientos a todas las personas que pasaron por nuestras vidas durante estos años de gran esfuerzo, compañeros y compañeras de carrera los cuales nos enseñaron en lo valioso que es contar con su amistad.

Solo queda decir gracias a todas las personas que nos acompañaron en este arduo camino, que siguen estando y aquellas que por una u otra razón no lo están.

¡Gracias!

Índice general

INTRODUCCIÓN 1
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES 4
1. ELEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System) 4
2. WALK AGAIN PROJECT 6
3. LOKOMAT 8
4. DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE TOBILLO Y RODILLA 10
5. PROYECTOS DESARROLLADOS EN LA UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA 10
6. MARCO TEÓRICO 13
6.1. Modelo matemático de extremidades humanas y actuadores: 13
6.2. Análisis de la marcha humana: 14
6.3. Elección del controlador 18
6.4. Modelo matemático por Euler-Lagrange 18
7. SISTEMAS DE CONTROL 19
7.1. CONCEPTOS BÁSICOS 19
7.2. ORDEN DE LOS SISTEMAS 22
8. CONTROLADORES 23
8.1. Acción proporcional, acción integral, acción proporcional-derivativa 23
CAPÍTULO 2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 25
9. OBJETIVO GENERAL 25
10. OBJETIVOS ESPECÍFICOS 25
11. METODOLOGÍA 26

CAPÍTULO 3. DISEÑO DEL CONTROL PARA UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR 29
12. ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA 29
12.1. Fase de simple apoyo 32
12.2. Fase de doble apoyo 33
13. MODELO MATEMÁTICO 34
13.1. Ecuaciones dinámicas 35
14. CONTROL DE POSICIÓN 51
14.1. Controlador PD 53
14.2. Controlador PID 58
14.3. Controlador PD+ 63
CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO 69
CAPÍTULO 4. IMPLEMENTACIÓN 71
15. TARJETA DE ADQUISICIÓN 71
15.1. Micro controlador 74
15.2. Inversión de giro 79
15.3. Sensores 80
15.4. Diseño de la tarjeta de adquisición 88
16. CONTROL DISCRETO 91
17. INTERFAZ 95
18. DISEÑO DE LA INTERFAZ 98
18.1. Panel de comunicación serial 98
18.2. Botón “Conectar” 98
18.3. Panel de control 100
18.4. Panel de gráficas 109
CONCLUSIONES DEL CAPITULO 111

CAPÍTULO 5. PRUEBAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS 113
19. CADERA DERECHA 113
20. CADERA IZQUIERDA 115
21. RODILLA DERECHA 116
22. RODILLA IZQUIERDA 117
23. ANÁLISIS DE RESULTADOS 118
CONCLUSIONES 120
BIBLIOGRAFÍA 122
ANEXOS 126
ANEXO I – CÓDIGO MICRO CONTROLADOR 126
ANEXO II – CÓDIGO INTERFAZ 128
Código botón Conectar 128
Código botón Desconectar 129
Código botón Control 129
ANEXO III – CÓDIGO DE SIMULACIÓN EN LAZO CERRADO 133
Programa principal (Control PID) 133
Programa de simulación exoesqueleto 134
Programa del Controlador PID 135

Índice de ilustraciones

Ilustración 1. Exoesqueleto de miembro inferior eLEGS. 4

Ilustración 2. Puesta en marcha del exoesqueleto eLEGS 5

Ilustración 3. Exoesqueleto Walk Again Project. 6

Ilustración 4. Gorra de sensores del exoesqueleto Walk Again Project. 7

Ilustración 5. LokoMat. 9

Ilustración 6. Cinemática de la marcha humana. 14

Ilustración 7. Sistema de control de lazo cerrado. 21

Ilustración 8. Sistema de control de lazo abierto. 22

Ilustración 9. Metodología de trabajo 28

Ilustración 10. Trayectorias de las articulaciones en la marcha humana. 31

Ilustración 11. Planos de movimiento en la marcha humana. 32

Ilustración 12. Fase de simple apoyo elaborada con OPENSIM®. 33

Ilustración 13. Fase de doble apoyo elaborada en OPENSIM®. 34

Ilustración 14. Diagrama de cuerpo libre para un triple péndulo. 35

Ilustración 15. Diagrama de cuerpo libre para un doble péndulo. 38

Ilustración 16. Diagrama de bloques del sistema. 53

Ilustración 17. Diagrama elaborado del control PD. 55

Ilustración 18. Trayectorias 1era. Articulación PD. 56

Ilustración 19. Trayectorias 2da. Articulación PD. 57

Ilustración 20. Error de posición PD. 58

Ilustración 21. Diagrama de bloques PID. 60

Ilustración 22. Trayectorias 1era. Articulación PID. 61

Ilustración 23. Trayectorias 2da. Articulación PID. 62

Ilustración 24. Error de posición PID. 63

Ilustración 25. Diagrama de bloques PD+. 65

Ilustración 26. Trayectorias 1era. Articulación PD+. 66

Ilustración 27. Trayectorias 2da. Articulación PD+. 67

Ilustración 28. Error de posición PD+. 68

Ilustración 29. Simulación tarjeta de adquisición implementado en Proteus®. 73

Ilustración 30. Proceso de trabajo del microcontrolador. 74

Ilustración 31. Configuración microcontrolador implementado en PIC C Compliler®..... 75

Ilustración 32. Interrupción de comunicación serial implementando en PIC C Compiler®..... 76

Ilustración 33. Void main implementado en PIC C Compiler®..... 78

Ilustración 34. Integrado utilizado para la inversión de giro simulado en Proteus®..... 79

Ilustración 35. Gráfica datos obtenidos sensor de cadera izquierda. 81

Ilustración 36. Gráfica datos obtenidos sensor de rodilla izquierda. 83

Ilustración 37. Gráfica datos obtenidos sensor de cadera derecha. 85

Ilustración 38. Gráfica datos obtenidos sensor de cadera derecha. 87
Ilustración 39. Diagrama del circuito realizado en Proteus® 88
Ilustración 40. Modelo 3D tarjeta de adquisición. 89
Ilustración 41. Impreso de la tarjeta de adquisición. 90
Ilustración 42. Tarjeta de adquisición final. 90
Ilustración 43. Retardos del error en Matlab®. 94
Ilustración 44. Retardos de la señal de control en Matlab®. 95
Ilustración 45. Proceso de la interfaz con el controlador discreto. 96
Ilustración 46. Interfaz creado en GUI de Matlab®. 97
Ilustración 47. Panel de comunicación serial creado en GUI de Matlab®. 98
Ilustración 48. Código botón Conectar. 99
Ilustración 49. Código botón Desconectar. 100
Ilustración 50. Panel de control creado en GUI de Matlab®. 100
Ilustración 51. Definición matrices botón Control. 101
Ilustración 52. Descomposición de matrices botón Control. 102
Ilustración 53. Definición de variables botón Control. 102
Ilustración 54. Ciclo for botón Control. 103
Ilustración 55. Lectura de ángulos botón Control. 103
Ilustración 56. Asignación de errores botón Control. 104
Ilustración 57. Calculo de errores botón Control. 105

Ilustración 58. Calculo de la señal de control botón Control. 106
Ilustración 59. Anti Wind-Up botón Control. 107
Ilustración 60. Inversión de giro botón Control. 108
Ilustración 61. Envió de datos botón Control. 109
Ilustración 62. Envió de datos para apagar actuadores botón Control. 109
Ilustración 63. Panel de gráficas creado en GUI de Matlab®. 110
Ilustración 64. Recuadro de notas creado en GUI de Matlab®. 111
Ilustración 65. Trayectoria cadera. 114
Ilustración 66. Trayectoria cadera izquierda. 115
Ilustración 67. Trayectoria rodilla derecha. 116
Ilustración 68. Trayectoria rodilla izquierda. 117

INTRODUCCIÓN

En la actualidad cierta parte de la población presenta discapacidades motoras [1] que le impiden poder ejecutar con facilidad la marcha, esto ha obligado al sector de la ingeniería a proponer nuevos desarrollos [2] con el fin ayudar y apoyar a esta parte de la población para que de esta manera se logre realizar dicha acción. El avance más relevante por parte de la ingeniería ha sido el exoesqueleto. Este se caracteriza por proporcionar al cuerpo capacidades físicas de las que debería tener, permitiendo así ejecutar tareas que normalmente presentan complejidad, bien sea por impedimentos físicos o, como por ejemplo, acciones que requieran de una fuerza elevada.

Como se ha buscado dar cualidades al cuerpo que por naturaleza carece, se han creado ciertos tipos de exoesqueletos como por ejemplo lo fue el Proyecto Hardiman [3] el cual fue un exoesqueleto diseñado por general Motors en los años 60, gracias al apoyo de su ingeniero Ralph Mosher, y el cual tenía como principal característica era la realimentación de fuerza; pero este, por su básico control, fue prontamente desechado, ya que presentaba una incontrolable violencia en sus movimientos. Otro de los primeros exoesqueletos desarrollados fue el hecho por el profesor Vokobratovic, el cual, tenía un estudio dinámico bastante importante [4] dado que este ya implementaba el control adaptable y un modelamiento bastante importante de los robots de locomoción.

Mediante el desarrollo de los exoesqueletos se busca evitar el uso de órtesis o también llamados órtosis [5] de tipo pasivo y de elementos como sillas de ruedas, muletas o caminadores que proporcionan apoyo en la caminata. Actualmente existen gran cantidad de exoesqueletos que requieren el uso de las extremidades superiores por diferentes razones, bien sea porqué el uso de estas extremidades contribuye a la mejora gradual en la marcha del sujeto, o

porqué el exoesqueleto fue diseñado para funcionar bajo estos parámetros, como por ejemplo el caso del *Rex Bionics*, el cual fue desarrollado en la ciudad de Auckland, Nueva Zelanda, por los científicos Richard Little y Robert Irving. [6]

El desarrollo de los exoesqueletos ha permitido la incorporación del tren superior para la rehabilitación de la marcha humana, como lo es el presentado en la inauguración del mundial de Brasil 2014, el cual gracias a "una gorra con sensores sobre el cuero cabelludo capta señales del cerebro y las envía a una computadora en la mochila de exoesqueleto que decodifica las señales y las envía a las piernas del robot" [7]. Las características de este tipo de exoesqueletos disminuyen la autonomía del sujeto para realizar otro tipo de actividades mientras se ejecuta la marcha. Debido a las necesidades actuales, se busca el desarrollo de exoesqueletos que proporcionen apoyo a la marcha de manera portable, es decir que para ejecutar la acción de caminar solo sea necesario acoplar el exoesqueleto al cuerpo.

Los exoesqueletos se presentan como una alternativa efectiva para suplir problemas de discapacidad motora en la marcha humana, tal y como lo afirma el Prof. Daniel Ferris en una entrevista realizada en Enero del 2011 [8]; sin embargo el desarrollo de estos acarrea ciertos problemas o inconvenientes, como por ejemplo, el costo que implica la fabricación de estos mismos, o la gran cantidad de variables que se deben tener en cuenta para poderlo llevar a una adecuada implementación, por esta razón aún no existen gran cantidad de exoesqueletos que presenten alta autonomía.

Para el desarrollo de exoesqueletos deben considerarse diferentes elementos, como es el caso del sistema de control, el cual cumple la tarea más importante y es la de permitir que el exoesqueleto siga las trayectorias deseadas a lo largo de la marcha, por lo tanto un sistema de control desarrollado correctamente brindará mejor comportamiento al exoesqueleto y por ende menor consumo de energía.

En la asignatura de Diseño Mecatrónico, perteneciente al noveno semestre de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Militar Nueva Granada, se plantea como objetivo final poder desarrollar un prototipo como estos ya mencionados. Al finalizar este curso, se vio la posibilidad de poder continuar desarrollando este prototipo, para que ya pudiera emular la marcha humana, es por eso que surge este proyecto. Como lo importante de este prototipo es poder emular las gráficas presentes en las articulaciones del tren inferior humano, se ha optado por realizar un estudio de los controladores actuales, y de esta manera poder decidir cuál será más efectivo, en error, tiempo, y conocimiento de implementar. Esto permitirá por tal motivo que una vez finalizado el proyecto se pueda tener un avance en que facilite el la implementación de controles más avanzados, que generen de esta manera la recuperación de personas con discapacidad en sus miembros inferiores.

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES

Actualmente en el ámbito internacional, el desarrollo de exoesqueletos ha tomado gran importancia debido a la diversidad de funciones que pueden llegar a cumplir dichas funciones pueden permitir al ser humano recuperar algunos movimientos o funciones que son necesarias de una u otra manera como lo es la caminata humana. Al considerar estos aspectos se efectuó un estudio sobre desarrollos de exoesqueletos de miembro inferior encontrados en la industria, mediante esto se seleccionan tres exoesqueletos de gran impacto los cuales se mostrarán a continuación en las ilustraciones 1, 3 y 5.

1.1. ELEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System)

Ilustración 1. Exoesqueleto de miembro inferior eLEGS.
Tomado de: http://ngm.nationalgeographic.com/2011/09/now-next/img/IMG_0048.jpg

El eLEGS es un exoesqueleto de miembro inferior creado en 2011 en la empresa Berkeley, California, por el Dr. Homayoon Kazerooni, el cual es controlado con sensores de fuerza y movimiento. Cuenta con una interfaz

basada en los gestos humanos, en la cual, observa los movimientos o gestos del usuario y determina la intención de los mismos para luego actuar acorde a ellos. [9]

Ilustración 2. Puesta en marcha del exoesqueleto eLEGS
Tomado de:
https://peteredwards2012.files.wordpress.com/2012/06/esko2_cropped.jpg

Tiene un peso alrededor de 20 Kilogramos y una velocidad máxima de caminata de 3.2 Kilómetros por hora. [10] Además cuenta con una batería, la cual tiene un tiempo de trabajo de hasta más de 6 horas y es capaz de caminar en línea recta, pasar de estar sentado a pararse y viceversa por tiempos prolongados.

Se recomienda que al momento de usar el eLEGS se utilicen muletas, tal como aparece en la Ilustración 2, ya que está diseñado para personas que se desplacen en silla de ruedas, con un requerimiento básico de estatura entre 1.5 y 1.95 metros y un peso no mayor a 100 Kilogramos. [11]

Este prototipo de exoesqueleto presenta varias ventajas con respecto a los demás, dado que tiene cierto tipo de autonomía con respecto a las máquinas o

diversos exoesqueletos ya que no es tan robusto en su parte mecánica, permitiendo así que la persona que desee usarlo solo requerirá de un par de muletas.

1.2. WALK AGAIN PROJECT

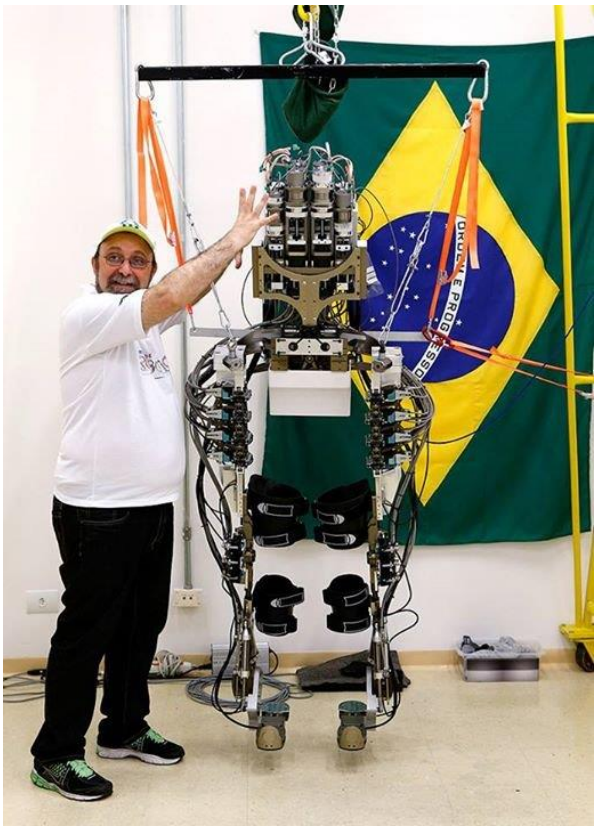

Ilustración 3. Exoesqueleto Walk Again Project.

Tomado de: http://static.socialrk.com/i/b/537f2b6e357bc8.96840812Nicole-537f2b6e053855.22878160.jpg

En la Ilustración 3 se puede observar el traje robótico desarrollado por un equipo internacional de científicos dirigidos por el Dr. Miguel Nicolelis, científico brasileño especializado en neurología. [7] [12]

Este exoesqueleto utiliza una gorra con sensores sobre el cuero cabelludo (ver ilustración 4) del paciente el cual capta las señales del cerebro y las envía a una computadora que se encuentra en la espalda del exoesqueleto, la cual decodifica dichas señales y las envía a las piernas del robot. [13]

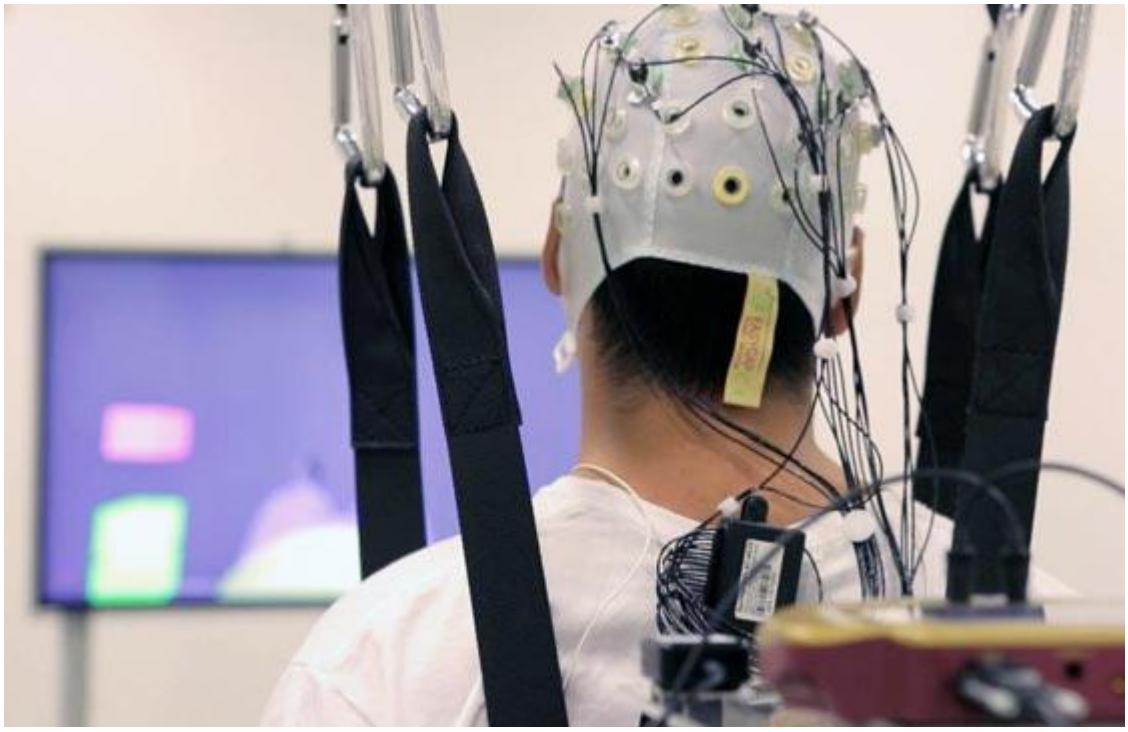

Ilustración 4. Gorra de sensores del exoesqueleto Walk Again Project. Tomado de: http://static.elespectador.com/especiales/1406-exoesqueleto/04.jpg

Los actuadores utilizados son hidráulicos y usa una batería la cual se encuentra también en la maleta en la parte posterior del traje robótico.

La presentación de este exoesqueleto se realizó el día de la inauguración del mundial de Brasil 2014 en el estadio de Corinthians en Sao Paulo. [14]

Este tipo de exoesqueleto presenta un gran avance en el ámbito de la ingeniería al poder mezclar los sensores de fuerza, presentes en las extremidades, con lo sensores capilares que tiene el gorro, y que logra recibir los estímulos generados por el mismo cerebro para de esta manera generar o producir una reacción de movimiento en el exoesqueleto.

1.3. LOKOMAT

Este Robot emplea una estructura rígida dividida en dos partes (ver Ilustración 5), la primera es una estructura de sostenimiento encargada de retener el peso del paciente y mantenerlo en una posición erguida mientras se realiza la terapia, la segunda estructura es el exoesqueleto, encargado de simular movimiento motriz de una persona sobre una banda transportadora, esta estructura se encarga de unir el robot a la persona mediante correas de ajuste y dispositivos de fijación aptos para el humano de manera que Robot pueda fácilmente guiar el movimiento en la parte inferior de la persona, logrando la estimulación de las extremidades inferiores, la marcha realizada por el Robot se hace sobre una banda caminadora proporcionándole al paciente una superficie rígida en la cual él pueda soportar parte de su peso acelerar su recuperación. [15]

Ilustración 5. LokoMat.
Tomado de: http://www.aim2walk.ca/wp-content/uploads/2012/05/system.png

Este Robot cuenta con un panel visual en el cual un Avatar (personaje simulado) interactúa con un entorno virtual aumentado los estímulos neurológicos al paciente.

Se ha comprobado que este Robot genera beneficios en la población que tiene limitaciones motrices, las principales ventajas de este Robot son aumento de la autoestima del paciente, facilita las terapias de recuperación, la versión pediátrica de este Robot emplea terapias a edades tempranas, logrando el aumento de la anatomía de forma normal del paciente [16].

Este tipo de exoesqueleto presenta un sistema bastante robusto haciendo pues de esta manera que sea posible la utilización por gran parte de la población y que los movimiento de recuperación los puede hacer cada persona en donde se

sienta más cómodo. Pero esto también genera que solo sea un elemento de recuperación más no de uso cotidiano.

Otra ventaja que presenta este prototipo es el hecho que el paciente podrá interactuar en un ambiente virtual, tal cual como lo haría en la vida real.

1.4. DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE TOBILLO Y RODILLA

Este exoesqueleto está compuesto por sistemas electro-mecánicos que son capaces de acoplarse al cuerpo de tal manera que le permita a cada una de las articulaciones relacionadas, tener un incremento en su fuerza, velocidad y rendimiento.

Este tipo de exoesqueleto presenta un sistema de control PD con compensación de gravedad [17] o PD+ dado a su efectividad en tiempo de respuesta comparado con los resultados proporcionados por controladores comunes como lo son el PD y el PID. Además que por ejemplo, el control PD no garantiza el cumplimiento del objetivo de control de posición en sistemas cuyo modelos dinámicos contienen el término de pares gravitacionales [17].

1.5. PROYECTOS DESARROLLADOS EN LA UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA

En la Universidad Militar Nueva Granada, espacio que tendría la realización de este proyecto, se han hecho algunas investigaciones referentes a diseño de

exoesqueletos de miembro inferior, pero ninguno de los encontrados ha sido hasta el momento fabricado. Hay desarrollos que los han orientado a diversas aplicaciones, con el objetivo principal de un diseño apropiado y optimo que permita minimizar los posibles errores que presente la simulación en conjunto del exoesqueleto. Algunos de proyectos que han sido dirigidos a exoesqueletos o a la marcha humana en la universidad militar son:

- Implementación de la sensórica para un exoesqueleto pasivo de miembros inferiores, Iván Mendoza [18].

- Sistema de registro de los miembros inferiores durante la marcha, Edwin García [19].

- Diseño de un Exoesqueleto para Tele Operación de un robot Híbrido, Hoffman Ramírez [20].

- Diseño y control de un exoesqueleto para rehabilitación motora en miembro superior, Fernando Vanegas, Jaime Duque, Oscar Avilés, Paola Niño [21].

Los trabajos realizados que se aproximan a esta propuesta son desarrollados por el grupo de investigación DaVinci de la facultad de Ingeniería en Mecatrónica. Los proyectos que allí se realizan son enfocados a la robótica militar, biomedicina orientados a aplicaciones militares, razón por la cual se decide establecer una supervisión de parte de los integrantes del grupo que pueden establecer parámetros a tener en cuenta en los proyectos basados en su experiencia. [22].

Actualmente, en un curso de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de noveno semestre, se tiene como objetivo diseñar y construir prototipos para la rehabilitación humana. Estos dispositivos son exoesqueletos de miembro superior e inferior, y tiene un tiempo estimado de 4 meses para efectuarse, en donde se hace necesario el poderse basar en estudios médicos, estudios sociales, ambientales entre otros. Esto implica un estricto planteamiento empezando desde una visión investigativa, determinando necesidades y metas, luego se trata la parte ingenieril que viene dada por el diseño, simulación, selección, fabricación del prototipo rehabilitador y por último una parte financiera. Cada grupo participante de este curso debe realizar la sustentación y exposición de su prototipo.

Como se puede evidenciar, Actualmente existen varios tipos de exoesqueletos, como lo son los asistidos por elementos de ayuda ortopédica, los que cuentan con un sistema bastante robusto, con implementación de algún tipo de banda transportadora, o el exoesqueleto de cuerpo completo. Estos tipos de exoesqueletos cuentan con un robusto sistema mecánico que les permite emular la marcha humana, y como se evidenció utilizan sensores de gran sensibilidad los cuales les permiten tener un movimiento bastante aproximado al realizado en la caminata humana.

El desarrollo de los exoesqueletos se expande a una gran velocidad actualmente [23], debido a que se busca que estos cuenten con diferentes características y funciones que permiten la rehabilitación de ligamentos, músculos o articulaciones sobre el ser humano; sin embargo estos también pueden ser desarrollados con el fin de emular la marcha humana y de esta manera lograr dar esta capacidad a las personan que la carezcan [24]. Este tipo de exoesqueletos requieren un sistema de control capaz de minimizar errores en la caminata, empleando los sensores adecuados a la estructura física, además del análisis adecuado que permita realizar dicha función.

1.6. MARCO TEÓRICO

Para el desarrollo de un sistema de control en un exoesqueleto de miembro inferior, es necesario evaluar cada una de las técnicas de control que existen, y de esta manera lograr seleccionar cual es la más adecuada para este desarrollo.

Inicialmente es necesario el análisis de la marcha humana, ya que mediante este proceso será posible obtener el rango de ángulos que maneja cada articulación a la hora de realizar la marcha. Al ser analizado esta capacidad física, se obtienen puntos o ángulos de referencia los cuales deben ser seguidos o emulados correctamente por el controlador que se quiere diseñar. Estos ángulos varían de acuerdo al movimiento que realiza cada articulación al momento de caminar.

Mediante el desarrollo y consulta de bibliografía se determinan los elementos que componen el diseño total del control los cuales se consideran fundamentales para el desarrollo de este mismo. Dichos elementos se relacionan a continuación:

1.6.1. Modelo matemático de extremidades humanas y actuadores:

El modelo matemático permite conocer las relaciones matemáticas características de un elemento, en este caso los elementos son las extremidades inferiores y los actuadores que se ven involucrados en cada acción que ejecute el exoesqueleto

1.6.2. Análisis de la marcha humana:

La marcha humana se define como un modo de locomoción bípeda en la cual se ven integrados lo miembros inferiores del cuerpo humano. [25] Para que esta pueda cumplirse correctamente por el humano es necesario observar que las extremidades inferiores se alternan siguiendo una sucesión de doble apoyo y apoyo uninodal con el fin de que el cuerpo nunca deje de tocar el suelo.

Para que la marcha humana sea posible, se ven involucrados tres grados de libertad, tal como se puede observar en la Ilustración 6 las cuales relacionan la cadera, la rodilla y el tobillo para cada una de las extremidades. Cada una de las articulaciones mencionadas anteriormente cumple un movimiento específico dentro del ciclo de la marcha.

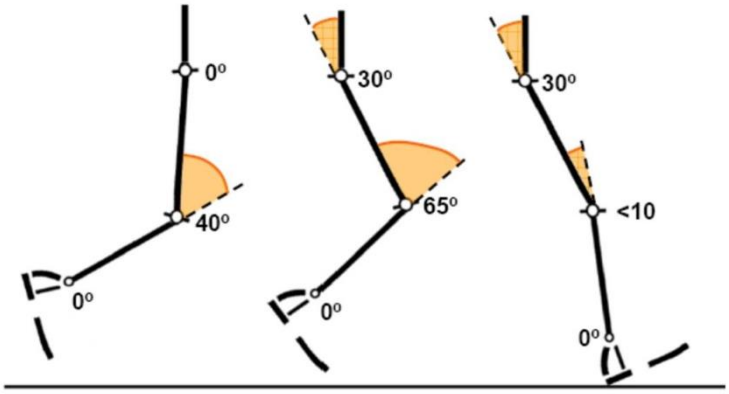

Ilustración 6. Cinemática de la marcha humana.
Tomado de:
https://ortesisdinamica.files.wordpress.com/2010/10/tobillo1.jpg?w=300&h=130

El ciclo de la marcha humana se ve compuesto por dos fases. Este ciclo se compone por la secuencia de los movimientos que se ejecutan desde el contacto de un talón especifico con el suelo hasta el siguiente contacto que tenga este mismo talón con el suelo, mediante esto se consideran las siguientes fases las cuales son efectuadas por cada uno de los miembros inferiores a lo largo del ciclo.

1.6.2.1. Fase de apoyo.

En la fase de apoyo se considera el momento en el que el pie que se tiene como referencia está en contacto con el suelo. [25]

1.6.2.2. Fase de oscilación.

En la fase de oscilación se considera el momento en el que el pie que se tiene como referencia está suspendido en el aire.

En el ciclo de la marcha la fase apoyo aporta el 60% a este y el restante 40% lo aporta la fase de oscilación, tal como lo afirma la Dra. Carmen Marco en su Cinesiología de la marcha humana normal. [25]

Dentro de cada una de las fases que componen el ciclo de la marcha existen ciertas subdivisiones con el fin de lograr observar y estudiar de una forma más detallada y sencilla la marcha humana.

- **Inicio del ciclo:** Se inicia cuando el talón toma contacto con el suelo.
- **Transcurrido el 15% del ciclo:** El antepié también toma contacto con el suelo.
- **Transcurrido el 40% del ciclo:** El talón inicia su elevación del suelo.

- **Transcurrido el 50% del ciclo:** Despegue del antepié, esta sub fase termina con la siguiente.
- **Transcurrido el 60% del ciclo:** Los dedos se despegan del piso.

Las subdivisiones mostradas anteriormente corresponden a la fase de apoyo, por tanto como se muestra estas componen el 60% del ciclo de marcha, el 40% restante lo aporta la fase de oscilación.

