



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

ESCUELA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA

**“SISTEMAS DE CONTROL AVANZADO PARA PRÓTESIS DE ARTICULACIÓN
DE TOBILLO.”**

AUTOR: EDWIN TARQUINO POTOSI GUBIO

DIRECTOR: MSC. IVÁN IGLESIAS NAVARRO

IBARRA-ECUADOR

2021



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA
AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

1.1 IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, la lo cual pongo a disposición la siguiente información.

DATOS DEL AUTOR	
Cedula de identidad	040195743-6
Apellidos y nombres	Potosi Gubio Edwin Tarquino
Dirección	El Olivo, Av 17 de Julio.
e-mail	etpotosig@utn.edu.ec
Teléfono móvil	0991691633
DATOS DE LA OBRA	
Título	Sistemas de control avanzado para prótesis de articulación de tobillo.
Autor	Potosi Gubio Edwin Tarquino
Fecha	Ibarra 13 del mes de agosto de 2021
Programa	Pregrado
Título por el que opta	INGENIERO EN MECATRÓNICA
Asesor	MSc. Ing. Iván Iglesias Navarro

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra 14 del mes de Octubre de 2021

EL AUTOR:

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Edwin Tarquino Potosi Gubio', is written over a horizontal dotted line.

Edwin Tarquino Potosi Gubio

040195743-6



UNIVERSIDAD TECNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERIA EN MECATRONICA

CERTIFICACIÓN

En calidad de director de trabajo de “SISTEMAS DE CONTROL AVANZADO PARA PRÓTESIS DE ARTICULACIÓN DE TOBILLO”, presentado por el egresado EDWIN TARQUINO POTOSI GUBIO, para optar por el título de Ingeniería en Mecatrónica, certifico que el mencionado proyecto fue realizado bajo mi dirección.

Ibarra 13 del mes de Octubre de 2021

IVAN	Digitally signed by
IGLESIAS	IVAN IGLESIAS
NAVARRO	NAVARRO
	Date: 2021-10-13
	20:10-05:00

MSc. Iván Iglesias Navarro

Director

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por permitirme llegar hasta esta instancia de mi vida, de la misma manera haberme concedido el privilegio de lograr esta meta. Sin duda agradezco a mis amigos y compañeros más cercanos, por los consejos y apoyo brindado durante mi etapa universitaria.

A mis directores de tesis, Ing. Iván Iglesias, Ing. Milton Gavilanes, Ing. Cosme Mejía, y docentes de las diferentes cátedras de la carrera de ingeniería en mecatrónica. Por las enseñanzas, los consejos, la confianza y la oportunidad de cumplir esta meta e impulsarme por el camino de la investigación.

Muchas gracias a todos.

Edwin Potosi

DEDICATORIA

El cumplimiento de esta meta se la dedico a mis padres Aida Piedad Gubio y Tarquino Potosi, quienes fueron pilares fundamentales durante mi carrera universitaria, quienes han trabajado muy duro y con mucho esfuerzo para lograr esta meta. En especial a mi madre quien llena de sabiduría y paciencia, logró guiarme por el camino correcto a cumplir este objetivo y espero poder llenarla de orgullo allá en el cielo, por la persona que ha formado.

Edwin Potosi

RESUMEN

En el proyecto presente se da a conocer el diseño, aplicación y validación de dos estrategias control avanzado en una simulación en Matlab, de una prótesis de articulación de tobillo, estas estrategias serán capaces de controlar los movimientos del tobillo durante cada una de las fases del ciclo de la marcha humana a velocidad normal. Estos métodos de control ajustan el tobillo que se mantenga dentro de los rangos de movimiento al realizar una caminata normal.

El diseño de las estrategias de control, toman un punto de partida en su desarrollo desde la obtención de datos sobre el comportamiento del tobillo durante la marcha, obteniendo una base de datos de un gran número de articulaciones. Con el software MATLAB se obtiene una señal promedio de diferentes muestras. Con el modelo mecánico y matemático llega a analizar la señal de salida con respecto a una referencia, de igual manera para verificar y analizar el diseño de controladores en base a la respuesta del sistema, es posible obtener una señal de salida que es muy similar a la entrada, permitiendo el control de una prótesis de articulación de tobillo en un ciclo de marcha a velocidad normal.