Además de las subdivisiones de cada una de las fases es necesario considerar los periodos que se dan a lo largo del ciclo, estos periodos corresponden a acciones que de una u otra manera dividen el ciclo de la marcha. Esta marcha se divide en cuatro periodos que se relacionan a continuación:

a. **Primer periodo de doble apoyo:** Este periodo se inicia cuando el talón del pie que se tomó como referencia hace contacto con el suelo, esto produce una desaceleración del cuerpo, este periodo termina cuando el otro miembro se despega totalmente del piso. [26]

b. **Primer apoyo unipodal:** En este periodo el peso del cuerpo se encuentra únicamente sobre extremidad que se tomó de referencia, mientras que la otra extremidad se encuentra oscilando en el aire.

c. **Segundo doble apoyo:** En este periodo el antepié de la extremidad tomada como referencia es el único que hace contacto con el suelo, lo cual genera una aceleración del cuerpo hacia adelante, por lo tanto a este miembro se le llama el miembro propulsor o miembro activo.

d. **Segundo apoyo unipodal:** El pie tomado como referencia que anteriormente solo se encontraba apoyado en el antepié, se levanta del suelo e inicia la fase de oscilación.

Para la marcha humana deben considerarse ciertos factores los cuales pueden variar de una persona a otra debido a que dependen de elementos propios del ser humano como la estatura, dichos elementos se ven relacionados a continuación:

1.6.2.3. Longitud del paso

Esta distancia se mide entre los puntos iniciales de apoyo de ambos pies. La longitud promedio es de 75 cm.

1.6.2.4. Anchura del paso

Esta es la distancia entre los puntos medios de los dos talones. En un terreno llano el promedio es de 10 cm.

1.6.2.5. Cadencia

Mide los números de pasos dados en una unidad de tiempo, generalmente esta unidad de tiempo son minutos. La cadencia en la marcha humana para personas adultas se encuentra entre 100 y 120 ppm.

1.6.2.6. Velocidad de la marcha

Es una distancia recorrida en una unidad de tiempo determinada, esta se obtiene del producto ente la longitud del paso y la cadencia. La velocidad en la marcha para personas adultas oscila entre 4.5 y 4.8 Km/h. [25]

1.6.2.7. Selección y diseño del controlador:

La selección y diseño del controlador deben considerarse como un punto importante en el desarrollo de un exoesqueleto. El controlador es quien permite que el exoesqueleto ejecute las tareas de la caminata humana correctamente al seguir referencias previamente establecidas.

1.6.3. Elección del controlador

Para la elección del controlador se debe observar y analizar cada una de las alternativas que existen debido a que cada una proporciona ciertas características que favorecen de una u otra manera del diseño, sin embargo cada una presenta diferentes dificultades en cuanto a su implementación. Tres de los controladores que pueden ser implementados se relacionan a continuación:

- Control PD.
- Control PID.
- Control PD+ con compensación por gravedad.

Estas técnicas de control son nombradas con el fin de proporcionar una referencia sobre algunos controladores que pueden llegar a ser implementados. Los controles relacionados anteriormente son los más conocidos en la industria; sin embargo cabe aclarar que existen otros controladores como el LGR (Lugar geométrico de raices) o el control por realimentación de estados que pueden ser utilizados para regular el exoesqueleto.

1.6.4. Modelo matemático por Euler-Lagrange

Las ecuaciones de Euler-Lagrange se utilizan para describir cualquier sistema mecánico por medio de coordenadas generalizadas de posición. El Lagrangiano se utiliza para los sistemas conservativos y es un caso particular de las ecuaciones de Euler-Lagrange. [27]

Las coordenadas generalizadas se definen como un sistema de coordenadas curvilíneas sobre la variedad de configuración de un sistema físico, es decir, supongamos que una partícula o un sistema de n partículas se mueven sujetas a posibles condiciones, entonces se necesitan un número mínimo de coordenadas independientes para especificar el movimiento. Estas coordenadas son denotadas por $qn\ (q1, q2, q3, \dots\ , qn)$, y pueden ser implementadas como distancia, ángulos o alguna cantidad que las relacione.

Las ecuaciones de Euler-Lagrange consisten en una serie de derivadas con respecto al tiempo y a las coordenadas generalizadas de cierto tipo de problema.

Para el caso propio del proyecto estas ecuaciones serán implementadas en el modelamiento de las energías tanto cinética como potencial. [28]

1.7. SISTEMAS DE CONTROL

"Un sistema es una combinación de componentes que actúan juntos y realizan un objetivo determinado. Un sistema no necesariamente físico. El concepto de sistema se aplica a fenómenos abstractos y dinámicos, tales como se encuentran en la economía. Por tanto, la palabra sistema debe interpretarse como una implicación de sistemas físicos, biológicos, económicos y similares." [29]

1.7.1. CONCEPTOS BÁSICOS

1.7.1.1. Función de Transferencia

La función de transferencia se usa frecuentemente para caracterizar las relaciones de entrada y salida de sistemas que se describen mediante ecuaciones lineales y, en algunos casos son, invariantes con el tiempo. [29]

1.7.1.2. Señal de referencia

Es el valor al que se desea llegue la señal de salida.

1.7.1.3. Señal de salida

Es también llamada variable controlada y es aquella variable que se desea controlar. Esta variable puede ser una magnitud de posición, velocidad, temperatura, etc.

1.7.1.4. Error

La señal de error es la diferencia entre la señal de referencia y la señal de salida.

1.7.1.5. Señal de Control

Es aquella señal producida por el controlador para modificar la variable controlada para de esta manera disminuir, o eliminar completamente el error.

1.7.1.6. Planta

Es el elemento físico que se desea controlar. Planta puede ser: un motor, un horno, un sistema de disparo, un sistema de navegación, un tanque de combustible, etc. [30]

1.7.1.7. Sensores y Transductores

Los sensores con dispositivos sensibles a los cambios de las magnitudes que miden como longitud, temperatura, posición, etc. El transductor es un dispositivo que convierte estas medidas en señales eléctricas que permitan alimentar el registro o control de la planta.

1.7.1.8. Sistema de Control en lazo cerrado

El sistema de lazo cerrado (ver Ilustración 7) es aquel en el que continuamente se está monitoreando la señal de salida para compararla con la señal de referencia y calcular la señal de error, la cual a su vez es aplicada al controlador para generar la señal de control y tratar de llevar la señal de salida al valor deseado. También es llamado control realimentado. [31]

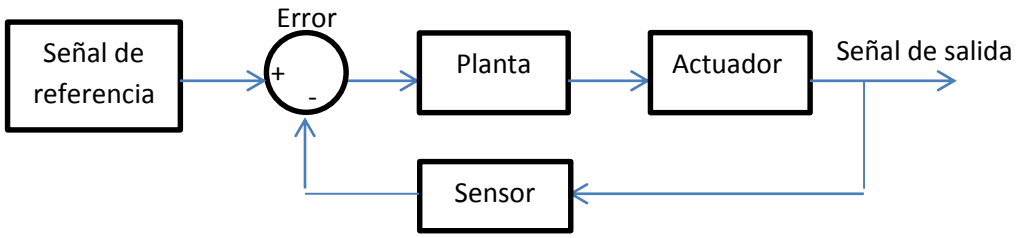

Ilustración 7. Sistema de control de lazo cerrado.

1.7.1.9. Sistema de control en lazo abierto

El sistema de control de lazo abierto (ver Ilustración 8) es aquel en el que la señal de salida no está en constante monitoreo para poder de esta manera generar la señal de control.

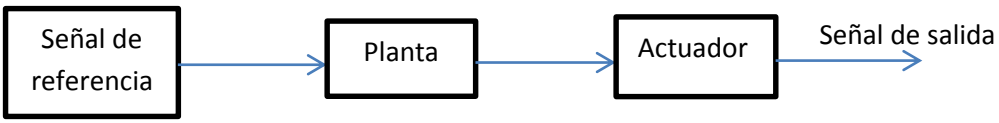

Ilustración 8. Sistema de control de lazo abierto.

1.7.2. ORDEN DE LOS SISTEMAS

El orden de los sistemas depende directamente de la cantidad de elementos S o Z en su polinomio característico

1.7.2.1. Sistema de primer orden

Se conoce como sistema de primer orden a aquellos sistemas que contienen un solo elemento S o Z en su función de transferencia o polinomio característico. Al implementar la transformada de Laplace se usa la letra S como variable compleja, dado que esta posee una parte real y una parte compleja.

$$g(s) = \frac{k}{\tau s + 1} \quad \textbf{(1)}$$

1.7.2.2. Sistema de segundo orden

Son conocidos como sistemas de segundo orden aquellos que contienen un polinomio de orden dos como se puede observar en la Ecuación 2.

$$H(s) = K\frac{{\omega_o}^2}{S^2 + 2\xi\omega_0 S + {\omega_0}^2} \quad \textbf{(2)}$$

1.8. CONTROLADORES

1.8.1. Acción proporcional, acción integral, acción proporcional-derivativa

1.8.1.1. Acción Proporcional

La acción del control proporcional da una salida que se vuelve proporcional al error *Kp* veces, ya que esta descrita de la siguiente manera:

$$C_P(S) = K_P \tag{3}$$

Donde *Kp* es una ganancia proporcional ajustable. Un controlador proporcional puede controlar cualquier planta estable, pero posee desempeño limitado y error en régimen permanente (off-set). [32]

1.8.1.2. Acción Integral

En la acción del control integral, La señal u(t) tiene un valor diferente de cero cuando la señal del error e(t) es cero. Por lo que se concluye que dada la referencia constante, o perturbaciones, el error en régimen permanente es cero. [32]

Un problema que presenta el control integral es que da una salida del controlador que se vuelve proporcional al error acumulado, volviendo por tal motivo un controlador lento. Está descrito de la siguiente manera:

$$u(t) = K_i \int_0^t e(\tau) d\tau \tag{4}$$

$$C_i(s) = \frac{K_i}{s} \quad \textbf{(5)}$$

1.8.1.3. Acción del Control Proporcional-Derivativo

La acción del control derivativo tiene un carácter de prevención, ya que afecta directamente el tiempo de respuesta, haciendo este mucho más rápido. Está descrito de la siguiente manera:

$$u(t) = K_p e(t) + K_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad \textbf{(6)}$$

Este tipo de acción presenta una gran desventaja, la cual es que amplifica las señales de ruido, provocando de esta manera, que se pueda saturar el actuador. La acción de control derivativa no se puede usar por sí sola, ya que es sólo útil en periodos transitorios.

Al agregar una acción derivativa a un controlador proporcional, resulta un controlador de muy alta sensibilidad, generando de esta manera que responda al mínimo cambio del error y produce una corrección significativa, con una menor magnitud de la señal de error. Esto no quiere decir que afecte directamente al error en estado estacionario, sino que añade amortiguamiento al sistema, generando así, una mayor ganancia de K, y consecuentemente, provoca una mejor precisión en estado estable [32].

CAPÍTULO 2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El objetivo de este proyecto de grado es desarrollar e implementar un sistema de control multivariable para un exoesqueleto de miembro inferior con el fin de emular la marcha humana. Como punto de partida se estudia la dinámica de la marcha humana, mediante esta se implementa el modelo matemático de la pierna humana. El modelo propuesto inicialmente, consideraba los tres grados de libertad de los miembros inferiores de mayor importancia en la marcha humana (Cadera, rodilla y tobillo); sin embargo debido al complejo trabajo matemático se optó por un modelo que considera dos grados de libertad (Cadera y rodilla), y que permite ser interpretado como un sistema doble péndulo. El modelo matemático y la simulación del sistema consideran las dos fases de apoyo de la marcha humana (Apoyo simple y doble apoyo). Este tipo de sistemas cuenta con características no lineales, por lo tanto este debe ser linealizado sobre los puntos de equilibrio en cada una de las fases.

2.1. OBJETIVO GENERAL

Diseño, desarrollo, implementación y puesta en funcionamiento de un sistema de control que permita emular la marcha humana en un exoesqueleto de miembro inferior.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desarrollar y analizar el modelo matemático de la dinámica de la marcha humana, con el fin de obtener cada una de las variables del sistema que se quieren controlar, y la respectiva identificación del tipo de sistema.

• Desarrollar una interfaz gráfica la cual permita observar los ángulos correspondientes a cada uno de los grados de libertad estudiados.

• Estudiar y analizar algunas de las técnicas de control aplicadas en la actualidad en exoesqueletos de miembro inferior, con el fin de identificar la que proporcione mayores ventajas para el desarrollo e implementación de este proyecto.

• Plantear y analizar el controlador seleccionado, empleando las técnicas desarrolladas y considerando tanto el tiempo de respuesta como su practicidad para la implementación en un exoesqueleto previamente fabricado.

2.3. METODOLOGÍA

Gracias a los conceptos que se lograron desarrollar en la materia de Diseño Mecatrónico, y teniendo esto como base para el desarrollo de este trabajo de grado, se consideró necesario el poder abordar un conocimiento mayor en conceptos de control con un grado de aplicabilidad mayor. Siendo pues la base, un desarrollo en la recuperación de algún tipo de lesión, es necesario que como primera instancia, se haga una investigación de las lesiones más comunes en deportistas de alto nivel, esto permitirá entonces, que se logre tener un control del exoesqueleto de tal manera que la recuperación programada cumpla su objetivo en un menor tiempo y con mayor facilidad para el paciente.

Dado que la finalidad del proyecto es la emulación de la marcha humana y ya teniendo en cuenta, los grados permitidos por las restricciones propias del

cuerpo humano, es necesario que se haga una profunda investigación en las gráficas que cada una de las articulaciones presenta a la hora del movimiento humano. Esto facilitará entonces que se conozca los rangos máximos y mínimos que maneja cada movimiento intrínseco en la marcha.

Estas investigaciones preliminares harán del desarrollo del proyecto un tema más completo, dado que al saber que y como toca controlar, se puede establecer con mayor efectividad el tipo de control más óptimo, y más robusto, permitiendo así que el tiempo de respuesta sea más parecido al que el humano posee al caminar.

Como parte final del proyecto, es importante poder implementar dicho control en una planta física, para lo cual se utilizara una estructura de tren inferior humano, previamente diseñado, para de esta forma poder hacer las pruebas necesarias, que nos permitan comprobar la robustez y efectividad del control, y de muestra del trabajo realizado, teniendo como resultado cada uno de los eslabones controlados tengan una gráfica muy cercana al movimiento ejecutado por su parecido en las articulaciones humanas del tren inferior.

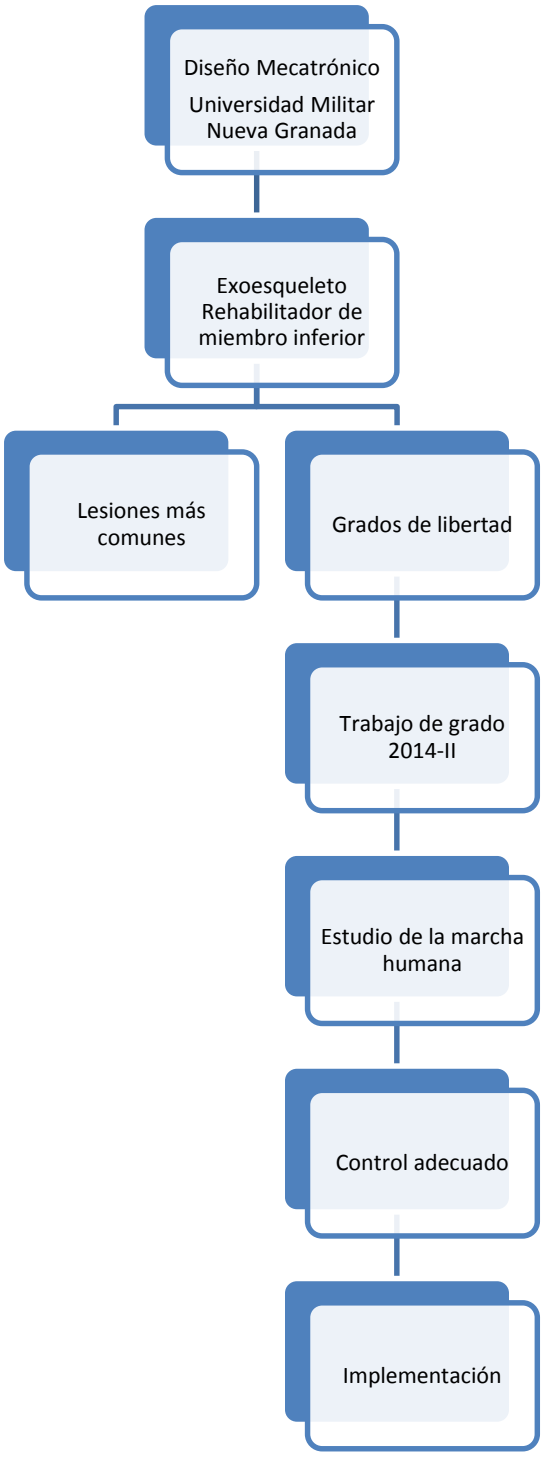

Ilustración 9. Metodología de trabajo

CAPÍTULO 3. DISEÑO DEL CONTROL PARA UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO INFERIOR

3.1. ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA

La marcha humana se define como un modo de locomoción bípeda, en la que se ven involucrados principalmente los miembros inferiores del cuerpo humano. Esta se caracteriza por el trabajo alternado de cada una de las extremidades inferiores de manera repetitiva.

Esta acción es aprendida en la etapa inicial de la vida del ser humano y es desarrollada en su totalidad en los primeros ocho o nueve años de vida, sin embargo según el informe mundial sobre la discapacidad, realizado por la Organización Mundial de la Salud©, un poco más de "785 millones de personas (15.6%) de 15 años y más viven con una discapacidad, (…) del total estimado de personas con discapacidad, 110 millones (2.2%) tienen dificultades muy significativas de funcionamiento." [33] Esto quiere decir que cierta cantidad de la población mundial presenta limitaciones motoras en la ejecución de la marcha, lo cual hace necesario el uso de dispositivos que ayuden al ser humano a ejecutar la caminata.

Para minimizar los efectos de las discapacidades motoras se utilizan ciertos dispositivos que aportan características físicas al cuerpo como el exoesqueleto, ya que este proporciona gran autonomía al sujeto que lo use, sin embargo el desarrollo de estos implica un estudio detallado de la biomecánica del cuerpo humano y de la marcha humana, adicionalmente deben considerarse ciertas características como el tipo del terreno, la velocidad de la marcha, la pendiente

que tiene el terreno, entre otros. Para realizar el análisis de la marcha humana, se consideran características normales, es decir, el análisis se efectúa en el suelo plano, y con parámetros promedios de la población (Velocidad, longitud de paso y algunas características antropométricas).

El ciclo de la marcha humana es repetitivo, lo que genera que cada una de las articulaciones cumpla una trayectoria determinada a lo largo del ciclo. Mediante el seguimiento de trayectorias de cada una de las articulaciones se conforman dos fases de apoyo: simple apoyo y doble apoyo. Cada una de estas fases presenta ciertas características en el movimiento.

En el análisis de la marcha debe tenerse en cuenta que generalmente el inicio del ciclo se considera cuando el talón derecho toma contacto con el suelo y la finalización se da cuando este mismo hace contacto por segunda vez con el suelo, a lo largo de este ciclo se dan las dos fases de apoyo nombradas anteriormente. Debido a las diferencias que se presentan en cada una de las fases es necesario analizar las fases por separado debido a que ambas presentaran distintos modelos.
Mediante OpenSim® [34] se realiza la simulación del tren inferior con los movimientos correspondientes a la marcha humana. OpenSim® es una plataforma que permite observar y simular en 3D el esqueleto humano agregando movimientos naturales que puede efectuar el cuerpo humano. Para la obtención de las gráficas de cada uno de los grados de libertad sobre el plano sagital se carga el movimiento correspondiente a la marcha humana en el modelo tridimensional, permitiendo así que este emule virtualmente la marcha humana.

Para la simulación de la marcha humana, son usados los parámetros de velocidad estándar del programa, lo cual da como resultado un tiempo de ejecución del ciclo de 1.2 s aproximadamente, este tiempo representa una

velocidad promedio en la marcha. Mediante esto se obtienen las gráficas con el tiempo nombrado anteriormente. La Ilustración 10 se muestra las trayectorias que sigue cada uno de los seis grados de libertad en todo el ciclo de marcha.

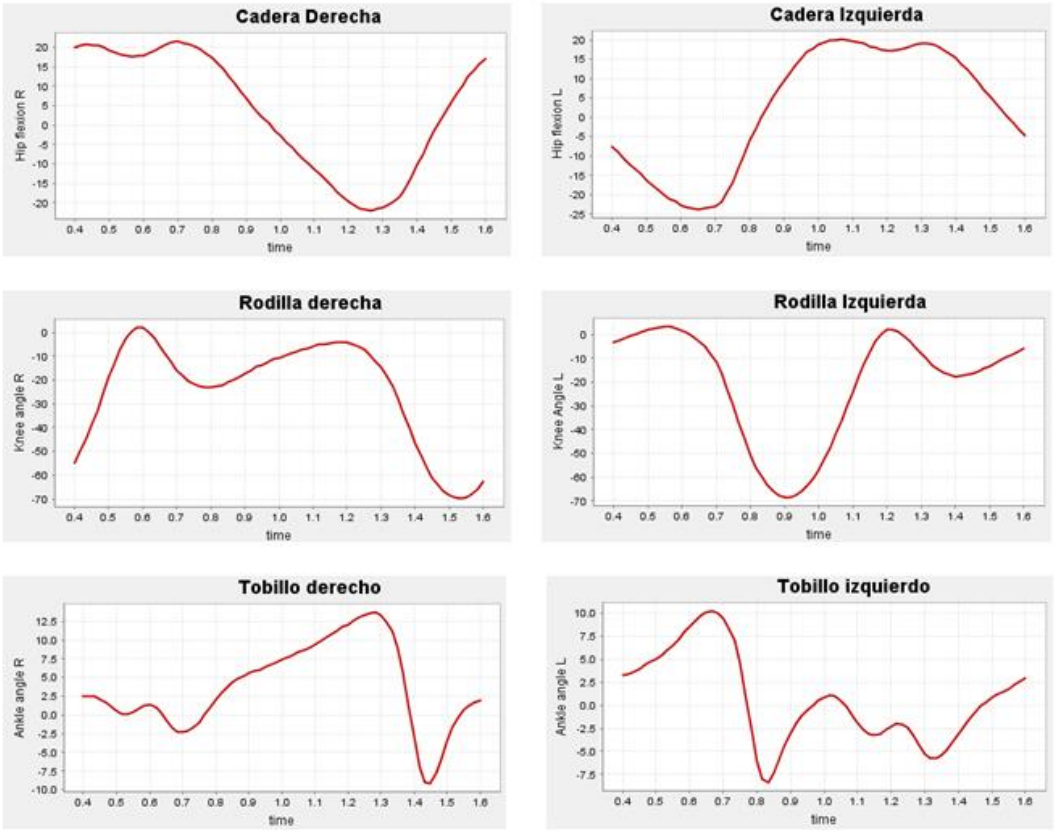

Ilustración 10. Trayectorias de las articulaciones en la marcha humana. Realizada en: OpenSim®

Debido a que el cuerpo cumple movimientos en tres planos: Sagital, horizontal o transversal y frontal o ante posterior [35], el análisis se limita estrictamente sobre el plano sagital, por tal razón se restringen movimiento en otro planos y por lo tanto menor cantidad de grados de libertad. Una vez se efectúa el análisis sobre los grados de libertad del tren inferior en el plano sagital, se obtienen seis gráficas. La Ilustración 11, muestra los tres planos en los que puede ser divido el cuerpo humano.

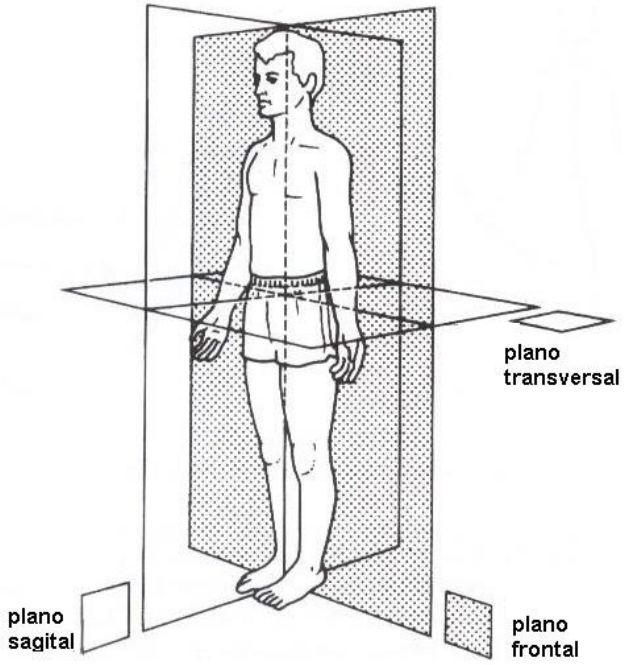

Ilustración 11. Planos de movimiento en la marcha humana.
Tomada de: http://1.bp.blogspot.com/_hYdURZ6Wt-A/S9CWoz03GhI/AAAAAAAAADc/lNtx9AvIKVc/s1600/Dibujo2.bmp

3.1.1. Fase de simple apoyo

La fase de simple apoyo constituye alrededor del 75% del ciclo total de la marcha. Esta fase presenta características de inestabilidad más fuertes que la fase de doble apoyo. Las características de inestabilidad presentes en esta fase provienen del balanceo de la segunda extremidad inferior que no hace contacto con el suelo [36]. Para el análisis de la fase de simple apoyo es necesario ubicarse en el plano sagital, de esta manera se obtiene una vista lateral del cuerpo humano, mediante esto uno de los tobillos funciona como pivote en distintos momentos de la marcha. La Ilustración 12 muestra la fase de apoyo simple a lo largo del ciclo de marcha en tres movimientos.

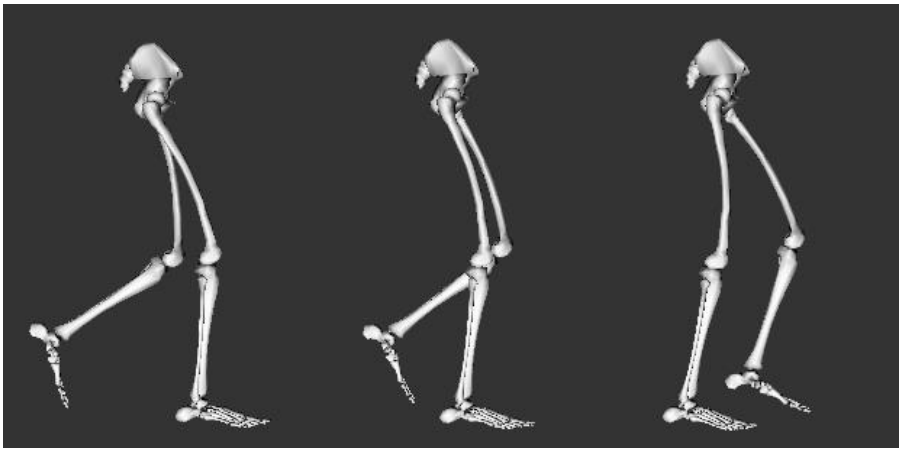

Ilustración 12. Fase de simple apoyo elaborada con OPENSIM®.

3.1.2. Fase de doble apoyo

Esta fase se caracteriza por que ambos pies hacen contacto con el suelo, esto genera mayor estabilidad en el sistema. Esta fase se presenta en dos ocasiones a lo largo del ciclo, conformando el 25% del ciclo total. La estabilidad de esta fase es proporcionada por el apoyo que obtiene de ambos pies. Esta fase cumple un papel fundamental debido a que en este intervalo se ejecuta el cambio de apoyo, es decir, el pie que funcionaba como pivote en la fase de apoyo simple cambia por su contrario, luego mediante este comportamiento la fase de doble apoyo presenta un cambio en la dinámica del sistema. La Ilustración 13 la cual fue elaborada con el simulador libre OpenSim®. Muestra el esqueleto humano cuando entra en la fase de doble apoyo a lo largo de la marcha.

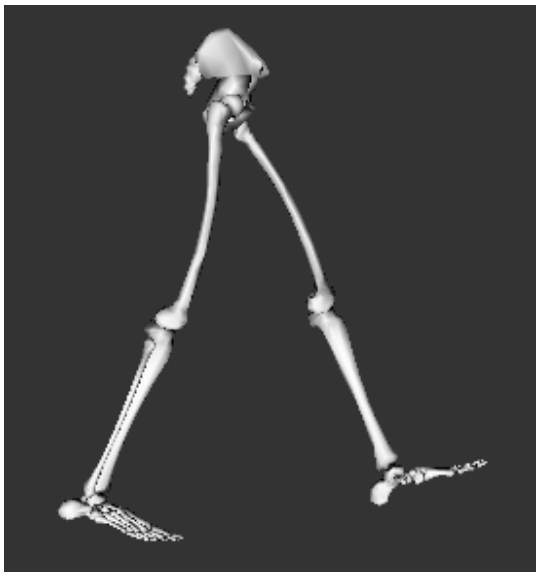

Ilustración 13. Fase de doble apoyo elaborada en OPENSIM®.

A diferencia de la fase de simple apoyo, en esta fase se conforma una cadena cinemática cerrada, esto a causa de que se tienen dos puntos de apoyo, generando así un contacto directo entre ambos pivotes.

3.2. MODELO MATEMÁTICO

Para poder realizar un correcto control del exoesqueleto de miembros inferiores, se hace necesario hacer un análisis de la marcha humana, dado que es primordial conocer en primera instancia las gráficas que genera cada articulación en un ciclo completo de la caminata, además del tiempo que tardan en completarse o los ejes implicados en este movimiento.

Es necesario aclarar que el desarrollo que se mostrará a continuación se hace teniendo en cuenta una extremidad del exoesqueleto, dado que se entiende que tanto el ciclo de ambas será el mismo pero desfasadas en el tiempo, por lo tanto el control y su posterior implementación será exactamente igual para las dos piernas.

3.2.1. Ecuaciones dinámicas

El modelo matemático es desarrollado en base a las articulaciones y partes del tren inferior, para esto se debe considerar que para ejecutar la marcha humana son necesarios tres grados de libertad para cada extremidad como se nombró anteriormente. Mediante esto inicialmente se consideró un sistema de triple péndulo el cual cuenta con tres eslabones y tres grados de libertad conectados entre sí.

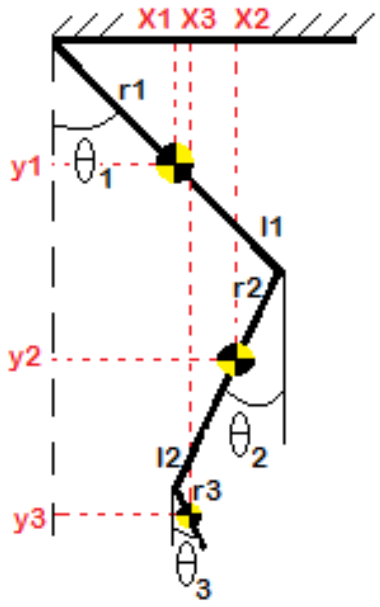

Ilustración 14. Diagrama de cuerpo libre para un triple péndulo.

Como se observa en la Ilustración 14 el sistema del triple péndulo logra homologar a las extremidades inferiores, por tal razón se definen tres ángulos correspondientes a cadera, rodilla y tobillo. Al considerar el sistema de triple péndulo análogo a las extremidades inferiores, se proponen tres (3) ecuaciones de movimiento obtenidas por medio del modelamiento por energías dado por Euler-Lagrange, el cual relaciona las fuerzas externas con las variables del sistema. El resultado obtenido al modelar el sistema se relacionan a continuación (ver tabla 1), mediante a las siguientes variables.

ARTICULACIÓN	VARIABLE	DEFINICIÓN
Cadera	$\boldsymbol{\theta_1}$	Ángulo de la cadera.
Cadera	$\boldsymbol{r_1}$	Distancia entre cadera y centro de masa del 1er eslabón (muslo).
Cadera	$\boldsymbol{m_1}$	Masa del 1er eslabón (muslo).
Cadera	$\boldsymbol{l_1}$	Medida del 1er eslabón (muslo)
Cadera	$\boldsymbol{B_1}$	Coeficiente de fricción viscosa de juntura 1er eslabón – tierra.
Cadera	$\boldsymbol{\tau_1}$	Torque 1er eslabón.
Rodilla	$\boldsymbol{\theta_2}$	Ángulo de la rodilla.
Rodilla	$\boldsymbol{r_2}$	Distancia entre rodilla y centro de masa del 2do eslabón (pantorrilla).
Rodilla	$\boldsymbol{m_2}$	Masa del 2do eslabón (pantorrilla).
Rodilla	$\boldsymbol{l_2}$	Medida del 2do eslabón (pantorrilla).
Rodilla	$\boldsymbol{B_2}$	Coeficiente de fricción viscosa de juntura 2do eslabón – 1er eslabón.
Rodilla	$\boldsymbol{\tau_2}$	Torque 2do eslabón.
Tobillo	$\boldsymbol{\theta_3}$	Ángulo del tobillo.
Tobillo	$\boldsymbol{r_3}$	Distancia entre tobillo y centro de masa del 3er eslabón (pie).
Tobillo	$\boldsymbol{m_3}$	Masa del 3er eslabón (pie).
Tobillo	$\boldsymbol{l_3}$	Medida del 3er eslabón (pie).
Tobillo	$\boldsymbol{B_3}$	Coeficiente de fricción viscosa de juntura 3er eslabón – 2do eslabón.
Tobillo	$\boldsymbol{\tau_3}$	Torque 3er eslabón.
	G	Gravedad.

Tabla N° 1. Asignación de variables

Las ecuaciones de movimiento generadas por la cadera, rodilla y el tobillo, son respectivamente:

$$\tau_1 = \ddot{\theta}_1(\, m_1 r_1^2 + \, m_2 l_1^2 + m_3 l_1^2) + \, \ddot{\theta}_2 (m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) + m_3 l_1 l_2 Cos(\theta_1 - \theta_2)) + \cdots$$

$$\ldots + \ddot{\theta}_3 m_3 l_1 r_3 Cos(\theta_1 - \theta_3) + \dot{\theta}_2^2 (m_2 l_1 r_2 Sen(\theta_1 - \theta_2) + m_2 l_1 l_2 Sen(\theta_1 - \theta_2)) + \cdots \quad \textbf{(7)}$$

$$\ldots + B_1 \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_3 m_3 l_1 r_3 Sen(\theta_1 - \theta_3) + gSen\theta_1 (r_1 m_1 + (l_1 + r_2) * m_2 + (l_1 + l_2 + r_3) * m_3)$$

$$\tau_2 = \ddot{\theta}_1(\, m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) + \, m_3 l_1 l_2 Cos(\theta_1 - \theta_2)) + \, \ddot{\theta}_2 \left(m_2 r_2^2 + m_3 {l_2}^2\right) + \cdots$$

$$\ldots + B_2 \dot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 m_3 l_2 r_3 Cos(\theta_2 - \theta_3) - \dot{\theta}_1^2 m_2 l_1 r_2 Sen(\theta_1 - \theta_2) + \cdots \quad \textbf{(8)}$$

$$\ldots + \dot{\theta}_3^2 m_3 l_2 r_3 Sen(\theta_2 - \theta_3) + gSen\theta_2 (r_2 m_2 + l_2 m_3) - m_3 l_1 l_2 \dot{\theta}_1^2 Sen(\theta_1 - \theta_2)$$

$$\tau_3 = \ddot{\theta}_1 m_3 l_1 r_3 Cos(\theta_1 - \theta_3) + \ddot{\theta}_2 m_3 l_2 r_3 Cos(\theta_2 - \theta_3) + \ddot{\theta}_3 m_3 {r_3}^2 + B_3 \dot{\theta}_3 - \cdots \quad \textbf{(9)}$$

$$\ldots - \dot{\theta}_1^2 m_3 l_1 r_3 Sen(\theta_1 - \theta_3) - \dot{\theta}_2^2 m_3 l_2 r_3 Sen(\theta_2 - \theta_3) + m_3 r_3 gSen\theta_3$$

Con las ecuaciones (7), (8) y (9) se procede a efectuar el correspondiente desarrollo matemático con el fin de despejar las variables que buscan ser controladas: $\ddot{\theta}_1, \ddot{\theta}_2$ y $\ddot{\theta}_3$. Sin embargo a causa del denso desarrollo matemático

que representa el modelo, se opta por disminuir en un grado de libertad el sistema. En la disminución se extrae del modelo el grado de libertad del tobillo, esto permite interpretar el sistema como un péndulo doble (ver Ilustración 15), y mediante este se emulan los dos grados de libertad correspondientes a cadera y rodilla y de aquí se parte para el estudio del modelo matemático.

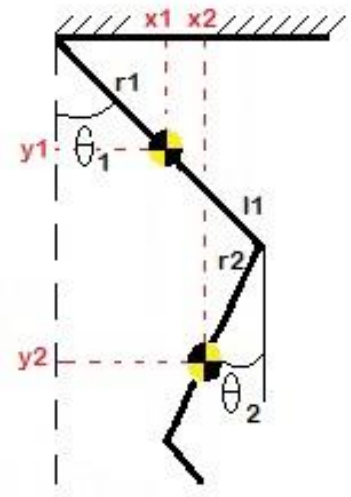

Ilustración 15. Diagrama de cuerpo libre para un doble péndulo.

El modelo mostrado se basa en el modelamiento por energías, comúnmente conocido como Euler – Lagrange, en el cual es necesario encontrar la energía cinética y potencial, además de identificar las fuerzas externas presentes en el sistema para así lograr encontrar las ecuaciones de movimiento que correspondan a cada uno de los grados de libertad.

Inicialmente se deben identificar las componentes de posición de los centros de masa del muslo y de la pantorrilla, los cuales fueron considerados como eslabones semejantes a cuerpos rígidos. Los puntos correspondientes a la

componente horizontal de los centros de masa son relacionados a continuación:

$$x_1 = r_1 Sen\theta_1 \tag{10}$$

$$x_2 = l_1 Sen\theta_1 + r_2 Sen\theta_2 \tag{11}$$

Y para la componente vertical:

$$y_1 = -r_1 Cos\theta_1 \tag{12}$$

$$y_2 = -l_1 Cos\theta_1 - r_2 Cos\theta_2 \tag{13}$$

Al conocer estas componentes de las ecuaciones (12) y (13), es posible identificar la velocidad en cada centro de masa, las cuales son necesarias para calcular la energía cinética en cada articulación. Para calcular las velocidades se aplica la ecuación (14).

$$v^2 = \dot{x}^2 + \dot{y}^2 \tag{14}$$

Al derivar las componentes de posición de la primera articulación se obtiene:

$$\dot{x}_1 = r_1\dot{\theta}_1 Cos\theta_1 \quad \textbf{(15)}$$

$$\dot{y}_1 = r_1\dot{\theta}_1 Sen\theta_1 \quad \textbf{(16)}$$

De igual manera con las componentes de la segunda articulación.

$$\dot{x}_2 = l_1\dot{\theta}_1 Cos\theta_1 + r_2\dot{\theta}_2 Cos\theta_2 \quad \textbf{(17)}$$

$$\dot{y}_2 = l_1\dot{\theta}_1 Sen\theta_1 + r_2\dot{\theta}_2 Sen\theta_2 \quad \textbf{(18)}$$

De esta manera se calculan las velocidades aplicando la ecuación (14), como se explicó anteriormente. En primera instancia se calcula la velocidad para la primera articulación.

$$v_1^2 = r_1^2\dot{\theta}_1^2 Cos^2\theta_1 + r_1^2\dot{\theta}_1^2 Sen^2\theta_1 \quad \textbf{(19)}$$

Como se puede observar la ecuación [19] puede ser simplificada al aplicar una identidad trigonométrica. Al simplificar se obtiene que la velocidad para la primera articulación es equivalente a la siguiente ecuación

$$v_1^2 = r_1^2\dot{\theta}_1^2 \quad \textbf{(20)}$$

De igual manera se calcula la velocidad para la segunda articulación.

$$v_2^2 = l_1^2\dot{\theta}_1^2 Cos^2\theta_1 + 2l_1 r_2 \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 Cos\theta_1 Cos\theta_2 + r_2^2\dot{\theta}_2^2 Cos^2\theta_2 + \cdots$$

$$\ldots + l_1^2\dot{\theta}_1^2 Sen^2\theta_1 + 2l_1 r_2 \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 Sen\theta_1 Sen\theta_2 + r_2^2\dot{\theta}_2^2 Sen^2\theta_2 \quad \textbf{(21)}$$

Como ocurrió con la ecuación de velocidad de la primera articulación, la ecuación (21) puede simplificarse aplicando dos identidades trigonométricas.

$$v_2^2 = l_1^2\dot{\theta}_1^2 + 2l_1 r_2 \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) + r_2^2\dot{\theta}_2^2 \quad \textbf{(22)}$$

Una vez se obtienen las velocidades, es posible calcular la energía cinética total del sistema, sumando las parciales en cada eslabón. La ecuación (23) muestra la definición de la energía cinética.

$$E_k = \frac{1}{2}mv^2 \quad \textbf{(23)}$$

Al reemplazar las dos velocidades correspondientes a cada articulación con sus respectivas masas:

$$E_k = \frac{1}{2}m_1 r_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2\dot{\theta}_1^2 + 2l_1 r_2 \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) + r_2^2\dot{\theta}_2^2) \quad \textbf{(24)}$$

De la misma manera se calcula la energía potencial presente en el sistema. La ecuación (25) muestra la definición de la energía potencial.

$$E_u = mgh \tag{25}$$

Al reemplazar las distancias verticales o alturas de cada uno de los centros de masa de los eslabones:

$$E_u = -(m_1 r_1 + m_2 l_1) g Cos\theta_1 - m_2 g r_2 Cos\theta_2 \tag{26}$$

Mediante esto se conforma el Lagrangiano.

$$L = E_k - E_u \tag{27}$$

$$L = \frac{1}{2} m_1 r_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 (l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + 2 l_1 r_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) + r_2^2 \dot{\theta}_2^2) + \cdots \tag{28}$$

$$\ldots + (m_1 r_1 + m_2 l_1) g Cos\theta_1 + m_2 g r_2 Cos\theta_2$$

Una vez se obtiene el Lagrangiano, se calculan los diferenciales de este con el fin de conocer el comportamiento dinámico de cada una de las variables.

$$\frac{d}{dt}\left[\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i}\right] - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} + \frac{\partial R_i}{\partial \dot{\theta}_i} = \tau_i \tag{29}$$

En este caso a los diferenciales de Lagrange se le suma un coeficiente, el cual representara la fricción viscosa de la articulación en función de la velocidad angular de esta misma.

$$\frac{\partial R_i}{\partial \dot{\theta}_i} = \frac{1}{2}\beta_i \dot{\theta}_i^2 \tag{30}$$

Lagrange para θ_1.

$$\frac{d}{dt}\left[\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1}\right] = \ddot{\theta}_1(\, m_1 r_1^2 + \, m_2 l_1^2) \, + \, m_2 l_1 r_2 \ddot{\theta}_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) - \, \, m_2 l_1 r_2 \dot{\theta}_2 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) Sen(\theta_1 - \theta_2) \tag{31}$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_1} = \, -m_2 l_1 r_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 Sen(\theta_1 - \theta_2) - \, \, (m_1 r_1 + \, m_2 l_1) g Sen\theta_1 \tag{32}$$

$$\frac{\partial R_1}{\partial \dot{\theta}_1} = \, \beta_1 \dot{\theta}_1 \tag{33}$$

Conformando la Ecuación (34).

$$\begin{gathered} \ddot{\theta}_1(\, m_1 r_1^2 + \, m_2 l_1^2) + \, \ddot{\theta}_2 (m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2)) + \, \dot{\theta}_1 \beta_1 \\ + \, \dot{\theta}_2^2 (m_2 l_1 r_2 Sen(\theta_1 - \theta_2)) + \cdots \\ \ldots + (m_1 r_1 + \, m_2 l_1) g Sen\theta_1 = \, \tau_1 \end{gathered} \tag{34}$$

Lagrange para θ_2.

$$\frac{d}{dt}\left[\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2}\right] = \ddot{\theta}_1(m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2)) + m_2 r_2^2 \ddot{\theta}_2 - m_2 l_1 r_2 \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) Sen(\theta_1 - \theta_2) \quad \textbf{(35)}$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_2} = m_2 l_1 r_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 Sen(\theta_1 - \theta_2) - m_2 r_2 g Sen\theta_2 \quad \textbf{(36)}$$

$$\frac{\partial R_2}{\partial \dot{\theta}_2} = \beta_2 \dot{\theta}_2 \quad \textbf{(37)}$$

Conformando la ecuación (38).

$$\ddot{\theta}_1(m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2)) + \ddot{\theta}_2(m_2 r_2^2) - \dot{\theta}_1^2(m_2 l_1 r_2 Sen(\theta_1 - \theta_2)) + \dot{\theta}_2 \beta_2 + \cdots \quad \textbf{(38)}$$

$$\ldots + m_2 r_2 g Sen\theta_2 = \tau_2$$

Para obtener la representación dinámica del comportamiento del sistema, se ordena la ecuación (39) de manera matricial.

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + g(\theta) = \tau \quad \textbf{(39)}$$

$$M(\theta) = \begin{bmatrix} m_1 r_1^2 + m_2 l_1^2 & m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) \\ m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2) & m_2 r_2^2 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad \textbf{(40)}$$

$$C(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} \beta_1 & \dot{\theta}_2 (m_2 l_1 r_2 Sen(\theta_1 - \theta_2) \\ -\dot{\theta}_1 (m_2 l_1 r_2 Sen(\theta_1 - \theta_2) & \beta_2 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad \textbf{(41)}$$

$$g(\theta) = \begin{bmatrix} (m_1 r_1 + m_2 l_1) g Sen\theta_1 \\ m_2 r_2 g Sen\theta_2 \end{bmatrix} \quad \textbf{(42)}$$

$$\tau = \tau 1 * \tau 2 \quad (43)$$

Para poder avanzar en la solución del sistema se deben hallar las ecuaciones de cada uno de los ángulos para poder linealizar sobre el punto de equilibrio y posteriormente conformar la representación de estados.

Al despejar las ecuaciones obtenemos la representación de dos variables en función de otras con un grado menos de derivada.

De la ecuación (44)

$$\ddot{\theta}_2 = \frac{\tau_2 - \ddot{\theta}_1 (\, m_2 l_1 r_2 Cos(\theta_1 - \theta_2)\,) + \dot{\theta}_1^2 (m_2 l_1 r_2 Sen(\theta_1 - \theta_2)) - \dot{\theta}_2 \beta_2 - m_2 r_2 g Sen\theta_2}{m_2 r_2^2} \quad \textbf{(44)}$$

Al reemplazar en la ecuación (38)

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{\tau_1 - \dot{\theta}_1\beta_1 - (m_1r_1 + m_2l_1)gSen\theta_1 - l_1Cos(\theta_1 - \theta_2)\begin{bmatrix}\dot{\theta}_1^2(m_2l_1Sen(\theta_1 - \theta_2)) + \\ +\frac{\tau_2}{r_2} - \frac{\dot{\theta}_2\beta_2}{r_2} - m_2gSen\theta_2\end{bmatrix} - \dot{\theta}_2^2(m_2l_1r_2Sen(\theta_1 - \theta_2))}{m_2l_1^2 - m_2l_1^2Cos^2(\theta_1 - \theta_2) + m_1r_1^2} \quad \textbf{(45)}$$

De la ecuación (46)

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{\tau_1 - \ddot{\theta}_2(\, m_2l_1r_2Cos(\theta_1 - \theta_2)\,) - \dot{\theta}_1\beta_1 - \dot{\theta}_2^2(m_2l_1r_2Sen(\theta_1 - \theta_2)) - (m_1r_1 + m_2l_1)gSen\theta_1}{m_1r_1^2 + m_2l_1^2} \quad \textbf{(46)}$$

Al reemplazar en la ecuación (44)

$$\ddot{\theta}_2 = \frac{(m_1r_1^2 + m_2l_1^2)\begin{bmatrix}\tau_2 + \dot{\theta}_1^2(m_2l_1r_2Sen(\theta_1 - \theta_2)) - \\ -\dot{\theta}_2\beta_2 - m_2r_2gSen\theta_2\end{bmatrix} + m_2l_1r_2Cos(\theta_1 - \theta_2)\begin{bmatrix}\dot{\theta}_2^2(m_2l_1r_2Sen(\theta_1 - \theta_2)) - \tau_1 + \\ +\dot{\theta}_1\beta_1 + (m_1r_1 + m_2l_1)gSen\theta_1\end{bmatrix}}{m_2^2l_1^2r_2^2 - l_1^2m_2^2r_2^2Cos^2(\theta_1 - \theta_2) + m_1m_2r_1^2r_2^2} \quad \textbf{(47)}$$

Para reducir en un grado de derivadas las dos ecuaciones que representan la dinámica del sistema se define la siguiente igualdad:

$$\boldsymbol{\omega_1 = \dot{\theta}_1} \quad \textbf{(48)}$$

$$\boldsymbol{\omega_2 = \dot{\theta}_2} \tag{49}$$

$$\dot{\omega}_1 = \frac{\tau_1 - \omega_1\beta_1 - (m_1r_1 + m_2l_1)gSen\theta_1 - l_1Cos(\theta_1 - \theta_2)\left[\begin{matrix}\omega_1^2(m_2l_1Sen(\theta_1 - \theta_2)) + \\ +\frac{\tau_2}{r_2} - \frac{\omega_2\beta_2}{r_2} - m_2gSen\theta_2\end{matrix}\right] - \omega_2^2(m_2l_1r_2Sen(\theta_1 - \theta_2))}{m_2l_1^2 - m_2l_1^2Cos^2(\theta_1 - \theta_2) + m_1r_1^2} \tag{50}$$

$$\dot{\omega}_2 = \frac{(m_1r_1^2 + m_2l_1^2)\left[\begin{matrix}\tau_2 + \omega_1^2(m_2l_1r_2Sen(\theta_1 - \theta_2)) - \\ -\omega_2\beta_2 - m_2r_2gSen\theta_2\end{matrix}\right] + m_2l_1r_2Cos(\theta_1 - \theta_2)\left[\begin{matrix}\omega_2^2(m_2l_1r_2Sen(\theta_1 - \theta_2)) - \tau_1 + \\ +\omega_1\beta_1 + (m_1r_1 + m_2l_1)gSen\theta_1\end{matrix}\right]}{m_2^2l_1^2r_2^2 - l_1^2m_2^2r_2^2Cos^2(\theta_1 - \theta_2) + m_1m_2r_1^2r_2^2} \tag{51}$$

El sistema cuenta con las siguientes condiciones iniciales, las cuales son definidas de acuerdo a la dinámica que rige al sistema en su inicio.

$$\theta_1 = 0 \tag{52}$$

$$\omega_1 = 0 \tag{53}$$

$$\theta_2 = 0 \tag{54}$$

$$\omega_2 = 0 \tag{55}$$

Se consideran estos puntos debido a la posición erguida del ser humano, es decir la posición natural de una persona cuando se encuentra apoyada sobre los dos pies.

Es necesario linealizar el sistema, para poder representar la dinámica no lineal en un espacio de tiempo.

La linealización del sistema se efectúa por medio de series de Taylor. Para aplicar este método es necesario evaluar cada una de las derivadas parciales del sistema y posteriormente ejecutar un producto de estas con unos valores estimados.

El sistema presenta inestabilidad, por tanto se hac necesario aplicar las series de Taylor. Al calcular las derivadas parciales de cada una de las funciones y de la entrada se obtiene:

$$\frac{\partial \dot{\omega}_1}{\partial \theta_1} = -\frac{(m_1 r_1 + m_2 l_1) g}{m_1 r_1^2} \quad \textbf{(56)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_1}{\partial \omega_1} = -\frac{R\beta_1 - k_a k_b}{R m_1 r_1^2} \quad \textbf{(57)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_1}{\partial \theta_2} = \frac{g l_1 m_2}{m_1 r_1^2} \quad \textbf{(58)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_1}{\partial \omega_2} = \frac{l_1 (R\beta_2 - k_a k_b)}{R m_1 r_1^2 r_2} \quad \textbf{(59)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_1}{\partial u} = \frac{k_a r_2 - k_a l_1}{R m_1 r_1^2 r_2} \quad \textbf{(60)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_2}{\partial \theta_1} = \frac{g l_1 (m_1 r_1 + m_2 l_1)}{m_1 r_1^2 r_2} \quad \textbf{(61)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_2}{\partial \omega_1} = \frac{l_1 (R\beta_1 + k_a k_b)}{R m_1 r_1^2 r_2} \quad \textbf{(62)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_2}{\partial \theta_2} = -\frac{g (m_1 r_1^2 + m_2 l_1^2)}{m_1 r_1^2 r_2} \quad \textbf{(63)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_2}{\partial \omega_2} = -\frac{(R\beta_2 + k_a k_b)(m_1 r_1^2 + m_2 l_1^2)}{R m_1 m_2 r_1^2 r_2^2} \quad \textbf{(64)}$$

$$\frac{\partial \dot{\omega}_2}{\partial u} = -\frac{k_a (m_2 l_1^2 - m_2 l_1 r_2 + m_1 r_1^2)}{R m_1 m_2 r_1^2 r_2^2} \quad \textbf{(65)}$$

Una vez se ejecutan estas ecuaciones, las variables de estado cambian pasan a ser estimadas aunque la variación en el punto de equilibrio sea cero.

Con esto se conforman las matrices para la representación de estados.

$$\dot{\tilde{x}} = A\tilde{x} + B\tilde{u} \quad \textbf{(66)}$$

$$y = C\tilde{x} \tag{67}$$

A, B y C son matrices representadas así:

A es la matriz que contiene las ecuaciones de estado en función de las variables de estado

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\frac{(m_1 r_1 + m_2 l_1) g}{m_1 r_1^2} & -\frac{R\beta_1 - k_a k_b}{R m_1 r_1^2} & \frac{g l_1 m_2}{m_1 r_1^2} & \frac{l_1 (R\beta_2 - k_a k_b)}{R m_1 r_1^2 r_2} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{g l_1 (m_1 r_1 + m_2 l_1)}{m_1 r_1^2 r_2} & \frac{l_1 (R\beta_1 + k_a k_b)}{R m_1 r_1^2 r_2} & -\frac{g(m_1 r_1^2 + m_2 l_1^2)}{m_1 r_1^2 r_2} & -\frac{(R\beta_2 + k_a k_b)(m_1 r_1^2 + m_2 l_1^2)}{R m_1 m_2 r_1^2 r_2^2} \end{bmatrix} \tag{68}$$

B contiene las salidas de cada ecuación de estado.

$$B = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{k_a r_2 - k_a l_1}{R m_1 r_1^2 r_2} \\ 0 \\ -\frac{k_a (m_2 l_1^2 - m_2 l_1 r_2 + m_1 r_1^2)}{R m_1 m_2 r_1^2 r_2^2} \end{bmatrix} \tag{69}$$

C describe las variables que van a ser medidas.

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad \textbf{(70)}$$

Adicionalmente se tiene la siguiente definición para el vector $\tilde{\boldsymbol{x}}$

$$\tilde{x} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \omega_1 \\ \theta_2 \\ \omega_2 \end{bmatrix} \quad \textbf{(71)}$$

Las en las ecuaciones (68), (69) y (70) aparecen las matrices A, B, y C respectivamente, las cuales dejaremos descritas en caso de ser requerida su representación de estado para la utilización de las mismas para un control por representación de estados monovariable.

3.3. CONTROL DE POSICIÓN

El control de posición busca seguir una trayectoria determinada en cada grado de libertad, para esto es necesario considerar los sensores y la realimentación de posición que tienen todos los controladores.

El control de un exoesqueleto de dos o más grados de libertad no puede ser diseñado con técnicas convencionales de control, es decir, técnicas que generalmente permiten controlar o regular una única variable. Para el diseño del controlador de un exoesqueleto con dos grados de libertad es necesario

implementar una estrategia que permita controlar paralelamente los dos grados de libertad.

El control de dos grados de libertad [37] , permite dar solución al problema planteado. Este tipo de controlador abarca una serie de estrategias que proporcionan ciertas ventajas y diferencias entre ellas. Los controladores de dos grados de libertad se consideran como una estrategia avanzada de control, debido a que este involucra la dinámica del robot y en algunos casos la cinemática de este, sin embargo este tipo de controlador proporciona muy buenos resultados en el control de posición y fuerza si se requiere.

Este tipo de controladores ha tomado gran importancia en el desarrollo de robots que cuentan con movimiento de articulaciones y deben seguir trayectorias determinadas. Actualmente se encuentra una gran diversidad de controladores de este tipo como puede ser el caso del controlador PD, PID y PD+ con compensación por gravedad, orientados y diseñados para robots manipuladores [38].

Para lograr plantear la solución al problema del control de posición de un robot de dos grados de libertad, es necesario evaluar el lazo cerrado (ver Ilustración 16) que se debe cumplir para el seguimiento de la trayectoria. En el lazo cerrado se ven involucrados el controlador y el modelo dinámico del robot, sin embargo el segundo cuenta con otros elementos como lo son drivers, actuadores, articulaciones y sensores, los cuales conforman finalmente la totalidad del robot.

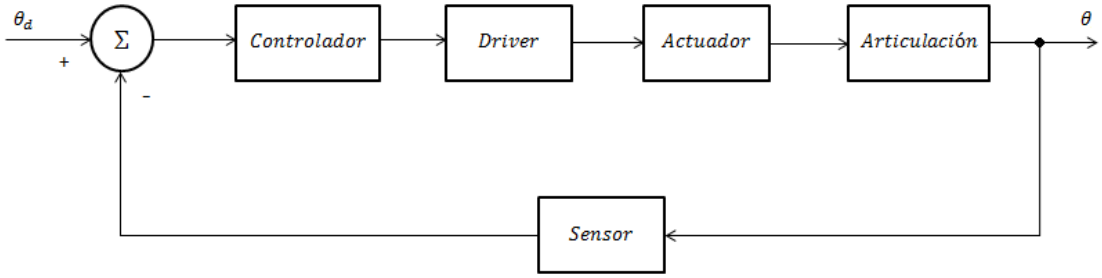

Ilustración 16. Diagrama de bloques del sistema.

Una vez es propuesto el diagrama del lazo cerrado, es necesario estudiar y diseñar el controlador más acorde para dar solución al problema del control de posición, para ello se estudió el comportamiento de los tres controladores más comunes: PD, PID y PD+ con compensación por gravedad.

3.3.1. Controlador PD

El control PD permite solucionar el problema de control de posición; sin embargo este no garantiza el error en estado estacionario igual a cero, es decir que este produce un voltaje de salida con respecto a la referencia. Este controlador cuenta con compensación por gravedad, dicha compensación es empleada para lograr mantener al exoesqueleto en la posición que se desea, debido a que cuando este llega a la posición deseada el error en posición es igual a cero al igual que la velocidad, por tal motivo al trabajar en un plano distinto al horizontal debe incluirse esta matriz la cual compensa los efectos de par gravitacional.

El controlador PD está representado por la siguiente ecuación

$$\boldsymbol{\tau_{pd} = K_p\tilde{q} - K_v\dot{q} + g(q)} \quad \textbf{(72)}$$

Dónde:

$\boldsymbol{K_p}$: Corresponde a la matriz que contiene las ganancias proporcionales. La matriz es cuadrada y depende del número de grados de libertad.

$\boldsymbol{K_v}$: Corresponde a la matriz que contiene las ganancias derivativas. La matriz es cuadrada y depende del número de grados de libertad.

$\boldsymbol{g(q)}$: Matriz de gravedades.

$\boldsymbol{\tilde{q}}$: Error de posición.

$\boldsymbol{\dot{q}}$: Velocidad obtenida.

$\boldsymbol{q_d}$: Posición deseada.

En la función se puede observar que la matriz **g(q)** es la matriz de gravedades, esta matriz puede llegar a ser cero cuando se trabaja sobre el plano horizontal debido a que sobre este plano no son considerados los fenómenos gravitacionales. El diagrama de bloques que representa al controlador PD se muestra en la Ilustración 17.

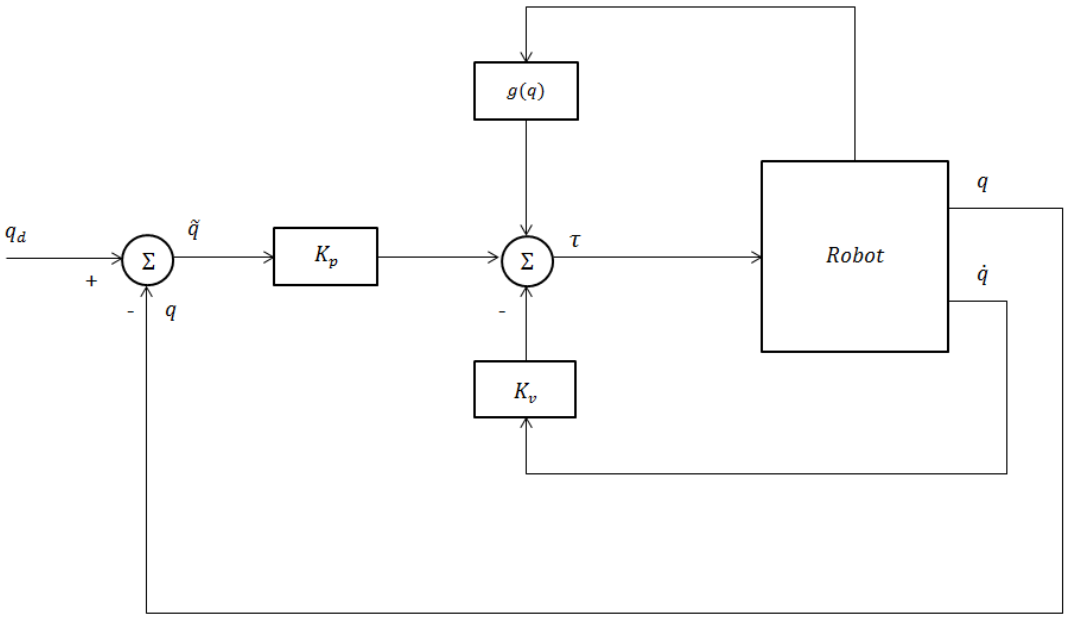

Ilustración 17. Diagrama elaborado del control PD.