ABSTRACT

In the present project is presented, the design, application and validation of two advanced control strategies in a simulation in Matlab of an ankle joint prosthesis are presented. These strategies will be able to control the movements of the ankle during each of the phases of the human gait cycle at normal speed. These control methods adjust the ankle to stay within ranges of motion during normal walking.

The design of control strategies, these take a starting point in their development from obtaining data on the behavior of the ankle during gait, these obtaining a database of a large number of joints. With MATLAB software an average signal is obtained from different samples. With the mechanical and mathematical model, it is possible to analyze the output signal with respect to a reference, in the same way to verify and analyze the design of controllers based on the response of the system, it is possible to obtain an output signal that is very similar to input, allowing control of a prosthetic ankle joint in a normal speed gait cycle.

ÍNDICE

PORTADA.....	i
RESUMEN	6
ABSTRACT.....	7
ÍNDICE.....	8
ÍNDICE DE FIGURAS.....	11
ÍNDICE DE TABLAS	14
INTRODUCCIÓN	15
PROBLEMA.....	15
Objetivos.....	16
Objetivo General.....	16
Objetivos Específicos.....	16
Alcance	17
Justificación	17
CAPÍTULO 1.....	19
MARCO TEÓRICO.....	19
1.1 Amputación en Extremidades Inferiores.....	19
1.3. Sistemas de Control Realizados en Prótesis de Tobillo.....	21
1.4. Anatomía del Tobillo.....	22
1.5. Cinemática del Tobillo.....	25
1.6. Fases de la Marcha Humana	28
1.7. Modelos Matemáticos.....	30

1.8. Modelo Matemático del Ciclo de Marcha	32
1.9. Modelo Matemático para el Control de una Prótesis de Pie – Tobillo.	36
1.10. Sistemas de Control.	37
1.10.1 Variable Controlada y Señal de Control o Variable Manipulada.	37
1.11. Estrategias de Control Avanzado en Articulaciones.....	38
1.12 Control Difuso	39
1.12.1. Anatomía de Controlador Difuso.....	41
1.12.2 Parámetros Para Diseñar un Controlador Difuso.....	43
1.12. Redes Neuronales.....	43
1.12.1 Función de Activación	45
1.12.2. Entrenamiento de una Red.	46
1.13. Selección de Estrategias de Control.....	47
CAPITULO 2.....	49
SIMULACIÓN DE LA ARTICULACIÓN.....	49
2.1 Trayectoria de la Articulación	49
2.2. Modelado Mecánico.....	52
2.3. Modelo Matemático en Simulink.....	54
2.4. Modelamiento Matemático Para un Motor dc.	56
2.5. Representación del Modelo Planta-Motor.	58
2.6. Estrategias de Control Avanzado a Desarrollar en la Investigación Presente. .	59
2.6.1 Diseño de un Sistema de Control Fuzzy	59

	10
2.7. Diseño de Controlador Difuso	60
2.8. Estrategia de Redes Neuronales.....	63
2.8.1 Proceso Aplicado en el Desarrollo del Diseño del Controlador Neuronal.	64
CAPÍTULO 3.....	67
ANÁLISIS DE RESPUESTAS DE SISTEMAS DE CONTROL IMPLEMENTADOS	
.....	67
3.1 Sistema de Control Fuzzy.	67
3.1.1 Control Fuzzy con Interrupción.	68
3.2. -Sistema de Control por Redes Neuronales.	69
3.2.1 Red Neuronal con Interrupción.....	70
3.3. Análisis de las Respuestas Obtenidas de las Estrategias de Control Estudiadas e Implementadas.	71
CAPÍTULO 4.....	74
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	74
4.1. Conclusiones	74
ANEXOS	82