El controlador PD no es el ideal para la solución al problema de seguimiento de trayectorias debido al error que presenta en estado estacionario; sin embargo este puede minimizar el error al sintonizar correctamente las constantes de las matrices. Una de las ventajas que proporciona este tipo de controlador es que no requiere un gran recurso computacional lo cual permite una rápida respuesta de este.

Para poder ilustrar el comportamiento del exoesqueleto se hace una simulación en Matlab aplicando la función ODE45 [39] con el fin de dar solución a la ecuación en lazo cerrado del controlador y el exoesqueleto. Para esta simulación se configuran las ganancias proporcionales y derivativas como se muestra en la Tabla 2:

	Ganancias	
Matrices	K1	K1
Proporcional	2000	100
Derivativa	100	5

Tabla 2. Ganancias de constantes del controlador PD.

Los valores de la matriz proporcional son sintonizados con el fin de encontrar la mejor respuesta, sin embargo para la elección de valores de la matriz de ganancias derivativas se consideran como el 5% de la matriz proporcional. Aunque algunos autores recomiendan [37] que la ganancia derivativa debe ser el 20% de la ganancia proporcional, se decidió modificar este valor con el fin de obtener una mejor respuesta en el seguimiento de trayectorias y adicionalmente una respuesta en velocidad más estable.

Las gráficas que se muestran a continuación son el resultado de la simulación, en ellas se evidencia el comportamiento del exoesqueleto en posición para ambos grados de libertad.

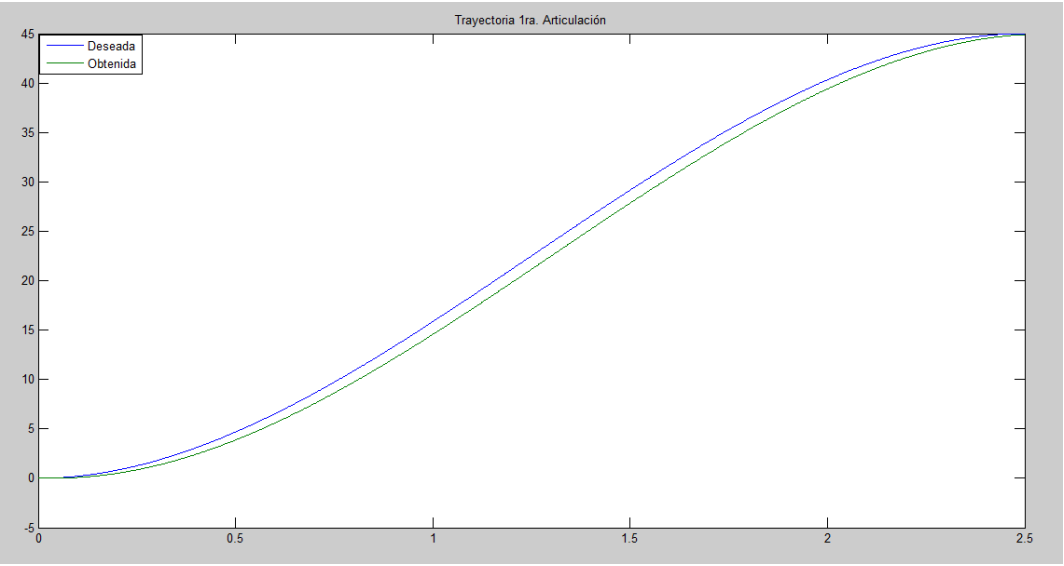

Ilustración 18. Trayectorias 1era. Articulación PD.

La Ilustración 18 muestra el comportamiento del manipulador en posición del primer grado de libertad. En la gráfica se observa en color azul la trayectoria deseada y en verde la trayectoria obtenida. Al observar la gráfica se evidencia un error en la parte central de la trayectoria, sin embargo este responde rápidamente a los posibles cambios que tenga la referencia.

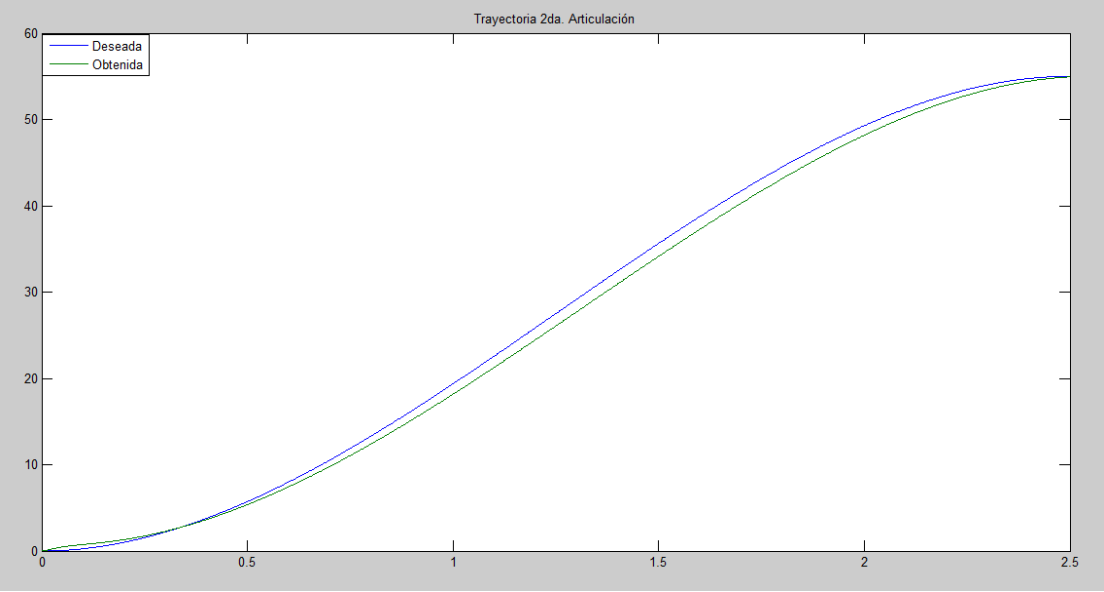

Ilustración 19. Trayectorias 2da. Articulación PD.

La Ilustración 19 muestra el comportamiento del manipulador en posición del segundo grado de libertad. El segundo grado de libertad presenta algunos pequeños momentos de oscilación, sin embargo al igual que en el primer grado responde rápidamente a los cambio que se presenten en la referencia.

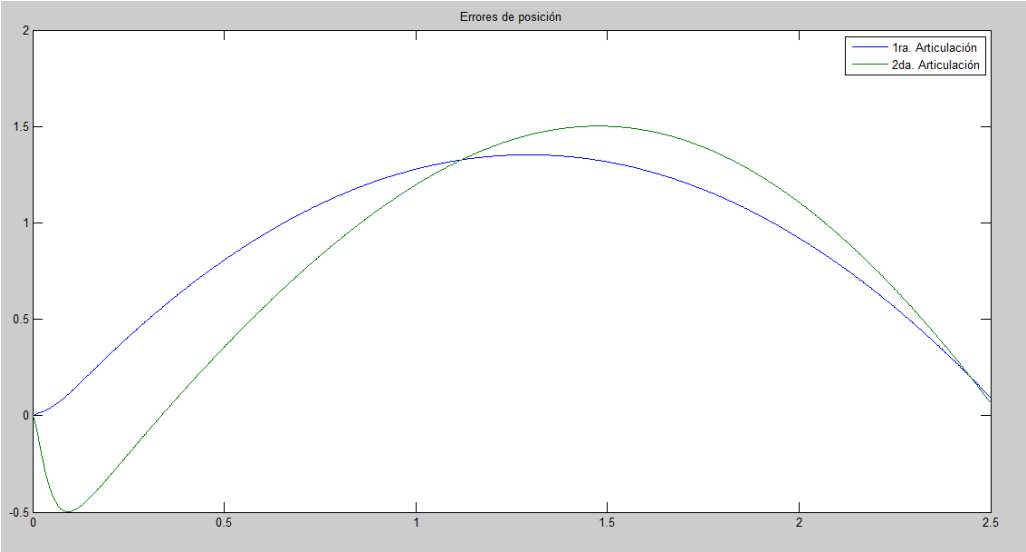

Ilustración 20. Error de posición PD.

La Ilustración 20 muestra el error en posición de cada uno de los grados de libertad. El segundo grado de libertad aunque no presente un gran error en magnitud, oscila más que el primer grado de libertad.

3.3.2. Controlador PID

El control PID en su funcionamiento es similar al control PD, sin embargo este controlador busca disminuir o eliminar en su totalidad el error en estado estacionario o comúnmente conocido como offset. Este controlador cumple un proceso de integración, el cual tiene como función sumar el área bajo la curva del error de posición, lo que genera una acumulación en la energía para lograr disminuir el error en estado estacionario.

El controlador PID está representado por la siguiente ecuación

$$\boldsymbol{\tau_{pid} = K_p\tilde{q} - K_v\dot{q} + K_i \int_0^t \tilde{q}\,(\mu)d\mu + g(q)} \quad \textbf{(73)}$$

Dónde:

$\boldsymbol{K_p}$: Corresponde a la matriz que contiene las ganancias proporcionales. La matriz es cuadrada y depende del número de grados de libertad.

$\boldsymbol{K_v}$: Corresponde a la matriz que contiene las ganancias derivativas. La matriz es cuadrada y depende del número de grados de libertad.

$\boldsymbol{K_i}$: Corresponde a la matriz que contiene las ganancias integrales. La matriz es cuadrada y depende del número de grados de libertad.

$\boldsymbol{g(q)}$: Matriz de gravedades.

$\tilde{\boldsymbol{q}}$: Error de posición.

$\dot{\boldsymbol{q}}$: Velocidad obtenida.

$\boldsymbol{q_d}$: Posición deseada.

En la función se evidencia que la constante integral acompaña a la integral del error en cada instante de tiempo en donde funciona el controlador. La matriz de gravedad puede ser encontrada en este capítulo y esta se conforma con los valores propuestas en la Tabla 1.

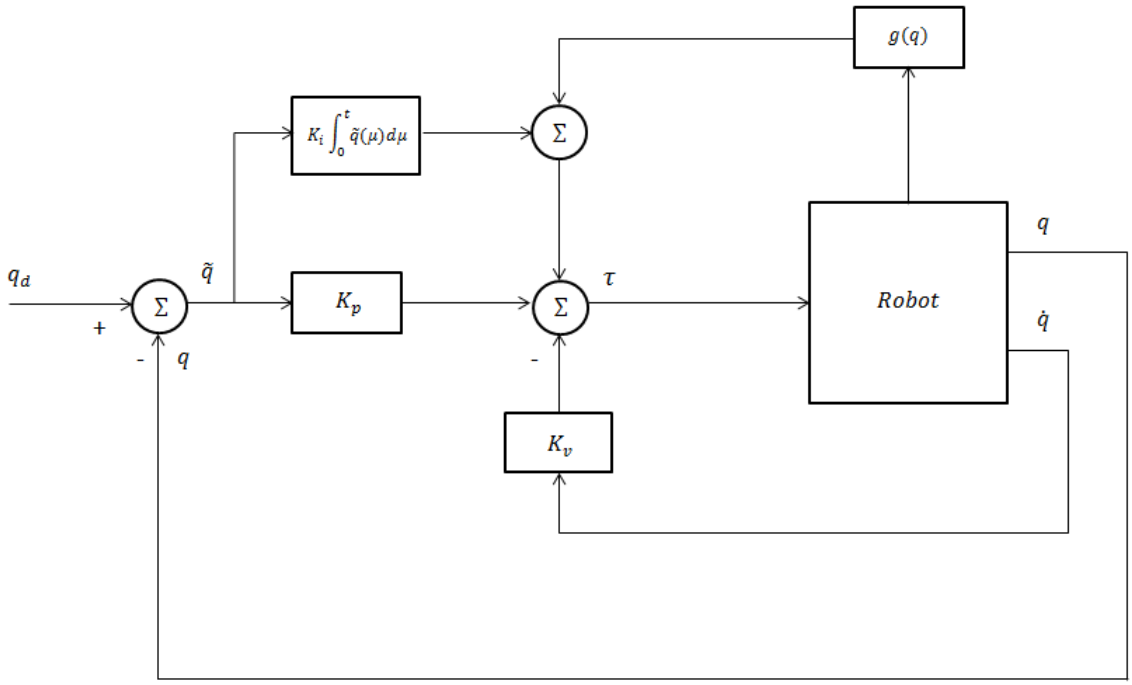

Ilustración 21. Diagrama de bloques PID.

El controlador PID (ver Ilustración 21) se caracteriza por minimizar el error en grandes proporciones en comparación al controlador PD, adicionalmente este tipo de controladores no requiere un gran recurso computacional para poder ser simulado, a diferencia de otro tipo de controladores.

Para observar el comportamiento de este controlador con el exoesqueleto en el lazo cerrado, se crea una simulación en Matlab® la cual permite evidenciar el error de cada uno de los grados de libertad, al igual que las trayectorias recorridas por cada uno de estos.

Para la simulación las matrices de ganancias del controlador fueron sintonizadas con el fin encontrar un punto intermedio entre el número de iteraciones que genera la función ODE45 de Matlab para solucionar el sistema

de ecuaciones diferenciales y la precisión que se busca del control. Los valores dados a estas ganancias se presentan en la siguiente tabla: (Ver código en ANEXO 16.3)

	Ganancias	
Matrices	K1	K2
Proporcional	1000	50
Derivativa	50	2.5
Integral	200	10

Tabla 3. Ganancias de constantes de controlador PID.

Al simular el controlador en lazo cerrado con el modelo del exoesqueleto se obtienen tres gráficas: dos de las gráficas representan las trayectorias deseadas y obtenidas de cada uno de los grados de libertad y una tercera gráfica que representa el error de posición obtenido en cada grado de libertad.

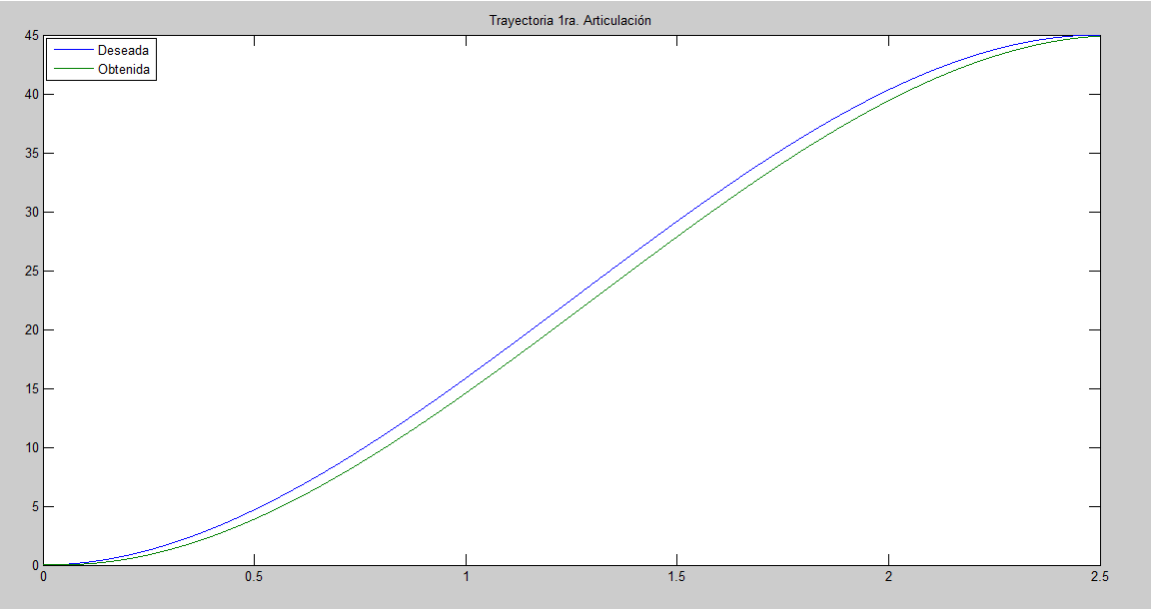

Ilustración 22. Trayectorias 1era. Articulación PID.

En la Ilustración 22 se evidencia el comportamiento del primer grado de libertad en posición, aunque el controlado PID no elimina en su totalidad el error, si lo disminuye y proporciona un mejor comportamiento a lo largo de toda la trayectoria, adicionalmente se resalta que en la respuesta obtenida no se observan cambios bruscos.

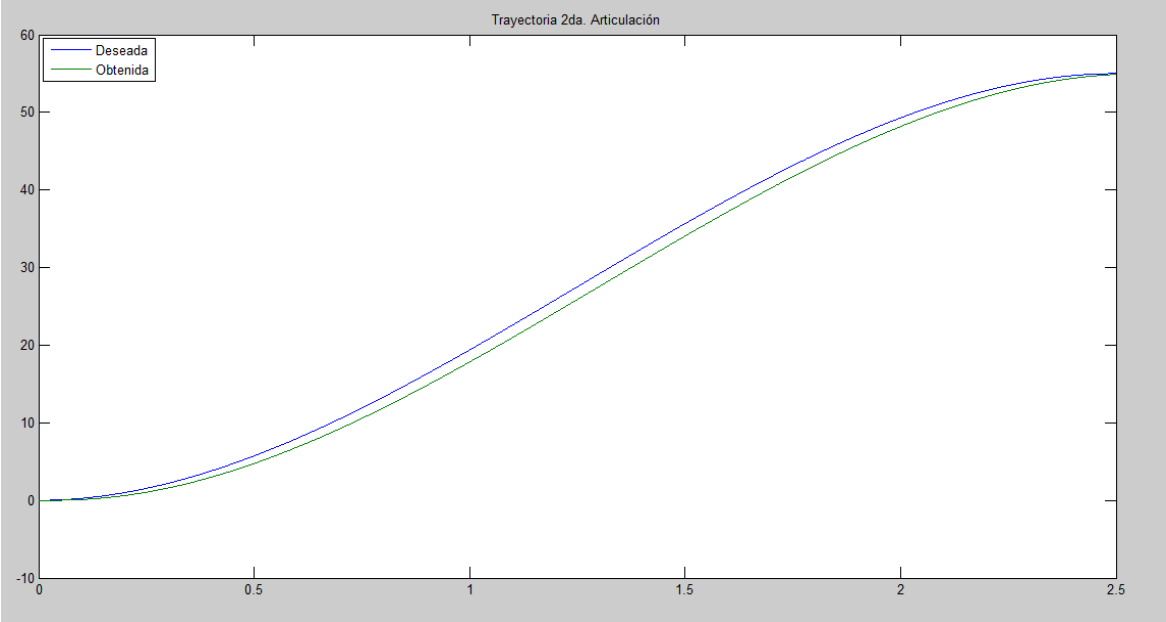

Ilustración 23. Trayectorias 2da. Articulación PID.

Al igual que en el primer grado se observa un error mínimo en la Ilustración 23. Al comparar esta gráfica con la Ilustración 18 se observa que esta trayectoria controlada con PID tiene un mejor comportamiento, debido a que en el inicio de la trayectoria no presenta ninguna oscilación y al final de esta misma llega al final de la referencia con mayor exactitud siempre manteniendo un comportamiento suave.

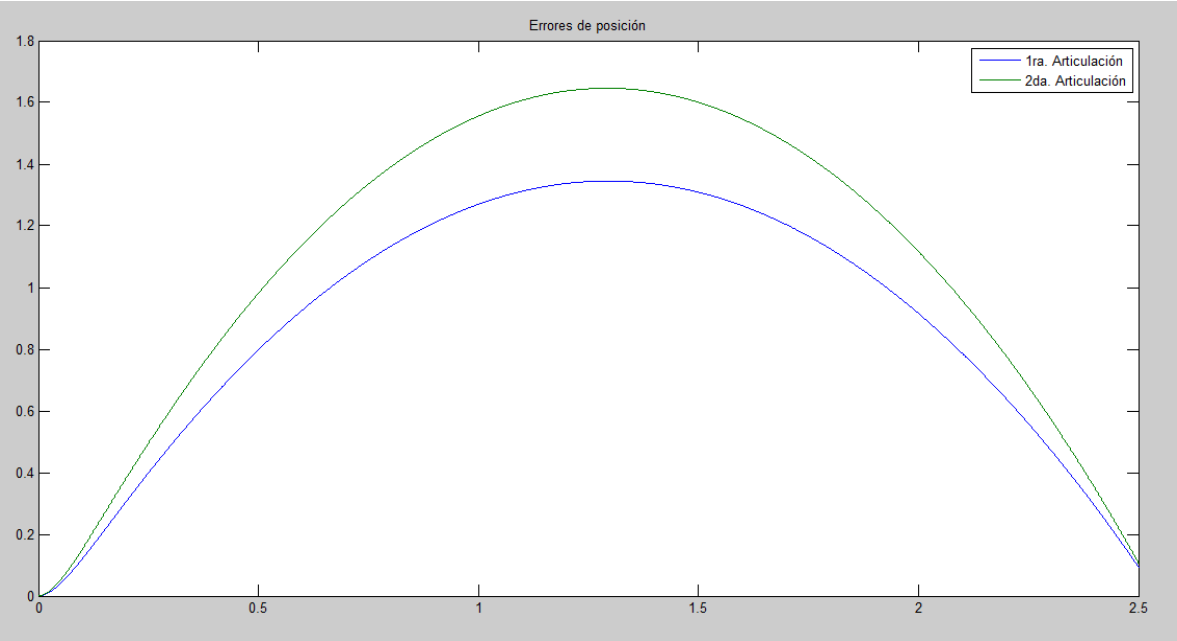

Ilustración 24. Error de posición PID.

El error del controlador PID (ver Ilustración 24) es menor que el proporcionado por el PD, aunque ambos controladores presenten mayor error en la mitad de la trayectoria, el del PID presentado en la Ilustración 24 muestra un comportamiento más uniforme y sin ninguna oscilación.

3.3.3. Controlador PD+

El control PD+ con compensación por gravedad es un algoritmo de control en el que se ven involucrados tres elementos: Control proporcional de posición, control proporcional de velocidad y toda la dinámica del exoesqueleto [38]. Este tipo de controladores permite el seguimiento de trayectorias, velocidades y aceleraciones deseadas.

Este controlador proporciona un tiempo de respuesta rápido al cambio continuo de referencia, sin embargo es necesario conocer de manera exacta el modelo dinámico del exoesqueleto, lo cual implica que cada uno de los parámetros físicos del exoesqueleto debe ser medido y conocido.

El controlador PD+ está representado por la siguiente ecuación:

$$\tau_{pd+} = \boldsymbol{K_p}\tilde{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{K_v}\dot{\tilde{\boldsymbol{q}}} + \boldsymbol{M}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}}_{\boldsymbol{d}} + \boldsymbol{C}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}})\dot{\boldsymbol{q}}_{\boldsymbol{d}} + \boldsymbol{B}\dot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{g}(\boldsymbol{q}) \quad \textbf{(74)}$$

Dónde:

$\boldsymbol{K_p}$: Corresponde a la matriz que contiene las ganancias proporcionales. La matriz es cuadrada y depende del número de grados de libertad.

$\boldsymbol{K_v}$: Corresponde a la matriz que contiene las ganancias derivativas. La matriz es cuadrada y depende del número de grados de libertad.

$\boldsymbol{M}(\boldsymbol{q})$: Matriz de masas.

$\boldsymbol{C}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}})$: Matriz de velocidades.

$\boldsymbol{B}$: Matriz de fricciones.

$\boldsymbol{g}(\boldsymbol{q})$: Matriz de gravedades.

$\tilde{\boldsymbol{q}}$: Error de posición.

$\dot{\tilde{\boldsymbol{q}}}$: Error de velocidad.

$\ddot{\boldsymbol{q}}_{\boldsymbol{d}}$: Aceleración deseada.

$\dot{\boldsymbol{q}}_{\boldsymbol{d}}$: Velocidad deseada.

$\boldsymbol{q}_{\boldsymbol{d}}$: Posición deseada.

Las matrices que conforman la ecuación del controlador que componen la dinámica del exoesqueleto fueron expuestas anteriormente. De igual manera cabe resaltar que los errores de posición, velocidad y aceleración son calculados al restar a la referencia deseada el valor obtenido.

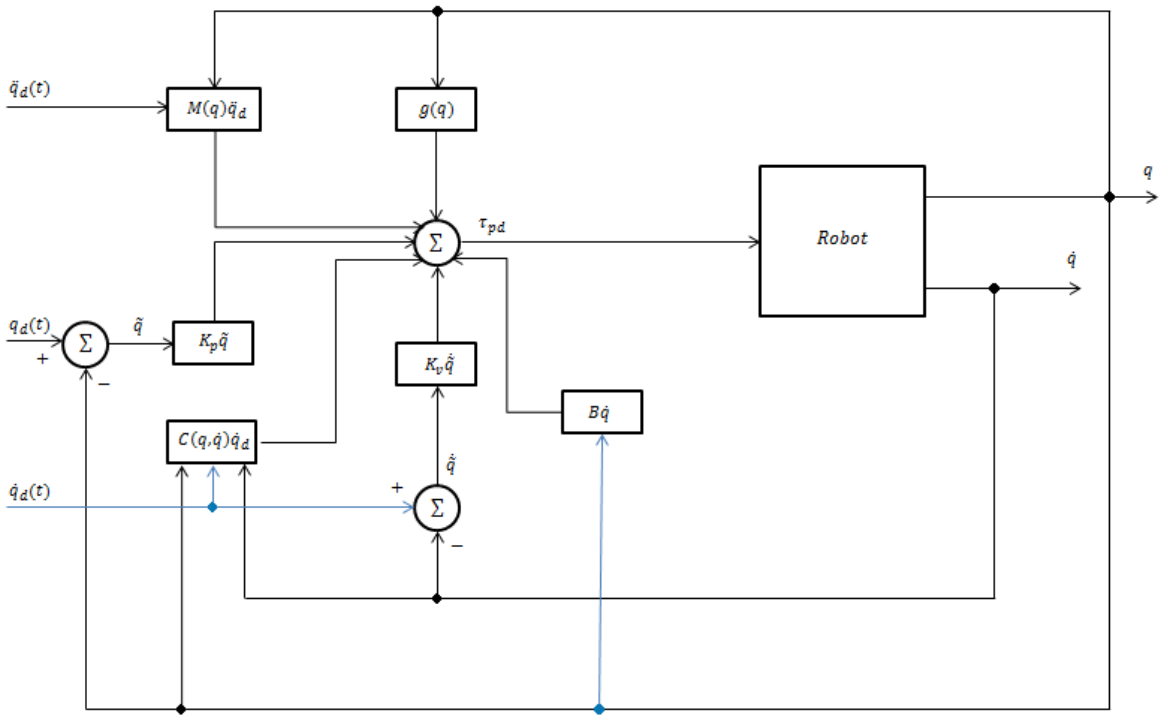

Ilustración 25. Diagrama de bloques PD+.

El controlador PD+ (ver Ilustración 25) se caracteriza por su alta precisión, sin embargo la implementación y simulación de este requieren herramientas computacionales que puedan procesar a gran velocidad.

Al implementar la ecuación del controlador y la ecuación del exoesqueleto por código en Matlab se genera la respectiva simulación. Las matrices son configuradas de acuerdo a los valores presentados en la Tabla 1.

Las matrices de ganancias del controlador fueron sintonizadas con el fin encontrar un punto intermedio entre el número de iteraciones que genera la función ODE45 de Matlab para solucionar el sistema de ecuaciones diferenciales y la precisión que se busca del control. Los valores dados a estas ganancias se presentan en la siguiente tabla:

	Ganancias	
Matriz	K1	K2
Proporcional	900	90
Derivativa	90	9

Tabla 4. Ganancias de constantes de controlador PD+.

Una vez es simulado el lazo cerrado del controlador y el exoesqueleto se obtienen tres gráficas de movimiento; dos de las cuales representan la trayectoria deseada y obtenida de cada uno de los grados de libertad y una tercera que gráfica del error obtenido en cada articulación.

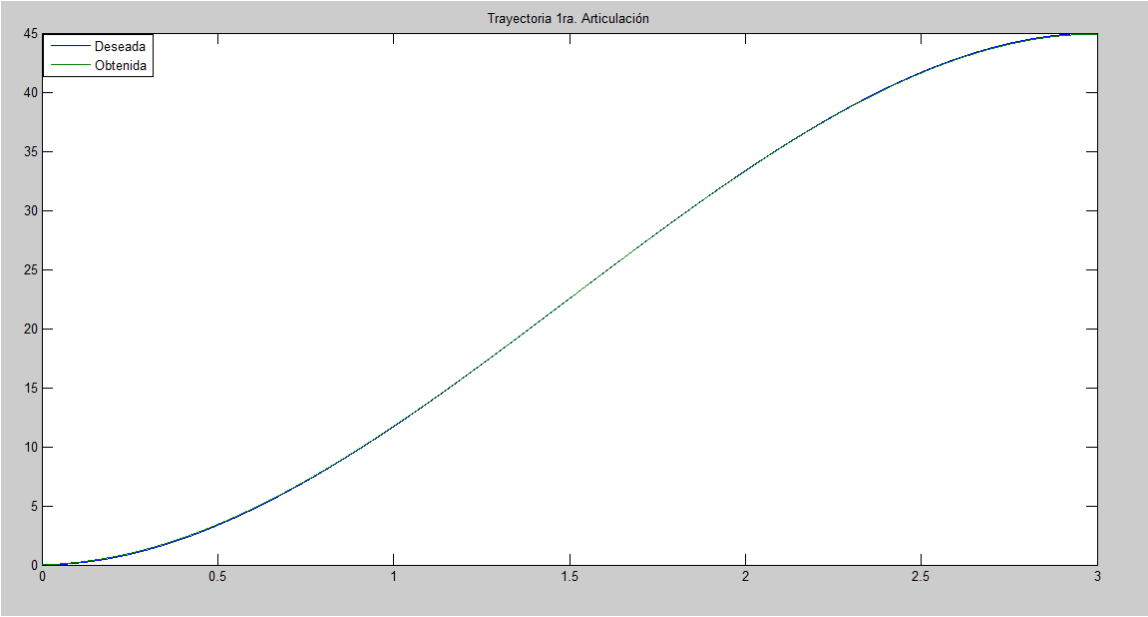

Ilustración 26. Trayectorias 1era. Articulación PD+.