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Articulación del tobillo[17].	23
Figura 1.2 Movimientos del tobillo[20].	23
Figura 1.3 Dorsiflexión y plantar flexión[23].	24
Figura 1.4. Intervalo 1. Fase de contacto inicial a la fase de apoyo[15].	26
Figura 1.5. Intervalo 2. fase de apoyo medio previa a la fase oscilación[15].	26
Figura 1.6. Intervalo 3. Fase de balanceo[15].	27
Figura 1.7. Biomecánica del tobillo en el plano sagital, Posición[15].	27
Figura 1.8 Ciclo de la marcha humana[25].	28
Figura 1.9. Fases y sub fases del ciclo de la marcha.[15].	29
Figura 1.10. Ciclo de la marcha.[27].	30
Figura 1.11. Angulo θ para denotar el movimiento de dorsiflexión/plantar flexión.	31
Figura 1.12. Modelo sagital de tres grados de libertad del modelo de la pierna oscilante [30].	32
Figura 1.13. Diagrama del cuerpo libre del pie - tobillo en el plano sagital[31].	35
Figura 1.14. Modelo de la pierna[15].	36
Figura 1.15. Contactos del pie con el suelo[15].	39
Figura 1.16. Estructura de un controlador difuso.[37].	40
Figura 1.17. – Funciones de membresía.	42
Figura 1.18. Modelo de una red neuronal[37].	44
Figura 1.19 Diagrama de bloques del aprendizaje supervisado.	47
Figura 2.1. Base de datos de la trayectoria del tobillo con el 100 % de los valores.	49

Figura 2.2. Datos obtenidos de la posición angular durante la marcha, resaltando un ciclo.....	50
Figura 2.3. Rango de movimiento del tobillo durante un ciclo de marcha de 10 personas diferentes.....	51
Figura 2.4. Media de variación del ángulo del tobillo en un ciclo de marcha.	52
Figura 2.5. Modelado en Simechanics del sistema pierna-pie-tobillo[31].	53
Figura 2.6. Diagrama de bloques en Simmechanics del sistema pierna-pie-tobillo ...	54
Figura 2.7. Modelo matemático[48].	54
Figura 2.8 -Trayectoria angular resultante del modelo matemático a) posición angular b) Torque del tobillo del modelo en Simmechanics.	55
Figura 2.9. – Datos de entrada y salida.....	56
Figura 2.10.- Diagrama del circuito eléctrico de un motor DC[31].	57
Ecuación 2.5. - Representación del modelo planta motor en espacio de estados[31].	58
Figura 2.11. – Lazo cerrado de control[49].	59
Figura 2.12. – Diagrama de control de lazo cerrado implementado.....	60
Figura 2.13. – Graficas de variables de entrada y salida de las funciones de membresía.	61
Figura 2.14. Reglas difusas de control representada gráficamente.....	62
Figura 2.15 Superficie de control para una prótesis de tobillo.	63
Figura 2.16. Red neuronal feed-forward con propagación hacia delante[50]	63
Figura 2.17. Interfaz de entrenamiento y simulación de la red neuronal.....	65
Figura 2.18. Rendimiento del proceso entrenamiento de la RNA.....	66

Figura 2.19. El gradiente.....	66
Figura 3.1 Diagrama de bloques de control fuzzy.....	67
Figura 3.2 a.- Señal controlada. b. – Señal de referencia.	68
Figura 3.3 Respuesta obtenida agregada una interrupción.	68
Figura 3.4 Diagrama de bloques de control por redes neuronales.....	69
Figura 3.5 Señal de referencia y señal controlada de control por redes neuronales..	70
Figura 3.6. Respuesta obtenida agregada una interrupción.	70
Figura 3.7 Señal de referencia y resultantes de las estrategias de control aplicadas ..	71
Figura 3.8 Error de control fuzzy.....	72
Figura 3.9 Error de redes neuronales.....	72