Como se puede observar en la Ilustración 26 la trayectoria obtenida es similar a la deseada, además de que cuenta con un tiempo de respuesta muy rápido a los cambios que pueda tener la referencia.

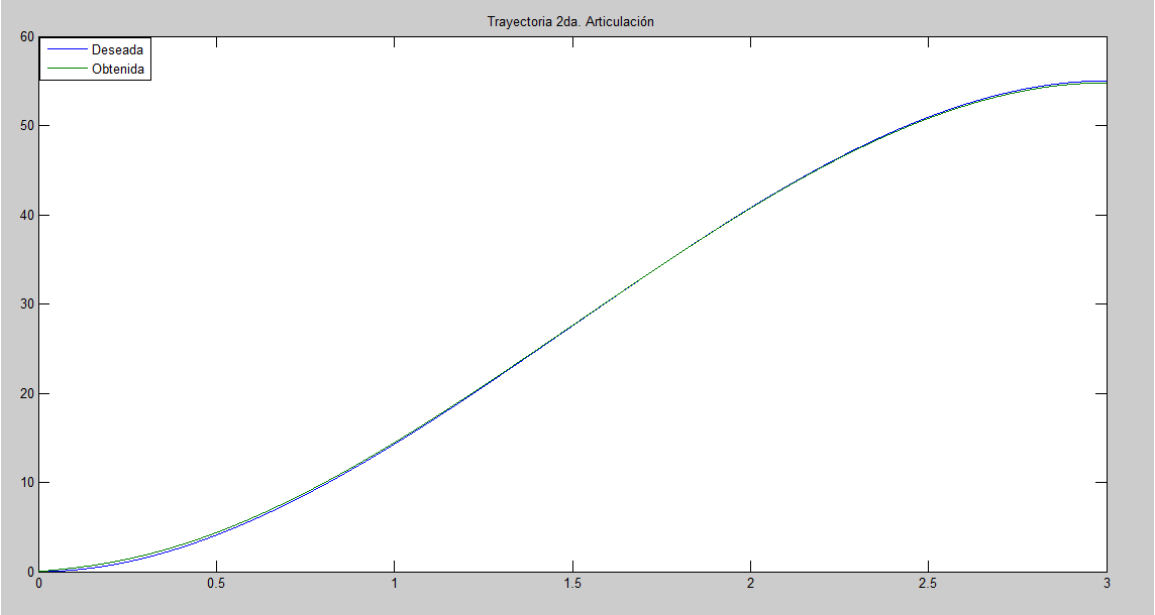

Ilustración 27. Trayectorias 2da. Articulación PD+.

La Ilustración 27 ilustra la trayectoria del segundo grado, en esta se evidencia un comportamiento similar al del primer grado de libertad, es decir que sigue la trayectoria deseada con un error pequeño y un tiempo de respuesta muy rápido en comparación a los otros dos controladores nombrados anteriormente.

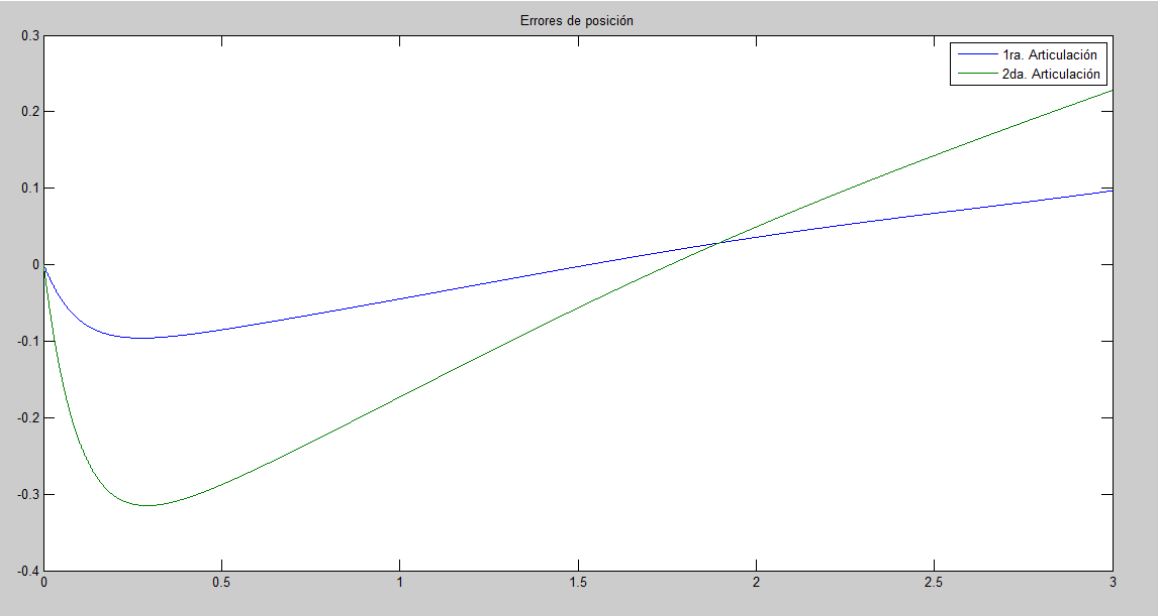

Ilustración 28. Error de posición PD+.

Mediante la Ilustración 28 se puede observar y concluir que este controlador en comparación con los otros dos es el que menor error presenta, aunque este no presente un comportamiento uniforme en la gráfica del error, sus valores siempre son inferiores a los 0.5° de diferencia con la trayectoria deseada.

Una de las características más importantes de este controlador es que aunque presente una alta precisión, este requiere gran recurso computacional y su tiempo de procesamiento es alto en comparación a otros controladores con una precisión similar, sin embargo cabe resaltar el aspecto más importante de este controlador el cual es su buen control en velocidad y aceleración. De igual manera la implementación de un control PD+ presenta un alto grado de complejidad a causa de la regulación de las tres variables mencionadas anteriormente (posición, velocidad y aceleración).

3.4. CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

Mediante el estudio del modelo matemático del tren inferior del cuerpo humano con dos grados de libertad (Cadera y rodilla) es posible conocer lo elementos que intervienen en la dinámica de la marcha, esto permite saber que parámetros deben ser medidos en la estructura del exoesqueleto.

Al terminar el estudio del modelo matemático del tren inferior del cuerpo humando con dos grados de libertad (Cadera y rodilla) y comparar las ecuaciones y resultados obtenidos con modelos presentados por diferentes autores se observa que el estudio del tren inferior se realizó correctamente debido a que las ecuaciones dinámicas coinciden.

Al comparar los tres controladores presentados en este capítulo (PD, PID, PD+) se observa que el controlador con el mejor comportamiento el PD+ debido a que este involucra la dinámica del modelo dentro del controlador, adicionalmente agrega una compensación por gravedad lo que genera mayor estabilidad en la planta.

Los tres controladores expuestos en este capítulo muestran diferentes características para permitir el seguimiento de trayectorias en dos grados de libertad; Sin embargo al observar y analizar las respuestas entregadas por cada controlador diseñado (PD, PID, PD+), se encuentra que el controlador que presenta mayor precisión y comportamiento es el controlador PD+.

El controlador PD+ presenta una alta precisión; sin embargo la implementación de este presenta un alto grado de complejidad debido a los

sensores que requiere para poder funcionar, por tal motivo el control seleccionado para la implementación es el controlador PID.

El controlador PID presenta un comportamiento similar al controlador PD+ en el seguimiento de trayectorias; sin embargo su estructura es más simple debido a que no involucra las matrices dinámicas del exoesqueleto. De igual manera el controlador PD presenta un buen comportamiento, pero en comparación con los otros dos controles (PID y PD+) presenta un error mayor.

CAPÍTULO 4. IMPLEMENTACIÓN

Una vez es diseñado y simulado el controlador, es necesario buscar las herramientas para la implementación física del controlador. Para implementar este controlador es necesario contar con una tarjeta de adquisición que lea los valores de los sensores presentes en el exoesqueleto y posteriormente los envíe a una interfaz que será la encargada de procesar los datos y ejecutar los cálculos del control a lo largo de la trayectoria.

4.1. TARJETA DE ADQUISICIÓN

La tarjeta de adquisición es el dispositivo encargado de medir los ángulos del exoesqueleto y enviar las señales de control a los actuadores del mismo. La tarjeta de adquisición tiene un papel fundamental en el desarrollo del control debido a que los tiempos de adquisición y transmisión de datos tienen gran impacto en la respuesta que pueda proporcionar el controlador.

Todo lo mostrado en esta sección hace referencia a una única tarjeta de adquisición, sin embargo se debe hacer especial énfasis en que se utilizarán dos tarjetas de adquisición exactamente iguales en todo el exoesqueleto y por tal motivo se generaliza el programa del micro controlador y la simulación en Proteus®. La utilización de dos tarjetas de adquisición para el control del exoesqueleto se basa en que se obtendrá mayor rapidez y seguridad de que el control de los motores sea satisfactorio, por tal motivo cada una de las extremidades será controlada por una tarjeta de adquisición independiente.

Para el desarrollo de la tarjeta de adquisición se deben evaluar ciertas características necesarias para la implementación del controlador, dichas características se relacionan a continuación:

- Conversión Análoga-Digital (ADC).
- Salida PWM (Modulación por ancho de pulsos).
- Comunicación serial.

Al considerar estas características básicas para el desarrollo se eligió el micro controlador PIC18F4550 de Microchip® para la adquisición y transmisión de datos a la interfaz. Este micro controlador es elegido debido a la facilidad que proporciona en programación y utilidades que trae este dispositivo, además de considerar su alta velocidad en el desarrollo de tareas de conversión análoga-digital y comunicación serial.

Una vez son definidos los elementos necesarios para el desarrollo de la tarjeta de adquisición se diseña el circuito en el simulador Proteus® de Labcenter Electronics®. Este simulador permite observar y analizar el comportamiento de la tarjeta de adquisición en tiempo real al considerar todos los elementos que se ven involucrados en el desarrollo de la tarjeta. La simulación en Proteus® da como resultado la siguiente imagen:

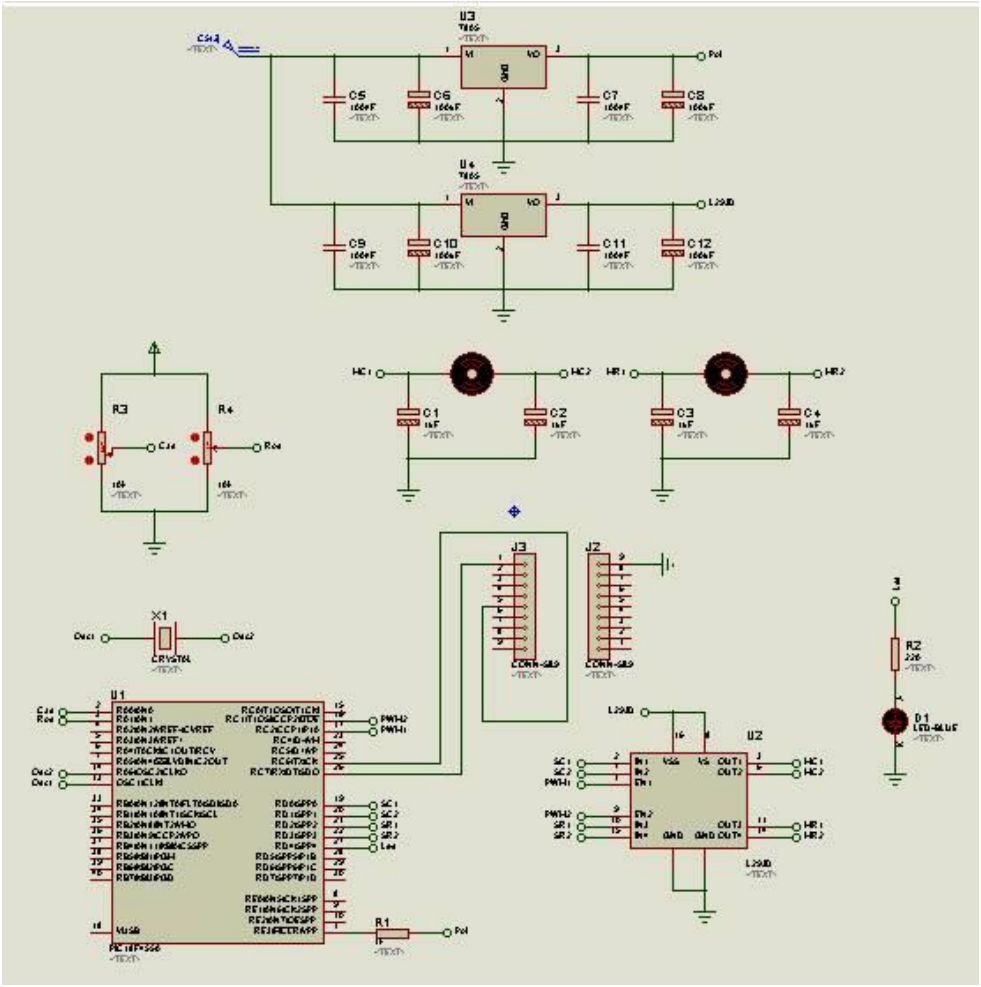

Ilustración 29. Simulación tarjeta de adquisición implementado en Proteus®.

La Ilustración 29 muestra la arquitectura de la tarjeta de adquisición. La tarjeta de adquisición en la simulación contiene el micro controlador, el cual es el dispositivo encargado de administrar los sensores y las señales correspondientes a cada uno de los dispositivos conectados a él. En la simulación de la tarjeta de adquisición se evidencian varios elementos; L293D, MAX232, cristal oscilador, potenciómetros y motores DC. Los elementos nombrados anteriormente son explicados de manera detallada a continuación.

4.1.1. Micro controlador

Para presentar el proceso y las tareas que cumple el microcontrolador se muestra la Ilustración 30, donde se muestran las tareas secuenciales que sigue el microcontrolador para el correcto funcionamiento del control.

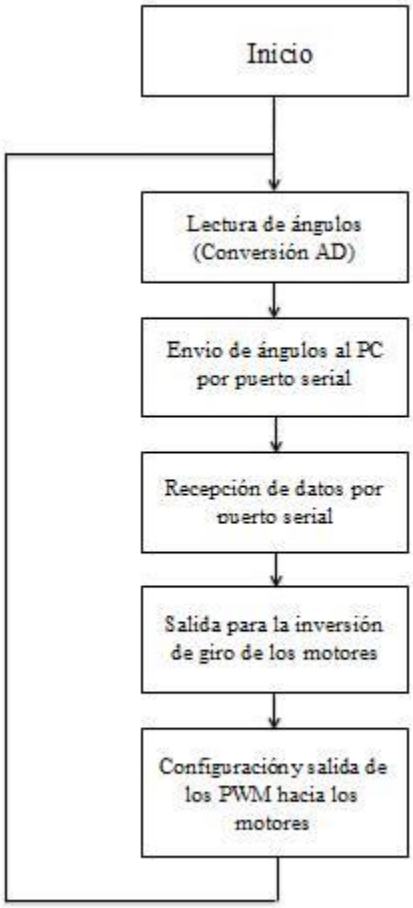

Ilustración 30. Proceso de trabajo del microcontrolador.

El código del microcontrolador es programado en PIC C Compiler®. Este compilador permite programar fácilmente cualquier tarea en el micro controlador, debido a que contiene todas las librerías, funciones e

interrupciones necesarias para desarrollar la tarjeta de adquisición en su totalidad. Inicialmente se configuran los módulos a utilizar; comunicación serial y conversión análoga-digital (Ver código en ANEXO 16.1).

```
Incluir la librería del PIC 18f4550
Configurar fusibles
Configurar número de bits de la conversión ADC
Configurar reloj interno del microcontrolador
Configurar modulo RS 232
```

Ilustración 31. Configuración microcontrolador implementado en PIC C Compliler®.

Como se observa en la Ilustración 31, se configura la conversión análoga-digital (ADC) a 8 bits, de igual manera se configura el módulo de comunicación serial; la velocidad de la comunicación serial se configura a 19200 baudios debido a que es la mayor velocidad que no presenta inestabilidad entre PIC C Compiler® y Matlab®, igualmente el modulo se configura sin paridad aunque con un bit de parada, finalmente y como uno de los parámetros más importantes se tiene que la comunicación se ejecutará a 8 bits. Cabe resaltar que el micro controlador PIC18f4550 solo cuenta con un módulo de comunicación serial.

Una vez configurados los módulos a utilizar se desarrolla el código correspondiente, para ello se debe tener en cuenta que es necesario leer el valor de los sensores en cierto periodo de tiempo, posteriormente dicho valor debe enviarse hacia la interfaz que evaluara al control en cada periodo de tiempo y finalmente el micro controlador debe leer por medio del puerto serial un dato que indicara el valor del PWM y el sentido de giro que se le entregara a los actuadores.

La conversión análoga-digital es la encargada de leer los valores análogos que proporcionan los sensores que miden los ángulos en cada uno de los grados de libertad, estos valores deben ser enviados a la interfaz que posteriormente convierte los datos digitales a ángulos. Con el fin de facilitar la comunicación serial para el envío de los valores de la conversión análoga-digital se diseña un protocolo de comunicación; este protocolo se basa en la interrupción de comunicación serial que proporciona PIC C Compiler®.

La interrupción serial es nombrada como *rda_isr* [45]. La interrupción se ejecuta cada vez que el puerto serial recibe un dato proveniente de la interfaz, cuando esto ocurre se ejecuta un salto desde el programa principal hasta el programa que contiene la interrupción y ejecuta una acción determinada de acuerdo al valor recibido. A continuación se muestra una imagen que contiene el código de la interrupción.

Si Valor = 1
- *Entonces haga una lectura análoga-digital de cadera.*

Si Valor = 2
- *Entonces haga una lectura análoga-digital de rodilla.*

Si Valor = 3
- *Espere el dato de la interfaz y determine el sentido de giro de la cadera.*

Si Valor = 4
- *Espere el dato de la interfaz y determine el sentido de giro de la rodilla.*

Ilustración 32. Interrupción de comunicación serial implementando en PIC C Compiler®.

En la Ilustración 32 se observa la composición de la interrupción serial. La interrupción inicialmente solicita la lectura de un dato por medio del puerto

serie y asigna la lectura a una variable nombrada *valor* y mediante esto se ejecuta una acción determinada; La interrupción cuenta con cuatro opciones de ejecución de acuerdo al valor que tome la variable nombrada anteriormente y su explicación se muestra a continuación:

- $\boldsymbol{Valor = 1}$**:** Para este caso el micro controlador realiza una lectura análoga-digital en el primer canal, dicha lectura corresponde al ángulo de la cadera del exoesqueleto, posteriormente cuando es completada la conversión el dato se envía por medio del puerto serial.

- $\boldsymbol{Valor = 2}$**:** De forma similar al primer caso, en este segundo el micro controlador realiza una lectura análoga-digital en el segundo canal, dicha lectura corresponde al ángulo de la rodilla del exoesqueleto, una vez finaliza la conversión análoga-digital se envía el dato por medio del puerto serial.

- $\boldsymbol{Valor = 3}$**:** En el tercer caso el micro controlador espera un dato en el puerto serial proveniente de la interfaz, el dato recibido indicará el sentido de giro del motor de la cadera. Una vez es configurado el sentido de giro se efectúa una segunda lectura en el puerto serial para obtener el dato de la señal de control para la articulación de cadera y así asignar el ciclo útil del PWM 1 por medio de esta variable.

- $\boldsymbol{Valor = 4}$**:** Al igual que en el tercer caso el micro controlador espere una dato en el puerto serial proveniente de la interfaz, el dato recibido indicará el sentido de giro del motor de la rodilla. Cuando es configurado el sentido de giro se espera nuevamente un dato en el puerto serial con el fin del obtener la señal de control para la articulación de rodilla y así asignar el ciclo útil del PWM 2 por medio de esta variable

Cabe resaltar la alta importancia de la interrupción serial explicada anteriormente debido a que esta cumple la totalidad de las tareas necesarias para que el control pueda funcionar correctamente. De igual manera la interrupción permite que los actuadores se comporten de acuerdo a las señales proporcionadas por el control que funciona en la interfaz e interpretadas por el micro controlador.

Finalmente en el programa del micro controlador se inicializan parámetros necesarios para que el dispositivo funcione y se habilitan los módulos, timers e interrupciones a utilizar.

```
Void Main()
Configurar puertos a.
Configurar puertos b.
Configurar puertos c.
Configurar puertos d.
Configurar Módulo CPP1.
Configurar Módulo CPP2.
Configurar Módulo ADC.
Habilitar Interrupción Serial.
Darle intermitencia al LED ubicado en el PIN D4.
```

Ilustración 33. Void main implementado en PIC C Compiler®.

En la Ilustración 33 se observa la estructura del ***void main*** donde todos los parámetros necesarios para que el micro controlador funcione correctamente. Inicialmente se observa la configuración de todos los puertos del micro controlador, posteriormente se tiene la configuración de los módulos CCP1 y CPP2 (Comparación y captura) los cuales son los encargados de regular el PWM de cada uno de los grados de libertad con un tiempo determinador el cual es proporcionado por medio de la configuración del Timer 2.

De igual manera se puede observar la configuración del módulo de conversión análoga-digital (ADC). Finalmente se detalla la habilitación de la interrupción

serial y la habilitación de las interrupciones de manera global dentro de todo el programa.

El ciclo infinito con el que es programado el micro controlador es utilizado para lograr intermitencia en un led situado en el pin D4 con el fin de tener una referencia constante del correcto funcionamiento del micro controlador.

4.1.2. Inversión de giro

El circuito inversor de giro es el encargado de dar el movimiento a los motores dependiendo de la señal proporcionada por el micro controlador. Este circuito se compone de un puente H inmerso en un integrado L293D de STMicroelectronics®, el circuito invierte el sentido de giro de cualquiera de los dos grados de libertad dependiendo de las señales recibidas.

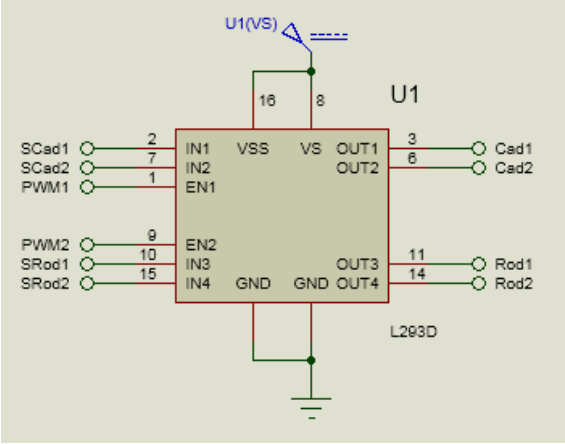

Ilustración 34. Integrado utilizado para la inversión de giro simulado en Proteus®.

La Ilustración 34 muestra el circuito utilizado para la inversión de giro en ambos grados de libertad (Cadera y rodilla). Como se explicó anteriormente el integrado encargado de la inversión de giro es el L293D, por lo tanto al observar el datasheet [40] se hacen las respectivas conexiones; para el primer

grado de libertad se tienen los pines 2 y 7 para el sentido de giro y el pin número 1 es el encargado de recibir la señal de control del PWM1 que se enviará a las motores, finalmente como salida se tienen los pines 3 y 6. Para el segundo grado de libertad el funcionamiento es similar, sin embargo los pines de sentido de giro son 10 y 15, de igual manera para la señal de control es el número 9 y finalmente los pines 11 y 14 son los asignados para la salida.

4.1.3. Sensores

Los sensores empleados para el desarrollo del exoesqueleto, y los cuales ya estaban implementados en la estructura física fueron los potenciómetros lineales, debido a la precisión que proporcionan en la medición de un movimiento rotacional. La implementación de los sensores no representa mayores inconvenientes, sin embargo antes de su utilización estos deben ser linealizados para que el programa del micro controlador pueda interpretar estos datos y así sean ingresados al control en grados y no en un valor digital como lo entrega la conversión ADC. A continuación se muestras las tablas que contienen los datos para linealizar los sensores de rodilla y cadera de ambos miembros del exoesqueleto.

Cadera izquierda	
Ángulo (°)	**Voltaje (V)**
-10	3,6
0	3,43
10	3,26
20	3,06
30	2,94
40	2,79
50	2,52
60	2,41

Tabla 5. Datos obtenidos del sensor izquierdo de la cadera.

La Tabla 5 presenta los datos obtenidos al tomar una medida de voltaje cada 10° en los puntos que se pueden observar en el sensor de la cadera izquierda. Para observar de mejor manera el comportamiento se muestra la gráfica de la tabla a continuación:

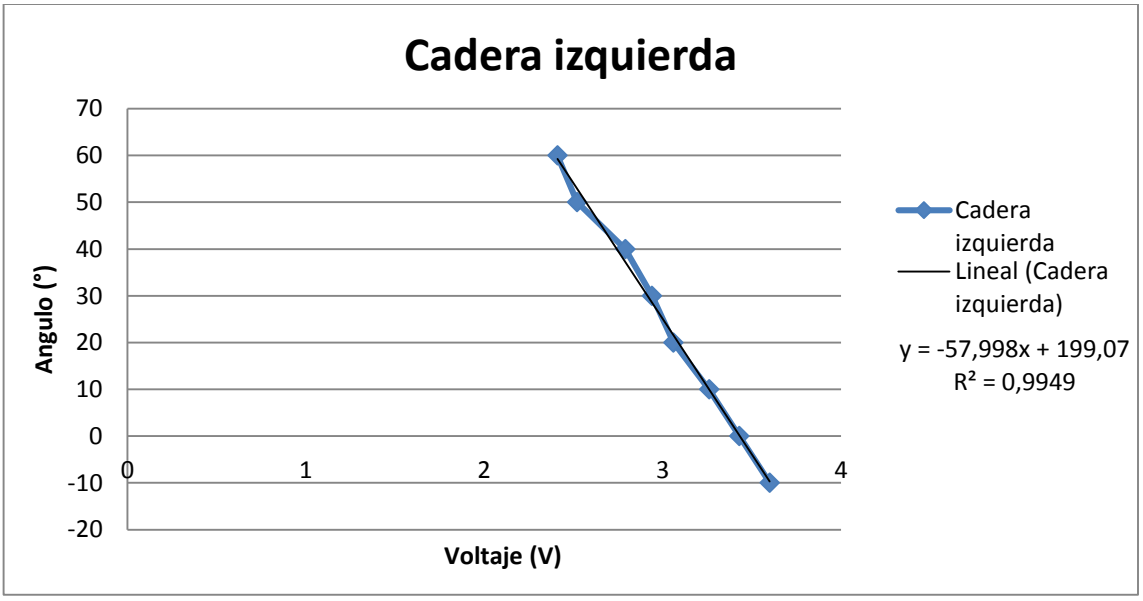

Ilustración 35. Gráfica datos obtenidos sensor de cadera izquierda.

En la Ilustración 35 se muestra la gráfica de la tabla 5, en ella es posible observar el comportamiento del sensor en voltaje a determinados ángulos. Una vez se analiza la gráfica se efectúa una regresión linean por medio de Excel® con el fin de encontrar una ecuación lineal que represente el comportamiento del sensor de cadera izquierda. La ecuación obtenida por medio de la regresión es mostrada a continuación junto con el índice que nos proporciona dicha regresión.

$$Angulo = \mathbf{-57.998 * V + 199.07} \quad \textbf{(75)}$$

$$r = \mathbf{0.9949} \quad \textbf{(76)}$$

Al analizar el factor de regresión lineal ***r***, se observa que su valor es muy cercano a uno, luego la Ecuación 75 representa de una forma muy cercana el comportamiento del sensor.

El procedimiento para hallar linealizar los sensores es igual para cada uno de los cuatro grados de libertad (Cadera y rodilla de derecha y cadera y rodilla izquierda), por tanto a continuación se presenta la tabla con los valores medidos en voltaje y ángulo para la rodilla izquierda

Rodilla izquierda	
Angulo (°)	**Voltaje (V)**
10	1,45
0	1,6
-10	1,76
-20	1,94
-30	2,12
-40	2,27
-50	2,48

Tabla 6. Datos obtenidos del sensor de la rodilla izquierda.

De igual manera para observar de forma más clara el comportamiento se muestra la siguiente gráfica.

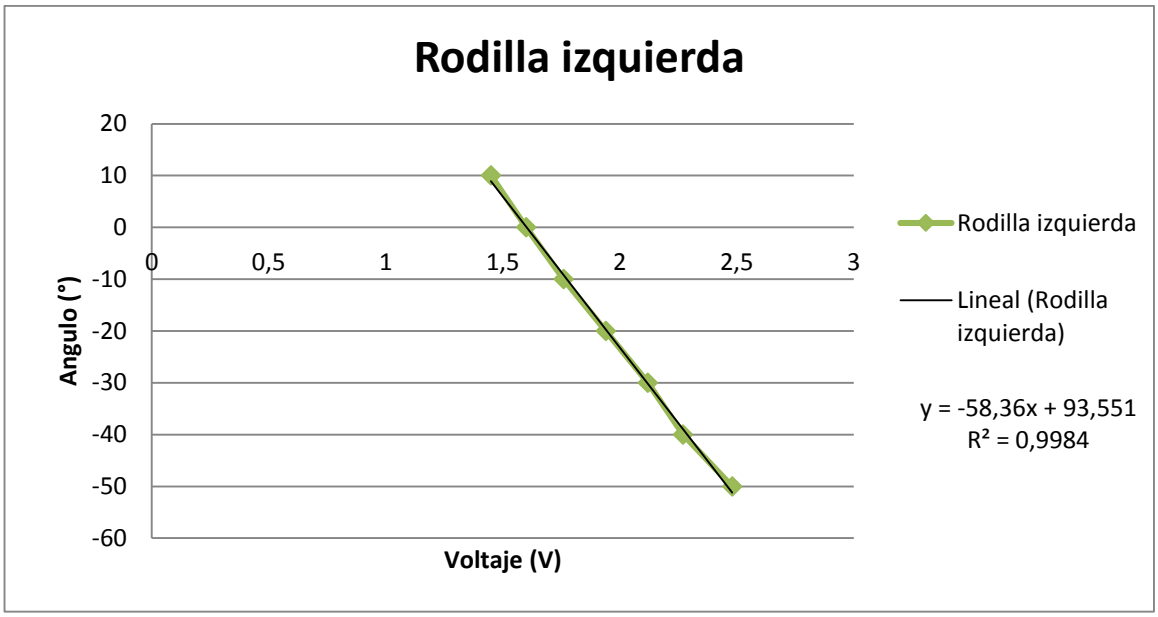

Ilustración 36. Gráfica datos obtenidos sensor de rodilla izquierda.