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 <i>Movimientos del tobillo</i>	24
Tabla 1.2 <i>Intervalo 1, movimiento del tobillo.</i> [15]	25
Tabla 1.3 <i>Intervalo 2, movimiento de la articulación</i> [15].	26
Tabla 1.4 <i>Intervalo 3. Movimiento del tobillo.</i>	27
Tabla 1.5 <i>Fase de apoyo 60% del ciclo.</i>	29
Tabla 1.6 <i>Fase de oscilación 40% del ciclo</i>	29
Tabla 2.1 <i>Datos antropométricos de los segmentos corporales de la extremidad inferior</i>	53
Tabla 2.2 <i>Reglas difusas del controlador</i>	62
Tabla 2.3 <i>Número de neuronas por capas.</i>	64

INTRODUCCIÓN

PROBLEMA

Actualmente existe un incremento exponencial de personas que sufren amputaciones de las extremidades superiores e inferiores debido a diferentes causas: desastres naturales, enfermedades crónicas degenerativas, accidentes, guerras, etc. Personas que no disponen de recursos económicos para adquirir dispositivos de ayuda por los elevados costos, afectando así gravemente la calidad de vida[1].

Por los motivos mencionados estas personas se ven obligados a usar prótesis que sean capaces de emular en un gran porcentaje los movimientos de la extremidad amputada, por lo que es necesario implementar técnicas de control robustas en los sistemas integrados con el fin de obtener respuestas acorde a las exigencias del usuario [2]. Actualmente los países con mayor avance tecnológico en investigación y desarrollo de prótesis son: Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón[3]. Sin embargo los avances tecnológicos se encuentran limitados en desarrollar una prótesis capaz de emular correctamente los movimientos del cuerpo humano debido al diseño en base a estrategias de control que no se adaptan a los movimientos del cuerpo humano[4].

A nivel mundial en los países desarrollados se ha reportado que hasta un 5 % de las personas con problemas de pie diabético que sufren amputaciones, reduciendo así el estilo de vida[5]. Por otro lado, se mencionan en las estadísticas recientes que 7 millones de personas sufren amputaciones transfemorales en todo el mundo[6]. Se espera que este número alcance los 14 millones para 2050. Por lo tanto, la necesidad de desarrollar dispositivos protésicos para miembros inferiores se está volviendo claramente básica para la humanidad[7]. Como por

ejemplo unos 30 millones de personas en África, Asia y América Latina necesitan servicios de dispositivos protésicos, de acuerdo con las estadísticas citadas en el "Informe Mundial sobre la Discapacidad", coproducido por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Banco Mundial.

Las estrategias de control permitirán mejorar el diseño base y profundizar en la línea de investigación de biomecánica que nos proporciona la carrera de ingeniería en mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte.

Objetivos

Objetivo General

“Implementar dos sistemas de control avanzado para prótesis de articulación de tobillo.”

Objetivos Específicos

- Definir dos estrategias de control en base a las respuestas del sistema.
- Implementar las estrategias de control.
- Analizar de los resultados obtenidos en las simulaciones.

Alcance

En el proyecto presente se considerará dos estrategias de control avanzado que será seleccionadas de la revisión bibliográfica, tomando en cuenta los resultados obtenidos en dichas investigaciones, con el propósito de direccionar la investigación al estudio del diseño y simulación de una prótesis de articulación de tobillo en el software respectivo, tomando como referencia modelos matemáticos de investigaciones que hayan concluido exitosamente resultados positivos, los cuales permitan analizar la estabilidad, la precisión, la velocidad de respuesta, el nivel de adaptación en el tiempo. Esta investigación es de tipo metodológico, experimental porque busca los mejores resultados de investigaciones ejecutadas. Concluyendo en el análisis de resultados de cada estrategia de control aplicada.

Justificación

Debido a que en la actualidad se emplean diferentes técnicas de control, es fundamental realizar investigaciones sobre estrategias de control avanzado las cuales brinden una estabilidad eficiente en el curso de un proceso. Motivo por el que es necesario estudiar los métodos de control que han proporcionado resultados positivos en investigaciones ejecutadas, las cuales tengan la capacidad de emular en un gran porcentaje los movimientos que reemplazará la prótesis.

La investigación presente surge de la necesidad de profundizar los conocimientos en estrategias de control avanzado que brinden resultados que más se asemejen a la realidad en el sentido de estabilidad, coordinación con la extremidad amputada. Así proporcionar un diseño de control que podrá ser empleado en la fabricación de prótesis de articulación de tobillo que

sea capaz de mejorar en estabilidad, velocidad, adaptación al medio, dando así una comodidad placentera a los usuarios.

Las investigaciones ejecutadas en la universidad se basan en estrategias de control clásicas que proporcionan respuestas nada satisfactorias para los usuarios por; Este motivo es necesario estudiar con el objeto de contribuir a la investigación sobre estrategias de control avanzado. Debido a que no se cuenta con suficientes investigaciones en el establecimiento sobre el tema propuesto es conveniente realizarlo, para afianzar un conocimiento profundo de estrategias de control aplicables en prótesis. La investigación propuesta es viable ejecutarla con el fin de profundizar los conocimientos existentes en la carrera de ingeniería en mecatrónica sobre el diseño de prótesis.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

En este capítulo, se establecen las bases teóricas para la selección de las estrategias de control a aplicarse en la presente investigación.

1.1 Amputación en Extremidades Inferiores.

La palabra amputación se deriva del latín, amputare, que quiere decir cortar y separar enteramente del cuerpo un miembro o una porción de él[8]. La amputación es un acto quirúrgico que provoca un cambio irreversible en la persona sometida a ésta, el nivel al que se realiza es determinante en las actividades futuras del paciente, siendo de peor pronóstico funcional el hecho de tener una amputación más proximal, las amputaciones que se realizan a través del tobillo se designan como desarticulación del tobillo[9]. Tras haber concluido el proceso de amputación es necesario una rehabilitación del miembro, con el propósito de lograr ejecutar las actividades diarias en el ambiente social.

La amputación Syme (desarticulación de tobillo con conservación de la almohadilla de talón), este nivel permite la descarga de peso distal, lo cual es sumamente ventajoso a la hora de la confección protésica y hace que la carga de peso en la extremidad remanente durante la marcha sea mucho mejor tolerada[9]. El 90-94% de las amputaciones de las extremidades inferiores se deben a enfermedad vascular, el 3% a traumatismos y el 3% a resección tumoral[10].

1.2. Trabajos en Control de Articulaciones.

En investigaciones realizadas sobre diseño de prótesis de articulaciones, las redes neuronales artificiales (RNA), son efectivas al momento de conseguir un control efectivo, cuya metodología consiste en construir un algoritmo compuesto por neuronas que se entrenan para tomar decisiones en función de los pesos y un error deseado[11]. Esta estrategia es inspirada en la forma en que funciona el sistema nervioso con el fin de construir un sistema de información paralela, distribuido y adaptativo que pueda presentar un comportamiento inteligente, es un proceso por el cual una red neuronal modifica sus pesos en respuesta a una información de entrada, cambios que se producen y se reducen a la destrucción, modificación y creación de conexiones entre las neuronas[11].

Por otro lado, se utiliza la Red Neuronal Artificial de Retro-Propagación o propagación del error hacia atrás, la cual funciona con el aprendizaje predefinido de pares entrada-salida, es decir, primero se generará una entrada que estimule la primera capa de la red; este estímulo se propaga a través de las demás capas hasta que genera una salida y el resultado se compara con la salida que desea a obtenerse, calculando un valor de error para cada salida. Dicho proceso se replica partiendo de la capa de salida hacia todas las neuronas de la capa oculta, de manera que todas las neuronas de la red hayan recibido una señal de error[11].