Al igual que con el sensor de la cadera izquierda se efectúa una regresión lineal en Excel® (ver Ilustración 36) con el fin de encontrar la ecuación lineal que más se asemeje al comportamiento del sensor.

$$Angulo = \mathbf{-58.36 * V + 93.551} \quad \textbf{(77)}$$

$$r = \mathbf{0.9984} \quad \textbf{(78)}$$

Al analizar el factor ***r*** de la regresión lineal para el sensor de la rodilla izquierda se observa que este valor es muy cercano a 1, por tal motivo la ecuación lineal que presenta Excel® para este sensor representa de manera aproximada el comportamiento del sensor.

A continuación se mostrarán los resultados de la linealización del sensor de la cadera derecha medidos en voltaje y ángulos.

Cadera Izquierda	
Angulo(°)	**Voltaje (V)**
-20	3,78
-10	3,96
0	4,03
10	4,15
20	4,29
30	4,4
40	4,55
50	4,73
60	4,95

Tabla 7. Datos obtenidos del sensor de la cadera derecha.

De igual manera para observar de forma más clara el comportamiento se muestra la siguiente gráfica.

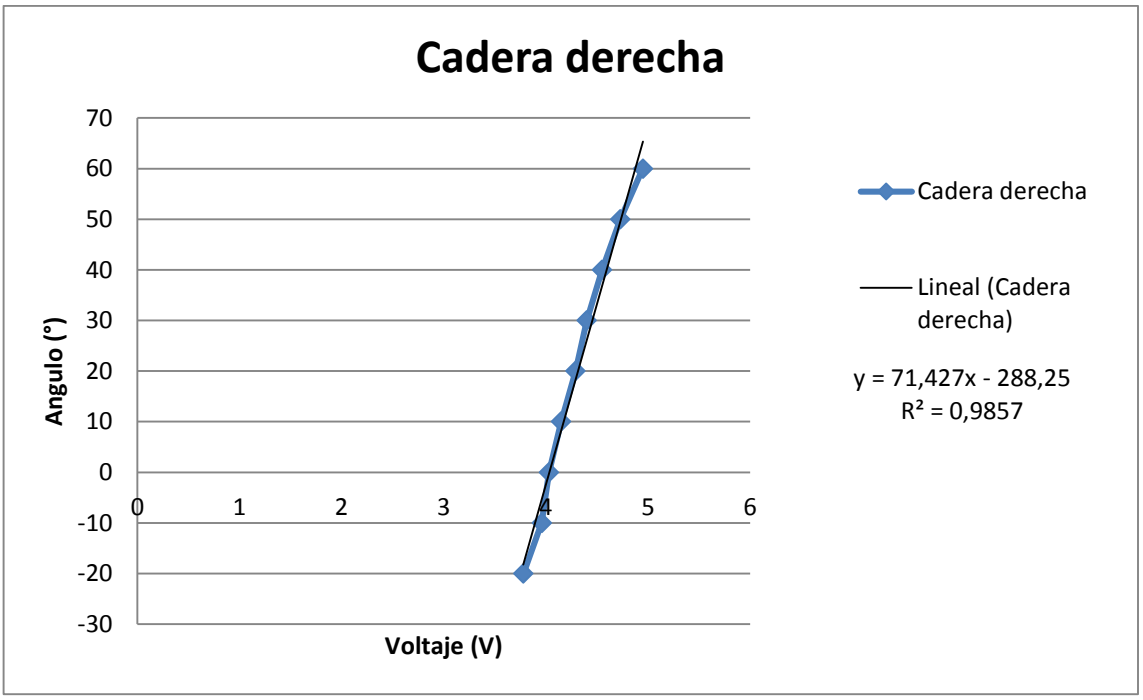

Ilustración 37. Gráfica datos obtenidos sensor de cadera derecha.

Al igual que con los sensores de la extremidad izquierda, se efectúa una regresión lineal en Excel® (ver Ilustración 37) con el fin de encontrar la ecuación lineal que más se asemeje al comportamiento del sensor.

$$Angulo = \mathbf{71.427}\boldsymbol{V} - \mathbf{288.25} \quad \textbf{(79)}$$

$$r = \mathbf{0.9857} \quad \textbf{(80)}$$

Al analizar el factor ***r*** de la regresión lineal para el sensor de la cadera derecha se observa que este valor es muy cercano a 1; sin embargo es inferior a los presentados por los sensores de la extremidad izquierda. Aunque el factor de regresión lineal ***r*** presenta un valor de 0.9857 se elige la Ecuación 79 para la representación del comportamiento del sensor.

Y por último se procede, al igual que con las otras articulaciones, a linealizar el sensor de la rodilla derecha.

Rodilla derecha	
Ángulo (°)	**Voltaje (V)**
10	3.55
0	3.4
-10	3.24
-20	3.06
-30	2.88
-40	2.73
50	2.48
60	2.59

Tabla 8. Datos obtenidos del sensor de la rodilla derecha.

De igual manera para observar de forma más clara el comportamiento se muestra la siguiente gráfica.

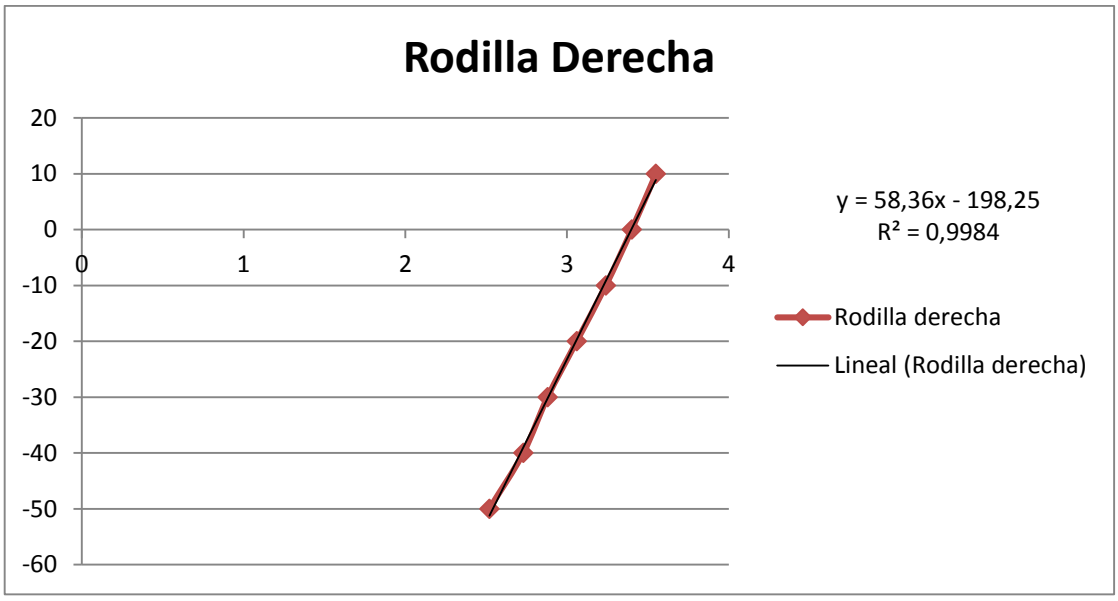

Ilustración 38. Gráfica datos obtenidos sensor de cadera derecha.

Al igual que con los otros sensores ya mencionados precisamente, se efectúa una regresión lineal en Excel® (ver Ilustración 38) con el fin de encontrar la ecuación lineal que más se asemeje al comportamiento del sensor.

$$Angulo = \mathbf{58.36}\boldsymbol{V} - \mathbf{198.25} \quad \textbf{(81)}$$

$$r = \mathbf{0.9984} \quad \textbf{(82)}$$

Al analizar el factor ***r*** de la regresión lineal para el sensor de la rodilla derecha se observa que este valor es muy cercano a 1, por tal motivo la ecuación lineal que presenta Excel® para este sensor representa de manera aproximada el comportamiento del sensor.

4.1.4. Diseño de la tarjeta de adquisición

Una vez se ha completado la simulación en Isis de Proteus® como se muestra en la Ilustración 29, es posible utilizar la herramienta Ares de Proteus® con el fin de diseñar la tarjeta de adquisición en una placa impresa para facilitar el manejo en la implementación y mejorar el aspecto visual del circuito. Al igual que todos los elementos presentados en la totalidad en el Capítulo 4, se hace la aclaración que la tarjeta presentada es diseñada para una sola extremidad, por tal motivo es necesario replicar la tarjeta de adquisición.

A continuación se presenta la imagen que contiene el diseño de la tarjeta en Ares como se explicó anteriormente.

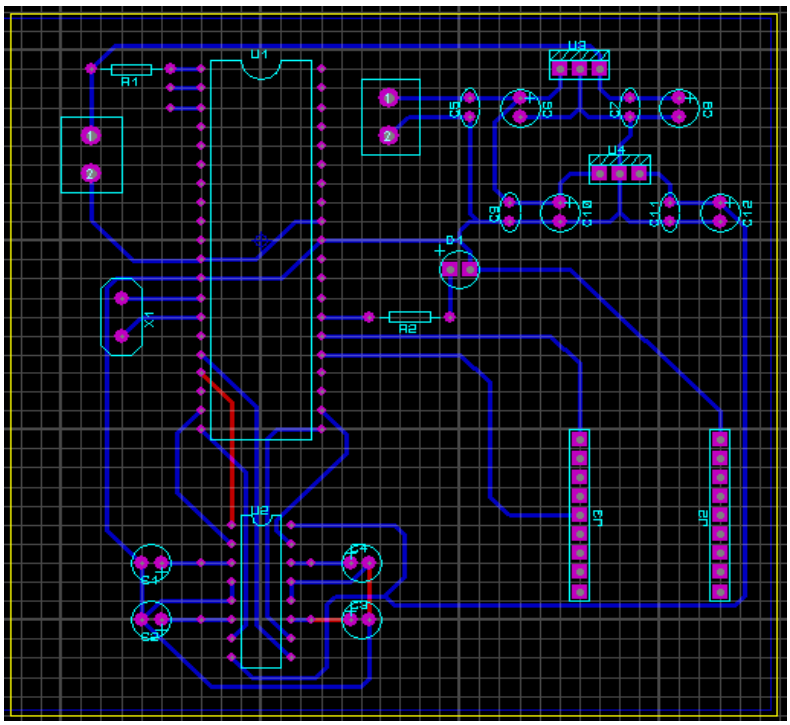

Ilustración 39. Diagrama del circuito realizado en Proteus®

Al observar la Ilustración 39, se evidencia el diagrama del circuito que será impreso en una placa una vez es finalizado el diagrama Ares permite generar un modelo 3D de la placa con el fin de observar el aspecto final de la tarjeta. La imagen que contiene el modelo 3D se muestra a continuación:

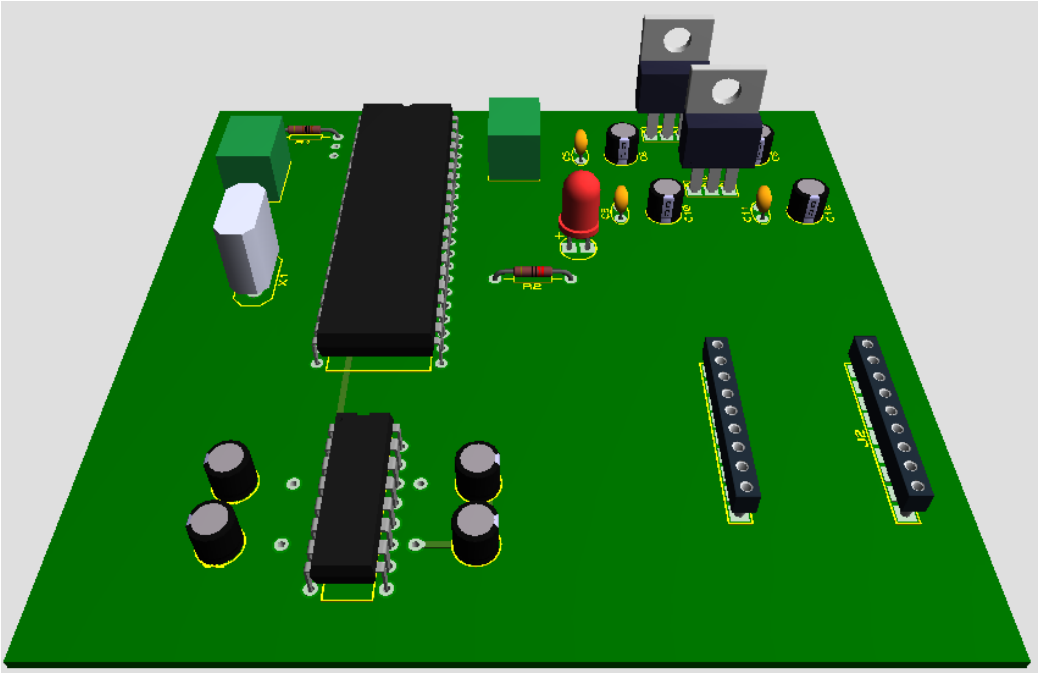

Ilustración 40. Modelo 3D tarjeta de adquisición.

La Ilustración 40 presenta el modelo 3D el cual presenta los componentes que contiene la tarjeta de adquisición; sin embargo cabe aclarar que la ausencia de la tarjeta FT232 es a causa de que el simulador Isis no contiene dicha tarjeta dentro de sus librerías y por tal motivo se generan los espacios con las regletas en el lado inferior izquierdo de la tarjeta.

Una vez se imprime el diagrama presentado en la Ilustración 38 en una baquela, se obtiene el circuito final de las dos tarjetas de adquisición como se muestra en la Ilustración 41.

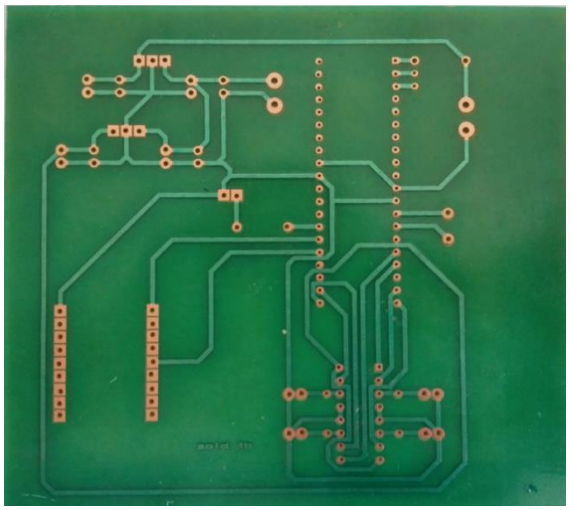

Ilustración 41. Impreso de la tarjeta de adquisición.

Finalmente para terminar la tarjeta de adquisición, se agregan los elementos necesarios (ver Ilustración 42) y nombrados a lo largo del Capítulo 3.

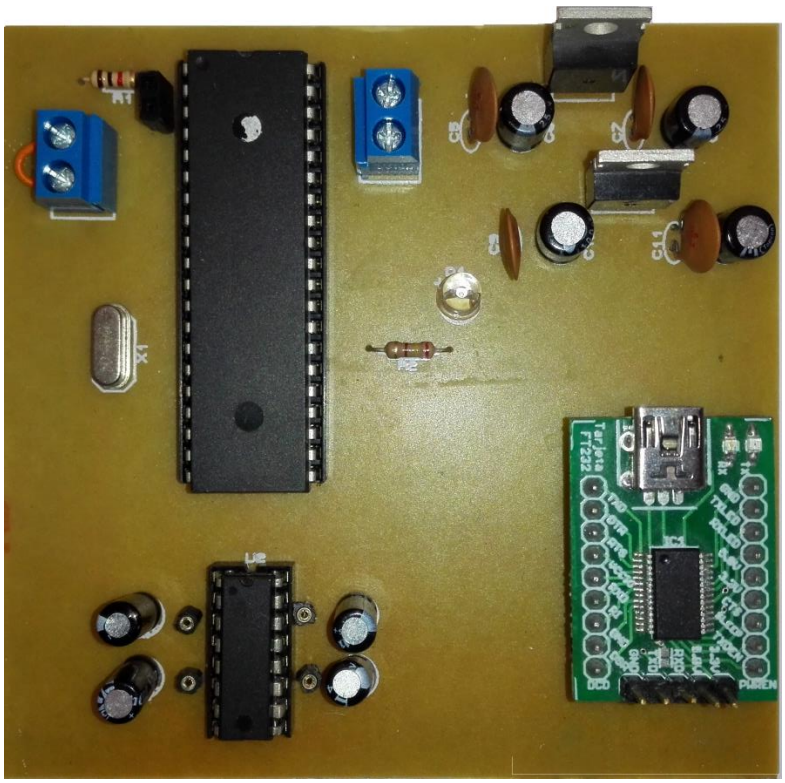

Ilustración 42. Tarjeta de adquisición final.

4.2. CONTROL DISCRETO

Una vez son analizados cada uno de los controladores (PD, PID y PD+) explicados en el capítulo 3, se elige el control PID para controlar la marcha en el exoesqueleto. La elección del control PID se basa en el rápido tiempo de respuesta, la facilidad en su implementación debido a que es un controlador de uso común y a los resultados que se obtienen en la simulación.

El controlador PD es descartado debido a que este no cuenta con alta precisión al presentar un error constante en estado estacionario (offset). Aunque el control PD es sencillo en implementación, no suple en su totalidad el problema del control en posición del exoesqueleto.

Al efectuar una comparación de los tres controladores para los dos grados de libertad, se observa que el mejor comportamiento lo proporciona en controlador PD+ pero este es descartado debido a que es un controlador que presenta un alto grado de complejidad para su implementación al contener aspectos de la dinámica del exoesqueleto como lo son las matrices de masas y velocidades. Otro aspecto importante por el que se descartó el control PD+ es que en el lazo cerrado este considera las velocidades y aceleraciones deseadas de cada uno de los grados de libertad, es decir que este además de controlar posición también controla velocidad y aceleración, por tal motivo al no tener los sensores para medir las dos variables expuestas anteriormente se deja esta implementación para un trabajo futuro.

Al elegir el control PID explicado previamente, se observa que este controlador presenta la Ecuación 73 en tiempo continuo la cual es utilizada para la simulación del controlador en lazo cerrado con el exoesqueleto en Matlab® para observar su comportamiento. Aunque la Ecuación 73 permite la

simulación del controlador PD+ en tiempo continuo, esta no puede ser implementada a razón de que lo elementos utilizados para efectuar el control son digitales (Micro controlador y computador). Por tal razón es necesario discretizar la Ecuación 73 para que esta pueda ser implementada en la interfaz.

La discretización del control PID se hace por medio de Tustin [41] debido a que este método de discretización es el más efectivo y presenta mayor precisión con respecto a otros. La Ecuación 73, la cual fue explicada anteriormente, y que representa el controlador PID en tiempo continuo se muestra a continuación.

$$\tau_{pid} = K_p\tilde{q} - K_v\dot{q} + K_i\int_0^t \tilde{q}\,(\mu)d\mu + g(q) \tag{73}$$

La discretización permite representar una ecuación de tiempo continuo en forma de retardos en el tiempo. Los retardos son aplicados específicamente al integrador y al derivador que presenta la ecuación en tiempo continuo del PID es decir la Ecuación 73. Como el método de discretización utilizado fue Tustin se crean nuevas constantes que acompañan a los retardos en el tiempo. Una vez es discretizada la Ecuación 73 se obtiene una nueva ecuación del PID en tiempo discreto.

$$U_k = q_0 e_k + q_1 e_{k-1} + q_2 e_{k-2} + U_{k-1} \tag{83}$$

En la Ecuación 83 se observan dos términos que contienen retardos; el primero de ellos e_k representa al error en posición el cual es la variable a controlar, mientras que el segundo U_k equivale a la señal de control. De igual manera la ecuación contiene tres constantes q_0, q_1 y q_2 y cada una depende de

las matrices de ganancias del control PID y del tiempo de muestreo como se muestra a continuación:

$$q_0 = K_p + \frac{T_m K_i}{2} + \frac{K_d}{T_m} \quad \textbf{(84)}$$

$$q_1 = \frac{T_m K_i}{2} - K_p - \frac{2K_d}{T_m} \quad \textbf{(85)}$$

$$q_2 = \frac{K_d}{T_m} \quad \textbf{(86)}$$

De igual manera se debe recordar que K_i, K_d y K_p son las matrices de ganancias y que T_m es el tiempo de muestreo elegido para la ejecución de todo el ciclo.

Al obtener la ecuación del control PID en tiempo discreto es posible implementar está en cualquier lenguaje de programación, para este caso se utiliza Matlab®. Como se observa en la Ecuación 83 en tiempo discreto se presentan retardos en el tiempo tanto del error como de la señal de control, luego estos deben ser representados en el programa de la interfaz. Para generar los retardos muestran algunas imágenes a continuación:

```
ek12 = ek11;
ek11 = ek1;
ek22 = ek21;
ek21 = ek2;
[qd1,~,~,qd2,~,~] = Referencia(0.826,0,0.22032,0.69876,tie,2.5);
ek1 = qd1-ref1;
ek2 = qd2-ref2;
```

Ilustración 43. Retardos del error en Matlab®.

Como se puede visualizar en la Ilustración 42 se efectúa una reasignación del error actual con el fin de lograr generar los retardos necesarios. Los retardos son denotados de la siguiente manera:

$\boldsymbol{e_{k12}}$: Representa el error dos estados anteriores de la primera articulación.

$\boldsymbol{e_{k11}}$: Representa el error un estado anterior de la primera articulación.

$\boldsymbol{e_{k1}}$: Representa el error actual de la primera articulación, este se calcula con la diferencia entre la trayectoria deseada y la obtenida.

$\boldsymbol{e_{k22}}$: Representa el error dos estados anteriores de la segunda articulación.

$\boldsymbol{e_{k21}}$: Representa el error un estado anterior de la segunda articulación.

$\boldsymbol{e_{k2}}$: Representa el error actual de la segunda articulación, este se calcula con la diferencia entre la trayectoria deseada y la obtenida.

Al igual que el error y como se explicó anteriormente la señal de control también cuenta con un retado en el tiempo y por lo tanto es necesario generar este de la misma forma como se generaron los retardos del error.

```
Uk11 = Uk1;
Uk1 = (Q01*ek1)-(Q11*ek11)+(Q21*ek12)+Uk11;
Uk21 = Uk2;
Uk2 = (Q02*ek2)-(Q12*ek21)+(Q22*ek22)+Uk21;
```

Ilustración 44. Retardos de la señal de control en Matlab®.

La reasignación de la señal actual de control para cada uno de los grados de libertad permite generar los retardos en el tiempo necesarios que se observan en la Ecuación 83. En seguida se muestra como fueron denotados los retardos y variables de la Ilustración 44.

$\boldsymbol{U_{k11}}$: Representa la señal de control un estado anterior de la primera articulación.

$\boldsymbol{U_{k1}}$: Representa la señal de control actual de la primera articulación, y se calcula por medio de la Ecuación 83.

$\boldsymbol{U_{k21}}$: Representa la señal de control un estado anterior de la segunda articulación.

$\boldsymbol{U_{k2}}$: Representa la señal de control actual de la segunda articulación, y se calcula por medio de la Ecuación 83.

4.3. INTERFAZ

El desarrollar una interfaz permite crear un programa más dinámico, además de una fácil compresión de las gráficas obtenidas del exoesqueleto. El desarrollo de la interfaz para este proyecto se basa en presentar las gráficas obtenidas de cada uno de los cuatro grados de libertad a controlar (Cadera derecha, cadera izquierda, rodilla derecha, rodilla izquierda) y los errores encontrados en cada uno de estos, adicionalmente se busca facilitar el manejo

de la totalidad del programa al dividir este en pequeñas tareas como puede ser el caso de la creación y eliminación del puerto serial.

Para el diseño de la interfaz es necesario definir previamente las tareas que debe ejecutar el controlador, para ello se muestra el siguiente diagrama (ver Ilustración 45) de bloques que ilustra las tareas secuenciales que debe ejecutar la interfaz en base a la estructura del controlador discreto.

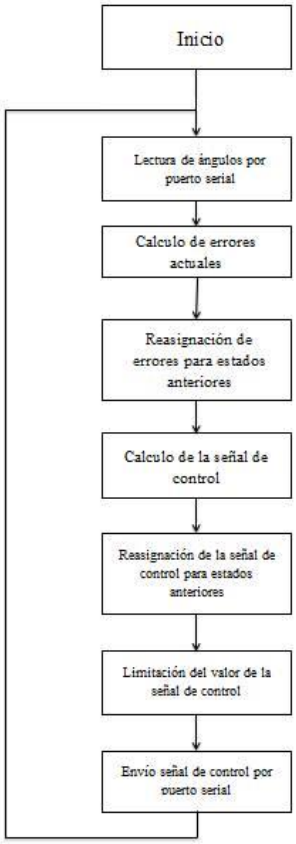

Ilustración 45. Proceso de la interfaz con el controlador discreto.

El diseño de la interfaz fue desarrollado en un GUI de Matlab®. GUI es una interfaz gráfica de usuario que proporciona Matlab® con el fin de desarrollar

aplicaciones con elementos visuales que permiten eliminar comandos de programación en forma secuencial para ejecutar un programa. El GUI de Matlab® permite insertar botones, barras de herramientas, menús y sliders, todos estos elementos permiten facilitar la programación por código convencional [42] [43] (Ver código en ANEXO 16.2).

La imagen que se presenta a continuación muestra el diseño de la interfaz creado en GUI de Matlab®.

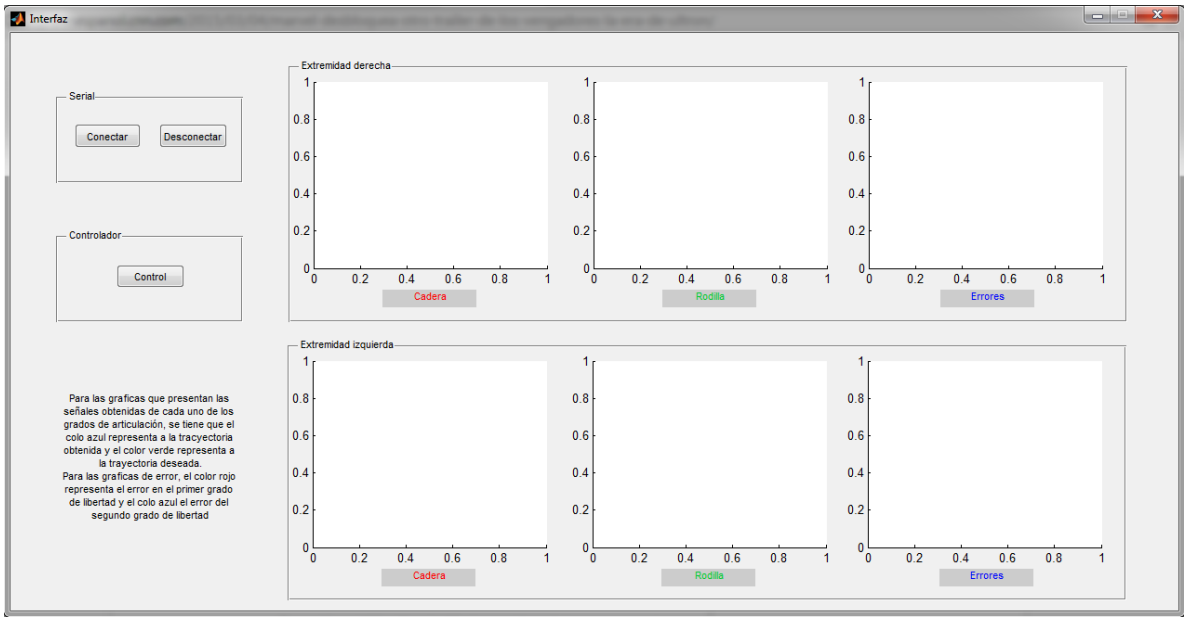

Ilustración 46. Interfaz creado en GUI de Matlab®.

Como se observa en la Ilustración 46 el diseño de la interfaz cuenta con cuatro paneles. Cada panel que se muestra en la interfaz cuenta con determinados elementos dentro de sí y cada uno es programado mediante los retornos de llamada o callbacks [41]. Para mayor claridad cada panel es explicado a continuación:

4.4. DISEÑO DE LA INTERFAZ

4.4.1. Panel de comunicación serial

El panel de comunicación serial cuenta con dos botones con el fin de dividir el proceso de creación y conexión de los dos puertos seriales a utilizar y el proceso de desconexión y eliminación de los mismos del *workspace* de Matlab®.

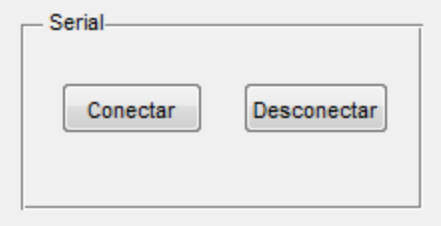

Ilustración 47. Panel de comunicación serial creado en GUI de Matlab®.

La Ilustración 47 presenta el panel de comunicación serial que contiene la interfaz del programa total. Como se explicó anteriormente el panel serial en cada uno de los botones contiene los elementos necesarios para la creación y eliminación de los puertos seriales.

4.4.2. Botón "Conectar"

El botón *"Conectar"* como se mencionó en esta sección cumple la función de crear los dos puertos seriales a utilizar para controlar las dos extremidades del exoesqueleto. El código mostrado a continuación se encuentra dentro de este botón y una vez es accionado ejecuta las instrucciones programadas como se muestra a continuación:

Ilustración 48. Acciones botón Conectar.

Al detallar la Ilustración 48 inicialmente se tiene la declaración global de los dos puertos seriales *ps* y *ps1* para la extremidad izquierda y derecha respectivamente, esta declaración global se hace con el fin de que la variable pueda ser reconocida a lo largo de todo el programa. Posteriormente se observa definición del número de puerto serial *ps* y la configuración del mismo, una vez es finalizada esta configuración que debe ser igual a la dada al micro controlador se procede a abrir el puerto serial, este mismo proceso se ejecuta para el segundos puerto serial *ps1*.