En la investigación de control inteligente de mecanismos con aplicaciones a la biomecánica- prótesis del miembro inferior(rodilla) se presenta el desarrollo de un control inteligente, para el mecanismo de la rodilla de una prótesis transfemoral, además de proponer un mecanismo de cuatro barras que corresponde al control voluntario de la estabilidad, con un sistema de análisis de la marcha, con acelerómetros micro-electro-máquinas (MEM'S) y electrogonométrica[12].

El sistema para analizar la marcha utiliza una base de datos con la finalidad de que sirvan como base de entrenamiento de la red neuronal, que se programa en el microcontrolador; el mecanismo de cuatro barras presenta una trayectoria que permite el control voluntario de la estabilidad de la prótesis, posteriormente la implementación de control inteligente con el empleo de un microcontrolador que recibe datos de sensores MEM'S de aceleración, los procesa y determina al ángulo adecuado para la articulación, que se conforma por el control cinemático realizado con la red neuronal y un control dinámico realizado con un sistema difuso que asegura el seguimiento del punto de consigan generado por la red neuronal, dichos controles son capaces de identificar y reproducir todo ciclo completo de la marcha.[12]

1.3. Sistemas de Control Realizados en Prótesis de Tobillo.

Un sistema robótico desarrollado para rehabilitación de lesiones de tobillo realiza movimientos de dorsiflexión y flexión plantar. Además, es capaz de asimilar los movimientos de abducción y aducción del tobillo; el mecanismo está desarrollado en forma de pedal, cuenta con 2 grados de libertad y se puede adaptar anatómicamente al pie de niños y adultos. El algoritmo de control empleado, para realizar ejercicios pasivos con el sistema corresponde a un regulador PID (proporcional-integral-derivativo)[13].

En el desarrollo de sistemas de control para el movimiento de prótesis de tobillo en las fases de la marcha humana, se trabaja con la estrategia de control PID, con el método de sintonía de Ziegler-Nichols, teniendo en cuenta las diferentes fases que existen durante el ciclo de la trayectoria angular de una caminata normal, llegando a la conclusión que el trabajar con varios métodos de estrategias control, se crea la posibilidad de determinan que controlador brinda una respuesta eficaz ante la señal de referencia, con un mínimo error en estado estable, lo que brinda información para reportar en base a las respuestas obtenidas que el sistema de

control PID es el mejor entre todos los estudiados, para el desarrollo de prótesis de articulación de tobillo [14].

En el desarrollo de sistemas de control para prótesis de pie-tobillo para la marcha humana normal durante la fase de apoyo, se estudia e implementa el método de regulación difusa para el seguimiento de referencia dirigido a una prótesis de pie- tobillo con el objetivo de asimilar la marcha humana en el transcurso de la fase de apoyo. Tomando como base de estudio una modelo de prótesis desarrollada en el instituto tecnológico de Masschuset realizada por Samuel Kwork Wai Au. En primera estancia se toman los datos característicos de la prótesis como es el peso, tamaño, máxima dorsiflexión, máxima flexión plantar, y posteriormente tomar el modelo dinámico de Takagi-Sugeno con el objetivo de aplicar la teoría de regulación difusa[15].

1.4. Anatomía del Tobillo.

En esta sección se focaliza la investigación al estudio del tobillo.

La articulación del tobillo está compuesta por 3 huesos. Por la parte superior están la tibia y el peroné. Ambas rodean el hueso del astrágalo y constituyen así la articulación del tobillo. Para la orientación del tobillo son muy importantes los ligamentos y tendones que rodean la articulación. Cada uno de esos componentes contribuye de forma decisiva a la orientación y estabilidad del tobillo[16].