4.4.2.1. Botón "Desconectar"

El botón "Desconectar" es el encargado de cerrar, limpiar y eliminar los dos puertos seriales de Matlab®. Este botón al igual que el botón "Conectar" una vez es ejecutado se ejecuta un código determinado que permite realizar las acciones explicadas anteriormente.

```
Declaración global del puerto ps
Declaración global del puerto ps1
Puerto serial ps = Cerrar
Eliminar ps
Borrar ps
Puerto Serial ps1 = Cerrar
Eliminar ps1
Borrar ps1
```

Ilustración 49. Acciones botón Desconectar.

Para cerrar, limpiar y eliminar los puertos seriales se expone la Ilustración 49 donde es presentado las acciones necesarias para cumplir las los procesos del botón. Inicialmente se definen las variables globales de los puertos seriales *ps* y *ps1* con el fin de que puedan ser reconocidas en la acción *callback* de este botón, posteriormente se cierra el primer puerto serial *ps* correspondiente a la extremidad izquierda y luego es eliminado y borrada dicha variable, este mismo procedimiento se aplica para el segundo puerto serial *ps1* el cual corresponde a la extremidad derecha.

4.4.3. Panel de control

El panel de control (ver Ilustración 50) cuenta con un único botón que tiene como función iniciar todo el proceso del seguimiento de trayectorias. De está contenido todo el código explicado previamente.

Ilustración 50. Panel de control creado en GUI de Matlab®.

4.4.3.1. Botón "Control"

El botón "Control" contiene todo el código necesario para el control del exoesqueleto. Este botón cuenta con un extenso código debido a la gran cantidad de tareas que debe realizar, dentro de este se encuentra implementado el controlador discreto con los elementos que lo componen. Para una mejor comprensión a continuación se muestran una serie de imágenes de la totalidad del código inmerso en este botón.

El código inicial del botón "Control" define las matrices de ganancias necesarias para el funcionamiento del PID, además de las constantes generadas por la discretización.

```
% Ganancias Proporcionales
kp1 = 1000; kp2 = 1000;
Kp = [kp1 0; 0 kp2];
% Ganancias Integrales
ki1 = 0.05*kp1; ki2 = 0.05*kp2;
Ki = [ki1 0; 0 ki2];
% Ganancias Derivativas
kd1 = 0.025*kp1; kd2 = 0.025*kp2;
Kd = [kd1 0; 0 kd2];
Tm = 0.005;
% Matrices de constantes Q0, Q1 y Q2
MQ0 = Kp+((Tm/2).*Ki)+(Kd/Tm);
MQ1 = ((Tm/2).*Ki)-Kp-((2/Tm).*Kd);
MQ2 = Kd/Tm;
```

Ilustración 51. Definición matrices botón Control.

La Ilustración 51 muestra el código en el botón Conectar. El código relacionado anteriormente inicialmente muestra las matrices de ganancias proporcionales, integrales y derivativas respectivamente, una vez son definidas con los valores correspondientes se definen las constantes (q_0, q_1 y q_2) presentes en las Ecuaciones 84, 85 y 86 incluyendo el tiempo de muestreo en este caso de 0.005s.

Las matrices de las constantes q_0, q_1 y q_2 se descomponen con el fin de evitar el manejo matricial. La descomposición de estas matrices se almacenará en determinadas variables para lograr trabajar con escalares y no matrices.

```
% Constantes
Q01 = MQ0(1,1); Q02 = MQ0(2,2); Q11 = MQ1(1,1);
Q12 = MQ1(2,2); Q21 = MQ2(1,1); Q22 = MQ2(2,2);
```

Ilustración 52. Descomposición de matrices botón Control.

La Ilustración 52 muestra el código empleado para la descomposición de las matrices que surgen a partir de la discretización.

Una vez son obtenidas las matrices término a término, es necesario definir las variables para los errores y las señales de control para cada una de las extremidades y grados de libertad.

```
%Definición de Errores
    %Izquierda
    Error cadera = 0
    Error cadera 1 estado anterior = 0
    Error cadera 2 estados anteriores = 0
    Error rodilla = 0
    Error rodilla 1 estado anterior = 0
    Error rodilla 2 estados anteriores = 0
    %Derecha
    Error cadera = 0
    Error cadera 1 estado anterior = 0
    Error cadera 2 estados anteriores = 0
    Error rodilla = 0
    Error rodilla 1 estado anterior = 0
    Error rodilla 2 estados anteriores = 0

%Definiciones del control
    %Izquierda
    Valor máximo Cadera = 0
    Valor máximo Rodilla = 0
    %Derecha
    Valor máximo Cadera = 0
    Valor máximo Rodilla = 0
```

Ilustración 53. Definición de variables botón Control.

Una vez son definidas las variables de error y señal de control (ver Ilustración 53) de cada una de las extremidades se define un ciclo *for* el cual es el encargado de ejecutar un determinado número de veces el algoritmo para calcular la señal de control. El número de iteraciones que tenga el ciclo *for* dependerá únicamente del intervalo de tiempo y del tiempo de muestreo T_m.

```
Para Tiempo = 0:0.005:3
```

Ilustración 54. Ciclo for botón Control.

En la Ilustración 54 se observa la definición del ciclo *for*, se puede evidenciar que el ciclo se define con tres elementos; el primero de ellos es el tiempo inicial el cual es 0, el segundo parámetro es el tiempo de muestreo T_m elegido por nosotros y finalmente el último número representa el tiempo final del intervalo.

Una vez se inicia el ciclo *for* el programa inicia la comunicación serial para conocer los ángulos de los cuatro grados de libertad a controlar.

```
%Lectura del valor de Cadera izquierda
Convertir el valor digital a ángulos
%Lectura del valor de Cadera derecha
Convertir el valor digital a ángulos
%Lectura del valor de Rodilla izquierda
Convertir el valor digital a ángulos
%Lectura del valor de Rodilla derecha
Convertir el valor de digital a ángulos
```

Ilustración 55. Lectura de ángulos botón Control.

La Ilustración 55 muestra el proceso de la lectura de los valores digitales y posterior conversión a ángulo para cada uno de los grados de libertad. Inicialmente se tienen las dos lecturas para los ángulos de la cadera; izquierda y derecha respectivamente, sin embargo se hace el cambio de puerto serial (*ps* a *ps1*) al leerse los datos desde un micro controlador distinto. Una vez son leídos por puerto serie los valores digitales de los ángulos de la cadera se ejecuta el mismo proceso para obtener los de ambas rodillas.

Se resalta que para el cálculo de los ángulos se aplican las Ecuaciones 75, 77, 79 y 81 expuestas y explicadas previamente en el desarrollo matemático del capítulo 3, las cuales corresponden a la linealización de cada uno de los sensores.

De acuerdo a lo ya mencionado, y donde se explicaba el control discreto implementado en Matlab®, es necesario reasignar los valores de error con el fin de generar los retardos necesarios de la ecuación del control PID en discreto presentada en la Ecuación 83.

```
%Asignación de Errores
%Izquierda
        %Cadera
        Error 2 posiciones anteriores = Error 1 posición anterior
        %Rodilla
        Error 2 posiciones anteriores = Error 1 posición anterior
%Derecha
        %Cadera
        Error 2 posiciones anteriores = Error 1 posición anterior
        %Rodilla
        Error 2 posiciones anteriores = Error 1 posición anterior
```

Ilustración 56. Asignación de errores botón Control.

La asignación de errores (ver Ilustración 56) para generar los retardos debe hacerse para cada extremidad basándose en las definiciones dadas anteriormente.

Aunque en este punto se ha dado la reasignación de errores, aún no se ha calculado el error actual el cual surge al calcular la diferencia en el valor deseado y obtenido en posición. Los valores deseados de las trayectorias son calculados mediante una función que da valor a un polinomio determinado en un tiempo específico.

```
%Referencia
        Calcula la referencia
%Errores
        %Izquierda
        Calcula el error de la cadera
        Calcula el error de la rodilla
        %Derecha
        Calcula el error de la cadera
        Calcula el error de la rodilla
```

Ilustración 57. Calculo de errores botón Control.

Al igual que en la asignación se deben calcular los errores actuales para cada extremidad y cada uno de los grados de libertad (ver Ilustración 57).

El tratamiento de la señal de control para generar el retardo necesario es similar a la del error, por tal motivo se hace una asignación de la señal de control actual.

```
%Señal de control
    %Izquierda
    Reasignación de señal de control de la cadera
    Reasignación de señal de control de la rodilla
    %Derecha
    Reasignación de señal de control de la cadera
    Reasignación de señal de control de la rodilla
```

Ilustración 58. Calculo de la señal de control botón Control.

En la Ilustración 58 se observa la asignación de la señal de control a una segunda variable para todos los grados de libertad, nuevamente al observar la Ecuación 83 se resalta el retardo generado en la señal de control.

La señal de control al generar los cálculos con todas las constantes y errores proporciona un valor determinado el cual es enviado a los actuadores para de esta manera poder llegar a la referencia deseada. Sin embargo para este caso la señal de control máxima que puede ser enviada es de 255 lo cual equivale a los 8 bits de la comunicación serial, por tal motivo se limita esta señal digitalmente. El proceso de limitación de la señal de control se conoce como agregar un *Anti Wind-Up*.

```
%Anti Wind-Up
    %Cadera Izquierda
    Si el Valor máximo enviado <= 100
    Entonces haga valor máximo = 100
    Si el valor máximo enviado <= -20
    Entonces haga valor máximo = -20
    %Rodilla Izquierda
    Si el Valor máximo enviado <= 200
    Entonces haga valor máximo = 200
    Si el valor máximo enviado <= -200
    Entonces haga valor máximo = -200
    %Cadera Derecha
    Si el Valor máximo enviado <= 100
    Entonces haga valor máximo = 100
    Si el valor máximo enviado <= -20
    Entonces haga valor máximo = -20
    %Rodilla Derecha
    Si el Valor máximo enviado <= 200
    Entonces haga valor máximo = 200
    Si el valor máximo enviado <= -200
    Entonces haga valor máximo = -200
```

Ilustración 59. Anti Wind-Up botón Control.

El *Anti Wind-Up* mostrado en la Ilustración 59 limita los valores máximos enviado a cada uno de los actuadores. La limitación de algunos datos a los actuadores es menor que otros debido a que no todos los motores están sometidos a los mismos esfuerzos y no reaccionan igual. También se resalta que el *Anti Wind-Up* permite mejorar la respuesta del exoesqueleto al no enviar una señal de control que obligue al actuador a moverse bruscamente.

Otro aspecto importante es la inversión de giro, esta es configurada en Matlab® al asignar un número a una variable dependiendo del error de cada

grado de libertad. La variable dependiente del error es enviada por puerto serie y posteriormente interpretada en el micro controlador.

```
%Inversión de giro
%Cadera Izquierda
Si valor máximo < 0
Entonces haga valor máximo = -valor máximo
(invci = 2)
Si valor máximo >= 0
Entonces (invci = 1)
%Rodilla Izquierda
Si valor máximo < 0
Entonces haga valor máximo = -valor máximo
(invri = 2)
Si valor máximo >= 0
Entonces (invri = 1)
%Cadera Derecha
Si valor máximo < 0
Entonces haga valor máximo = -valor máximo
(invcd = 2)
Si valor máximo >= 0
Entonces (invcd = 1)
%Rodilla Derecha
Si valor máximo < 0
Entonces haga valor máximo = -valor máximo
(invrd = 2)
Si valor máximo >= 0
Entonces (invrd = 1)
```

Ilustración 60. Inversión de giro botón Control.

En la Ilustración 60 se observa el código utilizado para la inversión de giro, en el código presentado se observan cuatro variables *invcd*, *invci*, *invrd* e *invri*; correspondientes a la variable para inversión de cadera derecha, cadera izquierda, rodilla derecha y rodilla izquierda respectivamente. Cada variable toma un valor de acuerdo al error en una articulación específica.

Finalmente deben enviarse todos los elementos calculados anteriormente como la señal de control y el sentido de giro para cada grado de libertad. Los datos deben ser enviados a cada extremidad y por tal razón se hace nuevamente el cambio de un puerto serie a otro dependiendo de la articulación. A continuación se presenta una imagen donde se presenta lo anterior explicado: la cual contiene el código utilizado para él envió de datos seriales.

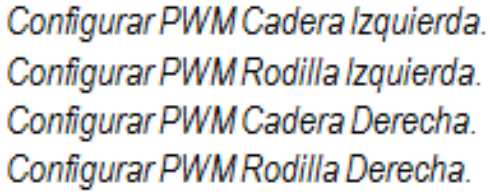

Ilustración 61. Envió de datos botón Control.

Posterior a las acciones realizadas en la Ilustración 61 se cierra el ciclo *for* y se envía nuevamente la señal de control para cada grado de libertad, pero en esta ocasión se envía 0 para así apagar los actuadores y evitar fallos en el funcionamiento del exoesqueleto una vez termine la trayectoria (ver Ilustración 62).

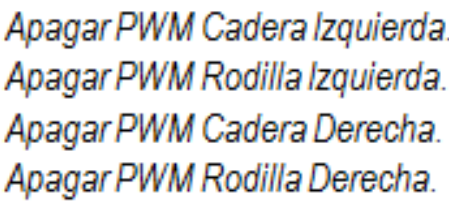

Ilustración 62. Envió de datos para apagar actuadores botón Control.

4.4.4. Panel de gráficas

Este panel contiene todas las gráficas necesarias para poder observar y analizar el comportamiento del exoesqueleto en lazo cerrado con el

controlador. El panel de gráficas ese encuentra divido en otros dos sub-paneles; extremidad izquierda y extremidad derecha. Cada uno de los sub-paneles nombrados anteriormente presentan las gráficas de los grados de libertad de cadera y rodilla y una tercera gráfica de error; sin embargo las dos primeras gráficas además de mostrar el valor en posición obtenido también muestran el valor deseado para cada uno de los grados de libertad.

A continuación se presenta el panel de gráficas en donde se encontrara que el eje *X* contiene al tiempo y el eje *Y* contiene los grados, esta información aplica para las tres gráficas.

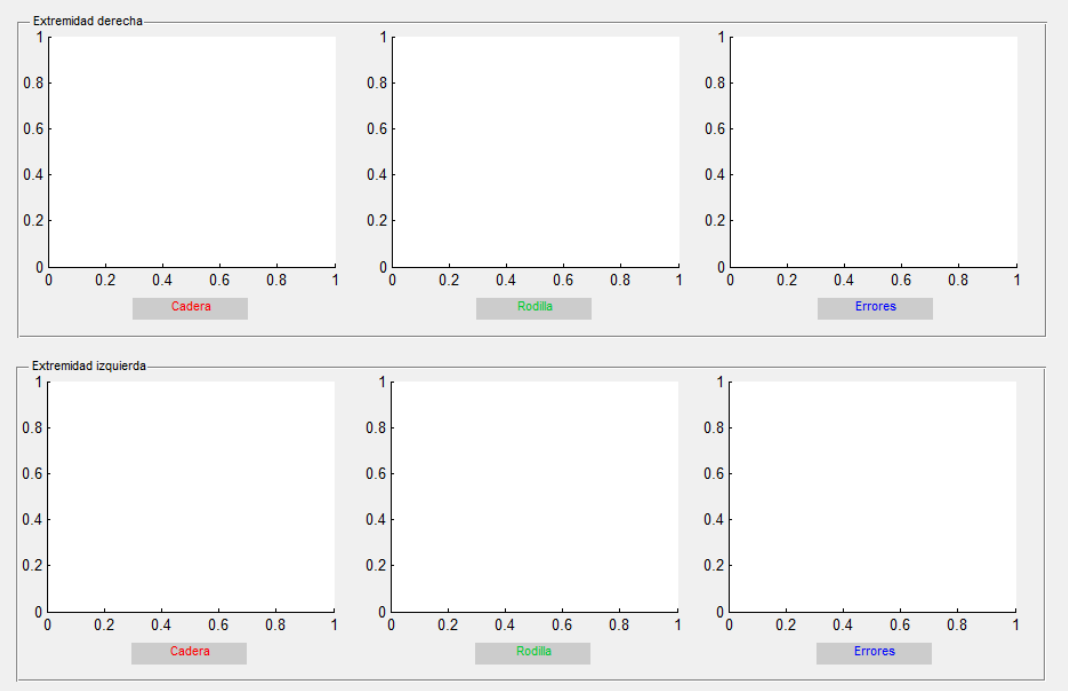

Ilustración 63. Panel de gráficas creado en GUI de Matlab®.

La Ilustración 63 ilustra el panel de gráficas explicado anteriormente. Este panel cuenta con un recuadro en el cual se explica el significado de los colores de cada uno de los trazados de las gráficas.

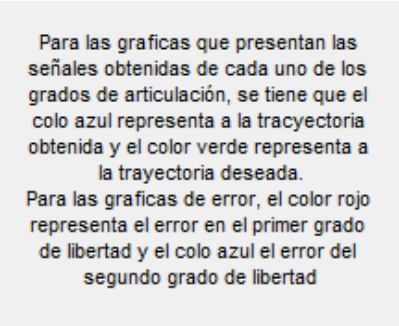

Ilustración 64. Recuadro de notas creado en GUI de Matlab®.

La Ilustración 64 proporciona la información necesaria para interpretar el resultado de las gráficas.

4.5. CONCLUSIONES DEL CAPITULO

El microcontrolador PIC 18f4550 permite es ideal para este caso debido a que el tiempo de respuesta del exoesqueleto es relativamente alto (0.1 s); sin embargo para otro tipo de estructura con otros motores como actuadores se hace necesaria la búsqueda de un nuevo microcontrolador que cuente con una comunicación serial más rápida.

Los sensores utilizados en la estructura física del exoesqueleto (Potenciómetros) presentan problemas de ruido, por tal motivo es necesario promediar la lectura análoga-digital; sin embargo el manejo e implementación de estos sensores es muy sencilla. Debido a los problemas de ruido que presentan los sensores se recomienda la elección de otros que aíslen en mayor cantidad las perturbaciones externas.

La interfaz gráfica desarrollada en Matlab proporciona una gran ventaja al momento de visualizar los resultados obtenidos en la ejecución del movimiento; sin embargo se generan leves retardos de tiempo debido a que Matlab es lento para aplicaciones online que requieran comunicación serial.

La comunicación serial por el protocolo RS-232 suple correctamente la transmisión y recepción de datos, debido a que lo hace a una óptima velocidad y por tal motivo la comunicación bidireccional funciona correctamente.

CAPÍTULO 5. PRUEBAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Las pruebas hechas se basan en la implementación del controlador explicadas previamente y los elementos que componen todo el lazo cerrado. Una vez se implementaron los elementos necesarios y se coloca en funcionamiento el exoesqueleto, se obtienen determinados resultados que muestran la posición para cada uno de los grados de libertad.

Para la presentación de resultados a continuación se muestra una lista de las gráficas y resultados obtenidos.

- Cadera derecha.
- Cadera izquierda.
- Rodilla derecha.
- Rodilla Izquierda.

La lista de graficas presenta las trayectorias obtenidas y deseadas de cada uno de los grados de libertad

5.1. CADERA DERECHA

La gráfica obtenida de la respuesta de la cadera se presenta con dos trazados: la trayectoria obtenida (Azul) y la trayectoria deseada (Verde). La trayectoria

deseada es una función de comportamiento similar a una onda *seno* compuesta por dos elementos; El primero de ellos es una función cuadrática que abre hacia abajo con punto máximo de 40° y de igual manera la segunda parte es una función cuadrática que abre hacia arriba con un punto mínimo de -10, esta referencia se configura así debido a que se busca aproximarse al ciclo de marcha humana.

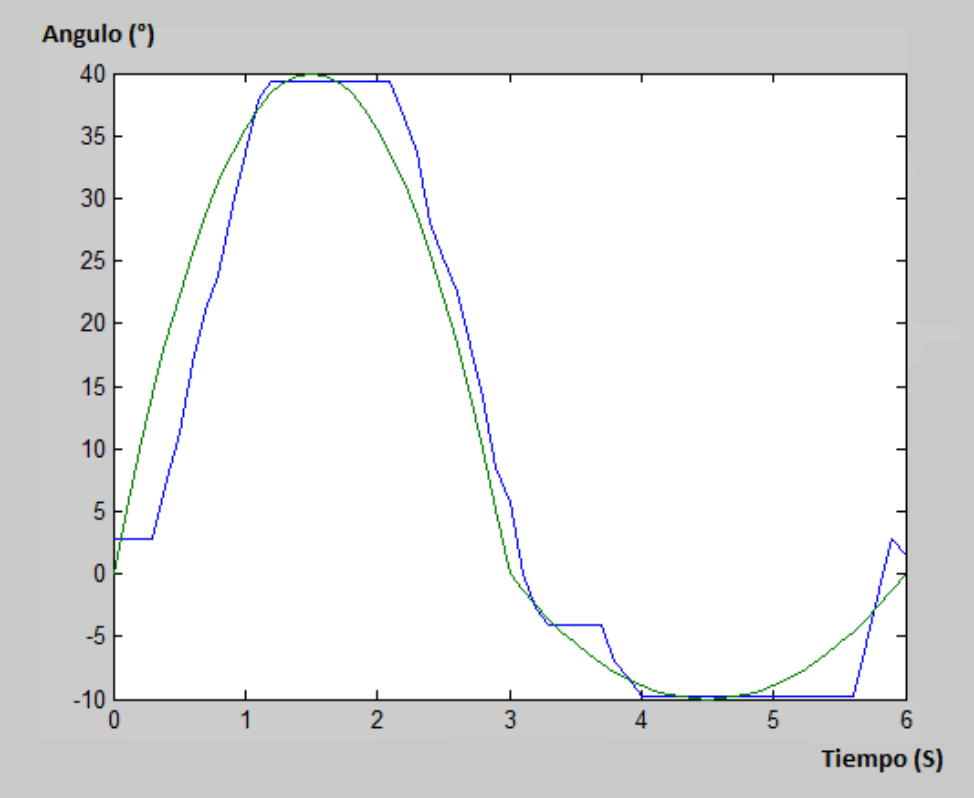

Ilustración 65. Trayectoria cadera.

Al analizar la Ilustración 65 se puede observar que la trayectoria obtenida (color azul) tiene oscilaciones sobre la trayectoria deseada (color verde), esto ocurre debido a que los motores tardan un determinado tiempo en responder, de igual manera los sensores generan ruido debido a las vibraciones de la estructura del exoesqueleto.

5.2. CADERA IZQUIERDA

Al igual que la cadera izquierda, la cadera derecha se expone a la misma referencia con el fin de observar y analizar el comportamiento de este grado de libertad con una función de este tipo.

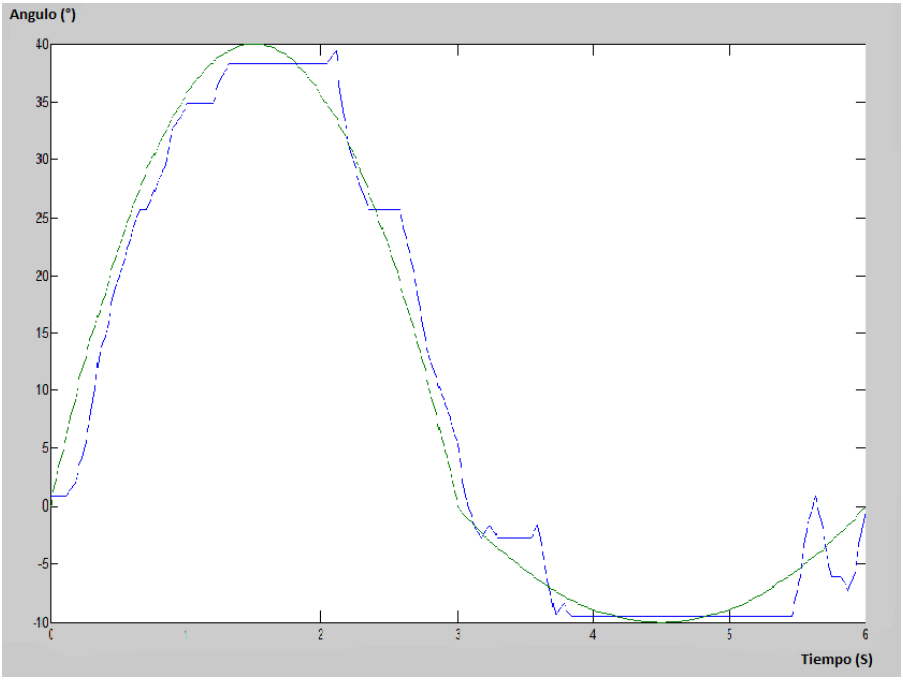

Ilustración 66. Trayectoria cadera izquierda.

La Ilustración 66 muestra las dos trayectorias obtenidas en la cadera izquierda, al comparar con la ilustración 61 se observa que la respuesta es similar debido a las oscilaciones presentes en los dos grados de libertad. Para la Ilustración 64 se tiene que la trayectoria obtenida está representada con el color azul y la deseada con el color verde.

5.3. RODILLA DERECHA

A diferencia de las primeras dos articulaciones expuestas anteriormente, para la rodilla derecha e izquierda se propone una trayectoria deseada basada en una ecuación cuadrática compuesta de dos secciones; la primera de ellas es un referencia que se mantiene sobre cero por determinado tiempo y la segunda parte es una función cuadrática que abre hacia arriba y tiene como punto mínimo -30°. El valor mínimo se configura debido a los valores obtenidos de la linealización presentados con anterioridad y al analizar la mejor zona de comportamiento. Al igual que en las articulaciones de cadera, las rodillas pueden seguir trayectoria que describen una onda *seno* y la cual representa medio ciclo de marcha.

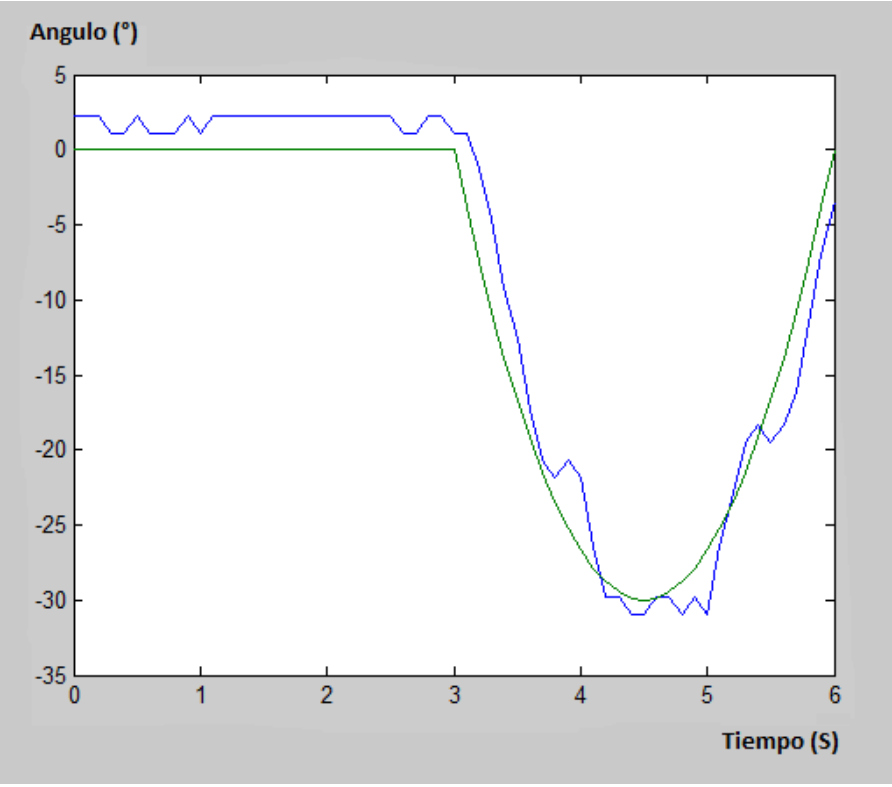

Ilustración 67. Trayectoria rodilla derecha.

En la Ilustración 67 se observa la respuesta de la rodilla derecha. La trayectoria obtenida oscila con respecto a la deseada debido los movimientos que presenta la estructura y se transmiten a los sensores los cuales pierden precisión.

5.4. RODILLA IZQUIERDA

Para la rodilla izquierda se propone la misma trayectoria deseada que para la rodilla derecha debido a la similitud en la linealización de ambos grados de libertad.

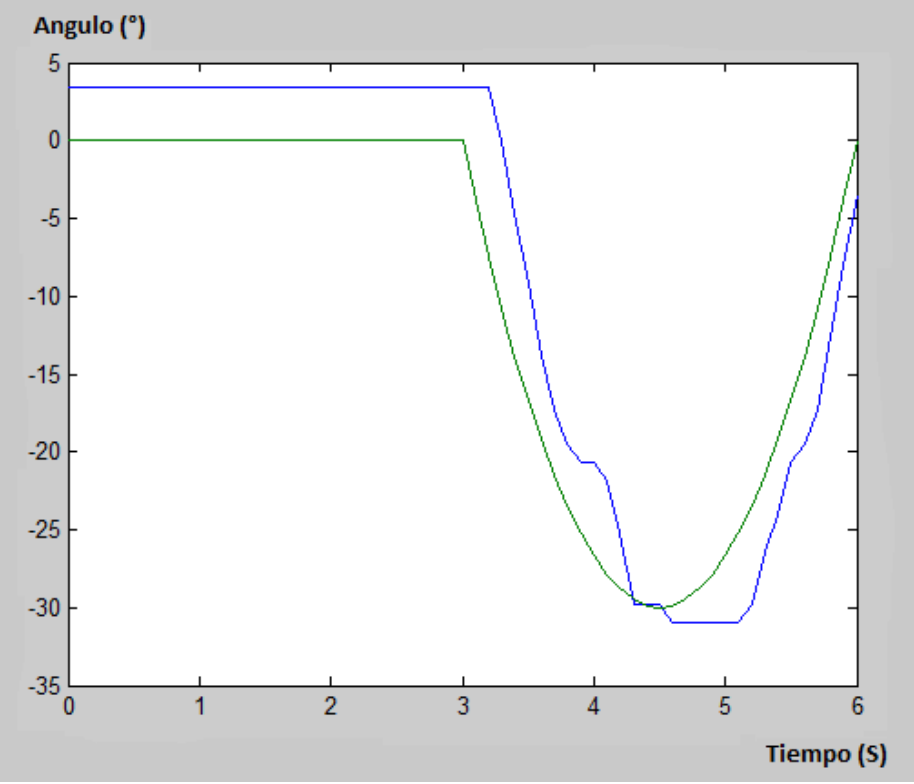

Ilustración 68. Trayectoria rodilla izquierda.

En la Ilustración 68 se observa que la trayectoria deseada presenta mayores oscilaciones que la rodilla derecha; sin embargo se hace un seguimiento correcto de la referencia.

5.5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Una vez estudiados los controladores que actualmente son los más usados para la implementación en exoesqueletos, se procedió a diseñarlos y de esta manera poder determinar el control que se pudiera ajustar mejor a las necesidades requeridas para el efectivo desarrollo del proyecto. Los controladores que se procedieron a diseñar fueron el PD, PID y el PD+.

Cada uno de los controles presentó ventajas y desventajas las cuales se hizo necesario pasar cada una de ellas por una etapa de evaluación, lo cual permitió que se escogiera controlador más adecuado para la implementación en la estructura física.

El controlador escogido fue el PID como se mencionó previamente. Este tipo de control mostró una respuesta muy cercana a la buscada en las trayectorias escogida para cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

La implementación del controlador presentó ciertos problemas debido a que en simulación se consideraban los elementos en tiempo continuo; sin embargo para poder implementar el controlador en un sistema digital que intervenga en el lazo cerrado de control se debe efectuar la respectiva discretización del control PID elegido. Una vez se discretiza puede ser implementado por medio de código en Matlab®.

Las gráficas de las trayectorias obtenidas presentadas en representan la respuesta del exoesqueleto una vez se implementa el control. Aunque las trayectorias obtenidas presentan un error mínimo estas oscilan debido a las vibraciones generadas por la estructura del exoesqueleto, por tal razón el valor de los sensores pierde precisión y los errores en la lectura ADC es imprecisa.

Basados en las gráficas obtenidas de la implementación del control en el exoesqueleto se confirmó que el uso del controlador PID fue una buena elección dado que el error de cada una de las trayectorias mostradas era mínimo aun teniendo en cuenta los factores externos que pudieran afectar dicho control, como lo serían los factores mecánicos, eléctrico o el mismo ruido que puedan generar los sensores o los motores.

Aunque los sensores utilizados facilitaron mucho la implementación del control, debido a que no requerían la utilización de dispositivos adicionales, se recomienda para futuros proyectos la utilización de sensores más robustos, que no sean tan vulnerables a los ruidos generados por las vibraciones que pueda presentar la estructura física.

El protocolo de comunicación utilizado logró suplir el envío y transmisión de datos hacia la interfaz; sin embargo existen protocolos que pueden reducir el tiempo empleado en la comunicación.

CONCLUSIONES

- Mediante el modelamiento matemático, fue posible obtener y conocer la dinámica del exoesqueleto con las respectivas variables que intervienen en dicha dinámica. Así mismo se identifica el orden del sistema (Segundo orden para este caso). Los resultados obtenidos se comparan con diferentes modelos presentados por otros autores y se evidencia que coinciden por lo que el modelo propuesto es el utilizado a lo largo del proyecto.

- La interfaz desarrollada proporciona una gran ventaja en la lectura e interpretación de los datos debido a que entrega todas las gráficas en una única ventana en Matlab. La presentación de las gráficas que contienen las trayectorias de cada uno de los grados de libertad se complementan con las gráficas de los errores con el fin de presentar los puntos en que el exoesqueleto presenta menor precisión.

- Al estudiar y analizar las técnicas convencionales de control (PD, PID, PD+) aplicadas a exoesqueletos se identifica que el controlador que presenta mejores resultados y comportamiento en el seguimiento de trayectorias es el PD+; sin embargo su implementación presenta un alto grado de complejidad y por tal razón se elige al controlador PID como el mejor debido a que presenta un comportamiento similar al PD+ y su implementación no requiere gran cantidad de elementos ni un alto grado de complejidad.

- Para el diseño del controlador PID se considera un tiempo de muestreo de 0.1s, con el fin de obtener tiempos de respuesta rápidos, así mismo se obtiene mediante la sintonización de los controladores un índice de amortiguamiento igual a uno, esto con el fin de evitar las oscilaciones del exoesqueleto sobre la referencia.

- Tal como se evidenció en el Capítulo 3, se estableció que el control PD+ es aquel que presenta un mejor comportamiento dado que este logra involucrar la dinámica del modelo dentro del mismo controlador y agrega una compensación por gravedad generando a la planta que se implemente una mayor estabilidad.

- Se estableció que el microcontrolador PIC 18f4550 es ideal para esta implementación en el exoesqueleto de miembro inferior debido a que el tiempo de respuesta del exoesqueleto es relativamente alto (0.1 s) como se explicó en el Capítulo 4.

- Se determinó que la comunicación serial por el protocolo RS-232 suple correctamente la transmisión y recepción de datos, debido a que lo hace a una óptima velocidad generando así una adecuada comunicación bidireccional.

BIBLIOGRAFÍA

[1] OMS/Arthur Calasans, «Organización mundial de la Salud,» 2013. [En línea]. Available: http://www.who.int/features/factfiles/disability/es/. [Último acceso: Febrero 2015].

[2] E. Alarcón, «Miauw,» Marzo 2010. [En línea]. Available: http://www.miauw.es/2010/03/soluciones-la-discapacidad.html. [Último acceso: Febrero 2015].

[3] R. S. Mosher, «Cyberneticzoo,» 1971.

[4] A. J. d. Ama, «Human Computer Technology Laboratory,» 6 Mayo 2010. [En línea]. Available: http://www.hctlab.com/jornadas_e-accesibilidad/presentaciones/3.pdf. [Último acceso: 1 Octubre 2014].

[5] CPMA, «CALIFORNIA PODIATRIC MEDICAL ASSOCIATION,» 1999. [En línea]. Available: http://www.calpma.org/visitors/foothealth/espanol/orthotics. [Último acceso: Febrero 2015].

[6] D. G. Emmer, «Exoesqueleto,» 2010. [En línea]. Available: http://www.exoesqueleto.com.es/rex-bionics.html. [Último acceso: Febrero 2015].

[7] Innovacion.cl, «Innovacion,» 11 Junio 2014. [En línea]. Available: http://www.innovacion.gob.cl/reportaje/exoesqueleto-la-revolucion-cientifica-del-mundial-brasil-2014/. [Último acceso: 1 10 2014].

[8] D. Ferris, Interviewee, *Exoesqueleto.* [Entrevista]. Enero 2011.

[9] D. H. Kazerooni, «EXOESQUELETO,» 2011. [En línea]. Available: http://www.exoesqueleto.com.es/berkeley-bionics.html.

[10] S. F. Domínguez, «Blog de reabilitación que mira al futuro,» 16 Octubre 2010. [En línea]. Available: http://www.rehabilitacionblog.com/2010/10/elegs-un-exoesqueleto-robotico-de.html. [Último acceso: Febrero 2015].

[11] Geek Heterodoxo, Boxbyte, «Fayerwayer,» 08 Octubre 2010. [En línea]. Available: https://www.fayerwayer.com/2010/10/elegs-exoesqueleto-ligero-da-nuevas-piernas-a-paraplejicos/. [Último acceso: Febrero 2015].

[12] M. Nicolelis, «Nicolelis Lab,» 2015. [En línea]. Available: http://www.nicolelislab.net/. [Último

acceso: Febrero 2015].

[13] N. Domínguez, «El exoesqueleto que abrirá el Mundial de Fútbol,» *El Espectador,* 10 Junio 2014.

[14] S. Goetz, «DIVE (Duke Immersive Virtual Environment),» 2015. [En línea]. Available: http://virtualreality.duke.edu/project/walk-again-project/. [Último acceso: Febrero 2015].

[15] Hocoma, «Hocoma,» 2013. [En línea]. Available: http://www.hocoma.com/products/lokomat/. [Último acceso: 2015].

[16] NeuroRHB, «Hospitales Nisa,» 2014. [En línea]. Available: http://www.neurorhb.com/blog-dano-cerebral/aprender-a-caminar-de-nuevo-funcionamiento-y-eficacia-del-robot-lokomat-de-hospitales-nisa/. [Último acceso: Febrero 2015].

[17] R. Lopez, J. Torres, S. Salazar y R. Lózano, «Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla,» *SciELO,* vol. 35, nº 1, Abril 2014.

[18] I. A. Mendoza Diusaba, «Repositorio UMNG,» 2011. [En línea]. Available: http://hdl.handle.net/10654/3300. [Último acceso: 2014].

[19] E. García Ospina, «Repositorio UMNG,» 2012. [En línea]. Available: http://hdl.handle.net/10654/6709. [Último acceso: 2014].

[20] H. F. Ramírez Guío, «Mecatrónica UMNG,» 2015. [En línea]. Available: http://mecatronica.umng.edu.co/dokuwiki/doku.php?id=hoffman:inicio. [Último acceso: Marzo 2015].

[21] R. Gutierrez, J. Duque, O. Aviles y P. Niño, «Mecatrónica UMNG,» 2007. [En línea]. Available: http://mecatronica.umng.edu.co/dokuwiki/doku.php?id=duque:inicio. [Último acceso: Marzo 2015].

[22] Universidad Militar Nueva Granada, «Repositorio Institucional,» Universidad Militar Nueva Granada, [En línea]. Available: http://repository.unimilitar.edu.co/.

[23] N. Bowdler, «BBC Mundo,» 07 Marzo 2014. [En línea]. Available: http://www.bbc.co.uk/mundo/noticias/2014/03/140306_exoesqueletos_robots_rg. [Último acceso: Febrero 2015].

[24] D. G. Emmer, «Exoesqueleto,» 2011. [En línea]. Available: http://www.exoesqueleto.com.es/cyberdyne.html. [Último acceso: Febrero 2015].

[25] C. Marco Saenz, «Wzar.unizar.es,» [En línea]. Available: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf. [Último acceso: Febrero 2015].

[26] Red de Salud de Cuba, «Informed,» 2014. [En línea]. Available: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/marcha_normal.pdf. [Último acceso: Marzo 2015].

[27] J. Klopper, Dirección, *Understanding the Euler Lagrange Equation.* [Película]. YouTube, 2014.

[28] A. J. C. Gómez y G. I. Estada, «CINVESTAV,» 2010. [En línea]. Available: http://www.dim.cinvestav.mx/DimPrimerGnra/euler/index.html. [Último acceso: 08 Noviembre 2014].

[29] K. Ogata, Ingeniería de Control Moderna, México: Prentice-Hall Hispanoamericana, S.A., 1999, p. 60.

[30] K. Ogata, Ingeniería de Control Moderna, México: Prentice-Hall Hispanoamericana, 1999, p. 2.

[31] K. Ogata, Ingeniería de Control Moderna, México: Prentice-Hall Hispanoamericana, 1999, p. 7.

[32] V. Mazzone, «eng-newcastle,» Marzo 2002. [En línea]. Available: http://www.eng.newcastle.edu.au/~jhb519/teaching/caut1/Apuntes/PID.pdf. [Último acceso: Enero 2015].

[33] Organización Mundial de la Salud, «Resumen: Informe mundial sobre la discapacidad,» Malta, 2011.

[34] Simtk.org, «SimTk,» [En línea]. Available: https://simtk.org/project/xml/downloads.xml?group_id=91. [Último acceso: Febrero 2015].

[35] M. E. Lcda. Quintero, «Universidad Nacional Experimental del Yaracuy,» 2009. [En línea]. Available: https://docs.google.com/a/unimilitar.edu.co/presentation/d/1YzUy4ZNYgbJI-bLeS1u5hFBh_vsl-HSxBZFiUJuShTE/edit#slide=id.p4. [Último acceso: Febraro 2015].

[36] Centro Mexicano Universitario de Ciencias y Humanidades, «Biomecánica de la Marcha,» Mexico D.F.

[37] F. R. Cortés, Robótica - Control de robots manipuladores, Alfaomega, 2011.

[38] V. Prada Jiménez, P. Niño y O. F. Aviles, Control Híbrido Fuerza-Posición para un manipulador

de 2 GDL, Académia Española, 2012.

[39] edx, Dirección, *Función de MATLAB ODE45 2. Solución numérica de ecuaciones diferenciales ordinarias.* [Película]. 2013.

[40] STMicroelectronics, L293D Datasheet, ST SGS-THOMSON Microelectronics, 1996-97.

[41] D. Rodríguez Ramírez y T. Alamo Cantarero, Diseño de controladores discretos, http://www.control-class.com/Tema_6/Slides/Tema_6_Diseno_Controladores.pdf.

[42] The MathWorks, Inc., «MathWorks,» 1994-2015. [En línea]. Available: http://www.mathworks.com/discovery/matlab-gui.html. [Último acceso: Marzo 2015].

[43] MathWorks, Inc., «MathWoks,» 1994-2015. [En línea]. Available: http://www.mathworks.com/help/matlab/creating_guis/write-callbacks-using-the-guide-workflow.html. [Último acceso: Marzo 2015].

[44] M. Torres, «Prezi,» 25 Mayo 2014. [En línea]. Available: https://prezi.com/m05nz9c0s6cb/robot-bipedo/.

[45] GOOGLE BOOKS, «Biomecánica de la marcha humana normal y patológica: Libro sobre la marcha humana,» [En línea]. Available: http://books.google.es/books/about/Biomec%C3%A1nica_de_la_marcha_humana_normal.html?hl=es&id=wkAcOwAACAAJ.

[46] STMicroelectronics, L293D Datasheet, ST SGS-THOMSON Microelectronics, 1996.

[47] E. G. Breijo, «Compilador C CCS y simulador Proteus para Microcontroladores PIC,» de *Compilador C CCS y simulador Proteus para Microcontroladores PIC*, México, Alfaomega, 2008, p. 89.

[48] E. Brejio Garcia, «Compilador C CCS y simulador Proteus para Microcontroladores PIC,» de *Compilador C CCS y simulador Proteus para Microcontroladores PIC*, México, Alfaomega, 2008, p. 89.

ANEXOS

ANEXO I – CÓDIGO MICRO CONTROLADOR

El Anexo A expone el código del micro controlador desarrollado en PIC C Compiler®. Se recuerda que este código expuesto es utilizado para ambos micro controladores utilizados en el exoesqueleto.

```
#include <18f4550.h>
#fuses HSPLL,NOWDT,NOPROTECT,PLL5,CPUDIV4,MCLR
#device adc=8
#use delay(clock=16MHz)
#use rs232(baud=19200,parity=N,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,bits=8,stop=1)
#use fast_io(a)
#use fast_io(b)
#use fast_io(c)
#use fast_io(d)

int8 valor_adc=0;
int8 valor_adc1=0;
int8 valor=0;
int8 dpwm1=0;
int8 dpwm2=0;
int8 invc=0;
int8 invr=0;
int8 aum=0;
int8 lect1=0;
int i=0;

#INT_RDA
void rda_isr(void){
  valor=getc();
  aum=0;
  if(valor == 1){
    set_adc_channel(0);
    valor_adc=read_adc();
 while(!adc_done());
    putc(valor_adc);
```

```
  }
  else if(valor == 2){
    set_adc_channel(1);
    valor_adc1=read_adc();
    while(!adc_done());
    putc(valor_adc1);
  }
  else if(valor == 3){
    invc=getc();
    if(invc == 1){ output_high(PIN_D0); output_low(PIN_D1);}
    else if(invc == 2){ output_high(PIN_D1); output_low(PIN_D0);}
    else if(invc == 3){ output_low(PIN_D0); output_low(PIN_D1);}
    dpwm1=getc();
    set_pwm1_duty(dpwm1);
  }
  else if(valor == 4){
    invr=getc();
    if(invr == 1){ output_high(PIN_D2); output_low(PIN_D3);}
    else if(invr == 2){ output_high(PIN_D3); output_low(PIN_D2);}
    else if(invr == 3){ output_low(PIN_D2); output_low(PIN_D3);}
    dpwm2=getc();
    set_pwm2_duty(dpwm2);
  }
  else{
    output_low(PIN_D0);
    output_low(PIN_D1);
  }
}

void main(){
  set_tris_a(0xFF);
  set_tris_b(0x00);
  set_tris_c(0xB9);
  set_tris_d(0x00);
  output_low(PIN_D1);
  setup_ccp1(CCP_PWM);
  setup_ccp2(CCP_PWM);
  setup_timer_2(T2_DIV_BY_1,255, 1);
  setup_adc_ports(AN0_TO_AN1|VSS_VDD);
  setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_64);
  delay_ms(1);
  enable_interrupts(int_rda);
  enable_interrupts(global);
  output_high(PIN_D4);
  while(true){
    output_low(PIN_D4);
```

```
    delay_ms(100);
    output_high(PIN_D4);
    delay_ms(100);
  }
}
```

ANEXO II – CÓDIGO INTERFAZ

El ANEXO A en su totalidad presenta el código de la interfaz desarrollado en Matlab®; sin embargo se efectúa una división de los botones para que estos puedan ser interpretados con mayor facilidad.

Código botón Conectar

```
% --- Executes on button press in Conectar.
function Conectar_Callback(hObject, eventdata, handles)
global ps
global ps1
ps = serial('COM3');
set(ps,'Baudrate',19200);
set(ps,'DataBits',8);
set(ps,'Parity','none');
set(ps,'StopBits',1);
set(ps,'Flowcontrol','none');
set(ps,'InputBufferSize',1);
set(ps,'OutputBufferSize',1);
set(ps,'Timeout',5);
fopen(ps);
ps1 = serial('COM4');
set(ps1,'Baudrate',19200);
set(ps1,'DataBits',8);
set(ps1,'Parity','none');
set(ps1,'StopBits',1);
set(ps1,'Flowcontrol','none');
set(ps1,'InputBufferSize',1);
set(ps1,'OutputBufferSize',1);
fopen(ps1);
```

Código botón Desconectar

```
% --- Executes on button press in Desconectar.
function Desconectar_Callback(hObject, eventdata, handles)
global ps
global ps1
fclose(ps);
delete(ps);
clear ps;
fclose(ps1);
delete(ps1);
clear ps1;
```

Código botón Control

```
% --- Executes on button press in Control.
function Control_Callback(hObject, eventdata, handles)
global ps
global ps1
% Ganancias Proporcionales
kp1 = 1000; kp2 = 1000;
Kp = [kp1 0; 0 kp2];
% Ganancias Integrales
ki1 = 0.05*kp1; ki2 = 0.05*kp2;
Ki = [ki1 0; 0 ki2];
% Ganancias Derivativas
kd1 = 0.025*kp1; kd2 = 0.025*kp2;
Kd = [kd1 0; 0 kd2];
Tm = 0.005;
% Matrices de constantes Q0, Q1 y Q2
MQ0 = Kp+((Tm/2).*Ki)+(Kd/Tm);
MQ1 = ((Tm/2).*Ki)-Kp-((2/Tm).*Kd);
MQ2 = Kd/Tm;
% Constantes
Q01 = MQ0(1,1); Q02 = MQ0(2,2); Q11 = MQ1(1,1);
Q12 = MQ1(2,2); Q21 = MQ2(1,1); Q22 = MQ2(2,2);
% Definición de errores
    % Izquierda
    eik1 = 0; eik11 = 0; eik12 = 0;
    eik2 = 0; eik21 = 0; eik22 = 0;
    % Derecha
    edk1 = 0; edk11 = 0; edk12 = 0;
    edk2 = 0; edk21 = 0; edk22 = 0;
% Definiciones del control
    % Izquierda
    Uik1 = 0; Uik11 = 0;
    Uik2 = 0; Uik21 = 0;
    % Derecha
    Udk1 = 0; Udk11 = 0;
```

```
    Udk2 = 0; Udk21 = 0;
vt = 0:0.005:3;
[n,m] = size(vt);
leci1 = zeros(n,1); leci2 = zeros(n,1);
desi1 = zeros(n,1); desi2 = zeros(n,1);
lecd1 = zeros(n,1); lecd2 = zeros(n,1);
desd1 = zeros(n,1); desd2 = zeros(n,1);
con = 0;
for tie=0:0.005:3
    con = con+1;
    % Lectura cadera izquierda
        fwrite(ps,1);
        refi1 = fread(ps,1);
        aci = -(57.998*(refi1/51))+199.07;
    % Lectura cadera derecha
        fwrite(ps1,1);
        refd1 = fread(ps1,1);
        acd = (57.998*(refd1/51))-90.923;
    % Lectura rodilla izquierda
        fwrite(ps,2);
        refi2 = fread(ps,1);
        ari = -(58.36*(refi2/51))+93.551;
    % Lectura rodilla derecha
        fwrite(ps1,2);
        refd2 = fread(ps1,1);
        ard = (58.36*(refd2/51))-198.25;
    % Asignación errores
        % Izquierda
        eik12 = eik11; eik11 = eik1;
        eik22 = eik21; eik21 = eik2;
        % Derecha
        edk12 = edk11; edk11 = edk1;
        edk22 = edk21; edk21 = edk2;
    % Referencia
    [qd1,~,~,qd2,~,~] = Referencia(0.826,0,0.22032,0.69876,tie,3);
    % Errores
        % Izquierda
        eik1 = qd1-aci; eik2 = -qd2-ari;
        % Derecha
        edk1 = qd1-acd; edk2 = -qd2-ard;
    % Señales de control
        % Izquierda
        Uik11 = Uik1;
        Uik1 = (Q01*eik1)-(Q11*eik11)+(Q21*eik12)+Uik11;
        Uik21 = Uik2;
        Uik2 = (Q02*eik2)-(Q12*eik21)+(Q22*eik22)+Uik21;
        % Derecha
        Udk11 = Udk1;
        Udk1 = (Q01*edk1)-(Q11*edk11)+(Q21*edk12)+Udk11;
        Udk21 = Udk2;
        Udk2 = (Q02*edk2)-(Q12*edk21)+(Q22*edk22)+Udk21;
    % Anti Wind-Up
        % Cadera izquierda
        if Uik1 >= 100
```

```
        Uik1 = 100;
    elseif Uik1 <= -20
        Uik1 = -20;
    end
    % Rodilla izquierda
    if Uik2 >= 200
        Uik2 = 200;
    elseif Uik2 <= -200
        Uik2 = -200;
    end
    % Cadera derecha
    if Udk1 >= 100
        Udk1 = 100;
    elseif Udk1 <= -20
        Udk1 = -20;
    end
    % Rodilla derecha
    if Udk2 >= 200
        Udk2 = 200;
    elseif Udk2 <= -200
        Udk2 = -200;
    end
% Inversión de giro
    % Cadera izquierda
    if Uik1 < 0
        Uik1 = -Uik1; invci = 2;
    elseif Uik1 >= 0
        invci = 1;
    end
    if (eik1>-5) && (eik1<5)
        invci = 3;
    end
    % Rodilla izquierda
    if Uik2 < 0
        Uik2 = -Uik2; invri = 2;
    elseif Uik2 >= 0
        invri = 1;
    end
    if (eik2>-3) && (eik2<3)
        invri = 3;
    end
    % Cadera derecha
    if Udk1 < 0
        Udk1 = -Udk1; invcd = 2;
    elseif Udk1 >= 0
        invcd = 1;
    end
    if (edk1>-5) && (edk1<5)
        invcd = 3;
    end
    % Rodilla derecha
    if Udk2 < 0
        Udk2 = -Udk2; invrd = 2;
    elseif Udk2 >= 0
```

```
            invrd = 1;
        end
        if (edk2>-3) && (edk2<3)
            invrd = 3;
        end
    % Configurar PWM Cadera izquierda
    fwrite(ps,3);
    fwrite(ps,invci);
    fwrite(ps,Uik1);
    % Configurar PWM Rodilla izquierda
    fwrite(ps,4);
    fwrite(ps,invri)
    fwrite(ps,Uik2);
    % Configurar PWM Cadera derecha
    fwrite(ps1,3);
    fwrite(ps1,invcd);
    fwrite(ps1,Udk1);
    % Configurar PWM Rodilla derecha
    fwrite(ps1,4);
    fwrite(ps1,invrd)
    fwrite(ps1,Udk2);
    % Llenado de vectores para graficas
    desi1(con) = qd1; desi2(con) = qd2;
    leci1(con) = aci; leci2(con) = ari;
    desd1(con) = qd1; desd2(con) = qd2;
    lecd1(con) = acd; lecd2(con) = ard;
    pause(0.04);
end

% Apagado PWM Cadera izquierda
fwrite(ps,3);
fwrite(ps,0);
% Apagado PWM Rodilla izquierda
fwrite(ps,4);
fwrite(ps,0);
% Apagado PWM Cadera derecha
fwrite(ps1,3);
fwrite(ps1,0);
% Apagado PWM Rodilla derecha
fwrite(ps1,4);
fwrite(ps1,0);
% Graficas
plot(vt,lec1);
figure; plot(vt,lec2);
figure; plot(vt,desi1);
figure; plot(vt,-desi2);
```

ANEXO III – CÓDIGO DE SIMULACIÓN EN LAZO CERRADO

El código de simulación mostrado en este ANEXO hace referencia al control PID el cual es el utilizado y al modelo dinámico del exoesqueleto funcionando en un lazo cerrado, este código fue implementado en Matlab®. Para mayor facilidad de interpretación se dividen las funciones utilizadas en ciertos numerales.

Programa principal (Control PID)

El código expuesto a continuación corresponde al programa principal de la simulación en lazo cerrado. El programa principal contiene la función ODE45 encargada de regular todo el lazo cerrado implementado, adicionalmente se observa que este programa es el encargado de generar todas las gráficas necesarias para interpretar los resultados.

```
clc; clear all; close all;
tic;
format short g
disp('2');
% Condiciones Iniciales
ci=[0; 0; 0; 0; 0; 0];
[t,x] = ode45('ExoPID',[0 2.5],ci);
q1 = x(:,1);
q2 = x(:,2);
qp1 = x(:,3);
qp2 = x(:,4);
int1 = x(:,3);
int2 = x(:,4);
[n,m] = size(t);
tau1 = zeros(n,1);
tau2 = zeros(n,1);
qtilde1 = zeros(n,1);
qtilde2 = zeros(n,1);
qd1 = zeros(n,1);
qd2 = zeros(n,1);
```

```
e1 = zeros(n,1);
e2 = zeros(n,1);
for i=1:n
    [qt, tau] = ControladorPID([q1(i); q2(i)], [qp1(i); qp2(i)],[int1(i);
int2(i)],0);
    tau1(i) = tau(1);
    tau2(i) = tau(2);
    qtilde1(i)=qt(1);
    qtilde2(i)=qt(2);
    [qd1(i),~,~,qd2(i),~,~] =
Referencia(0.826,0,0.22032,0.69876,t(i),2.5);
    e1(i) = qd1(i)-(q1(i)*180/pi);
    e2(i) = qd2(i)-(q2(i)*180/pi);
end
plot(t,qd1,t,(q1*180)/pi); title('Trayectoria 1ra. Articulación');
figure; plot(t,qd2,t,(q2*180)/pi); title('Trayectoria 2da.
Articulación');
figure; plot(t,e1,t,e2); title('Errores de posición');
figure; plot(t,(qp1*180)/pi,t,(qp2*180)/pi); title('Velocidades');
```

Programa de simulación exoesqueleto

El programa de simulación del exoesqueleto contiene la dinámica del exoesqueleto; sin embargo en este programa se hace llamado a una tercera función (*ControladorPID*) la cual calcula el controlador en un tiempo determinado.

```
function xp = ExoPID(t,x)
a = t;
% Vector de posición
q1 = x(1);
q2 = x(2);
q = [q1; q2];
% Vector de velocidad
qp1 = x(3);
qp2 = x(4);
qp = [qp1; qp2];
% Integral del error
integral = [x(5); x(6)];
% Parámetros del exoesqueleto
m1 = 1.55;
l1 = 0.413;
lc1 = 0.207;
```

```
I1 = 1.266;
b1 = 2.288;
m2 = 3.82;
lc2 = 0.205;
I2 = 0.093;
b2 = 0.175;
g = 9.81;
% m1=1.55; l1=0.413; lc1=0.207; I1=0.023; b1=2.288;
% m2=1.82; l2=0.413; lc2=0.105; I2=0.017; b2=0.175; g=9.81;
% Constantes del programa
theta1 = m1*lc1*lc1+m2*l1*l1+m2*lc2*lc2+I1+I2;
theta2 = l1*m2*lc2;
theta3 = m2*lc2*lc2+I2;
theta4 = g*(lc1*m1+m2*l1);
theta5 = g*m2*lc2;
theta6 = b1;
theta7 = b2;
% Matriz de masas
M = [theta1+2*theta2*cos(q2) theta3+theta2*cos(q2);
     theta3+theta2*cos(q2) theta3];
% Matriz de velocidades
C = [-2*theta2*sin(q2)*qp2 -theta2*sin(q2)*qp2;
     theta2*sin(q2)*qp1 0];
% Matriz de gravedad
G = [theta4*sin(q1)+theta5*sin(q1+q2);
     theta5*sin(q1+q2)];
% Matriz de friccion
Fr = [theta6*qp1;
      theta7*qp2];
% Llamado de la funcion de control
[qtilde, tau] = ControladorPID(q,qp,integral,a);
intp = qtilde;
% Calculo de la salida de la planta
qpp = M^(-1)*(tau-C*qp-G-Fr);
% Vector Xpunto (Salida)
xp = [qp1; qp2; qpp(1); qpp(2); intp(1); intp(2)];
end
```

Programa del Controlador PID

El programa mostrado del Controlador PID proporciona el código y los elementos necesarios para calcular el control en un tiempo determinado para enviar este valor a la dinámica del robot presentada en el ANEXO 15.3.3.

```
function [qtilde, tau] = ControladorPID(x,xp,integral,a)
tiem = a;
% Vector de posicion
q = [x(1); x(2)];
```

```
% Vector de velocidad
qp = [xp(1); xp(2)];
% Parametros del exoesqueleto
m1 = 1.55;
l1 = 0.413;
lc1 = 0.207;
m2 = 3.82;
lc2 = 0.205;
g = 9.81;
% Constantes del programa
theta4 = g*(lc1*m1+m2*l1);
theta5 = g*m2*lc2;
% Matriz de gravedad
G = [theta4*sin(q(1))+theta5*sin(q(1)+q(2));
     theta5*sin(q(1)+q(2))];
% Configuracion del controlador
% Ganancia proporcional
% kp1 = 6;
% kp2 = 0.3;
kp1 = 1000;
kp2 = 1000;
Kp = [kp1 0;
      0 kp2];
% Ganancia Integral
ki1 = 0.05*kp1;
ki2 = 0.05*kp2;
Ki = [ki1 0;
      0 ki2];
% Ganancia derivativa
kv1 = 0.025*kp1;
kv2 = 0.025*kp2;
Kv = [kv1 0;
      0 kv2];
% Funcion para la trayectoria deseada
[qd1,~,~,qd2,~,~] = Referencia(0.826,0,0.22032,0.69876,tiem,2.5);
% Vector de referencias
qd = [qd1; qd2];
% Error de posicion
qtilde = [pi*qd(1)/180-q(1);
          pi*qd(2)/180-q(2)];
qtgrados = (180/pi)*[qtilde(1); qtilde(2)];
% Conversion de velocidad grad/s
qpgrados = 180*qp/pi;
% Salida del controlador
tau = (Kp*qtgrados)+(Ki*integral)-(Kv*qpgrados)+G;
end
```