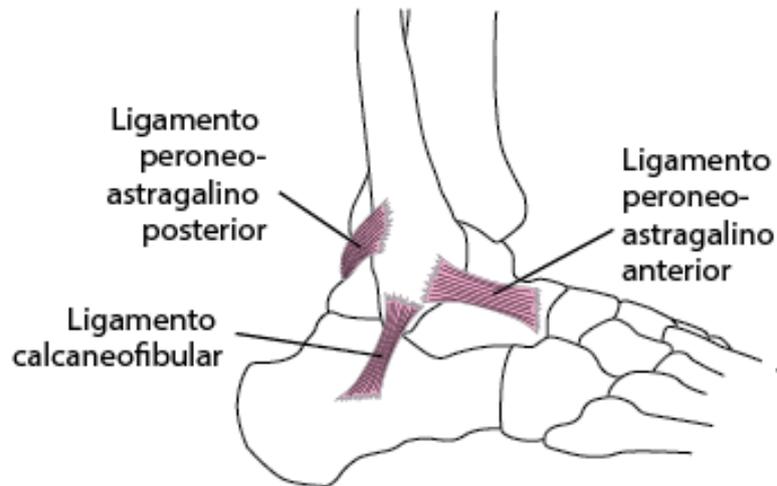


Figura 1.1 Articulación del tobillo[17].

La función del pie – tobillo es realizar el ciclo de la marcha, para lo cual se necesita una cantidad suficiente de movilidad y estabilidad, para que el pie realice sus tareas, el absorber la fuerza de reacción del suelo es vital para la movilidad y la estabilidad, en esencial para una postura corporal equilibrada, para lograr este fenómeno se estudia el pie-tobillo el cual consta de seis articulaciones que pueden moverse a lo largo de planos sagitales y transversales.[18]. El movimiento en el plano vertical o sagital, se ejecuta la dorsiflexión y la plantiflexión. En el plano transversal realiza los movimientos de eversión e inversión. Los cuales se puede observar en la figura 1.1 [19].



Figura 1.2 Movimientos del tobillo[20].

Los movimientos más detallados del tobillo: la flexión plantar son movimientos descendientes; la aducción o inversión son movimientos hacia adentro; supinación o eversión son movimientos hacia afuera; flexión dorsal o movimientos ascendientes, como se presenta en la (figura 1.2) [21].

Rango de estos movimientos se los puede observar en la tabla 1.1 : [22].

Tabla 1.1

Movimientos del tobillo

Movimiento	Grados
Dorsiflexión	20,3 a 29,8
Plantarflexión	37,6 a 45,8
Inversión	14,5 a 22,0
Eversión	10,0 a 17,0
Abducción	15,4 a 25,9
Aducción	22,0 a 36

Nota. Esta tabla muestra el rango de oscilación de cada movimiento del tobillo.

A continuación, en la figura 1.3 se ilustra el movimiento principal del tobillo.

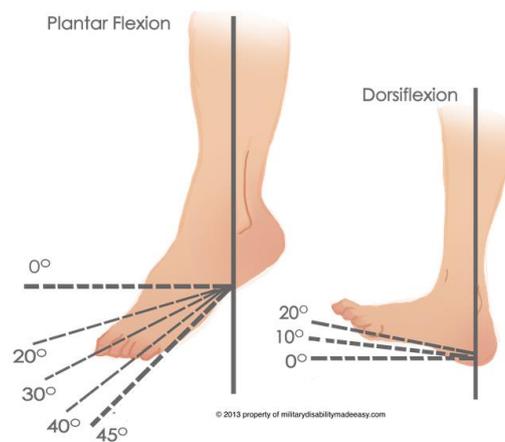


Figura 1.3 Dorsiflexión y plantar flexión[23].

La movilidad y la coordinación tiene un punto crítico que es la unión de la tibia y el pie, donde se da la transferencia de las fuerzas de soporte del cuerpo, verticales, a un sistema de apoyo horizontal[15].

1.5. Cinemática del Tobillo

El análisis cinemático describe los movimientos del cuerpo en conjunto, el tobillo presenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de flexión dorsal. Durante la fase de apoyo se produce, sucesivamente, una flexión plantar, una dorsal y una plantar, mientras que es la fase de oscilación tan solo se registra una flexión dorsal[15]. El análisis está dividido en tres intervalos.

Intervalo 1. Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio.

Tabla 1.2

Intervalo 1, movimiento del tobillo.[15]

Momento de contacto del talón con el suelo	La articulación está en posición neutra (0°), justo entre la dorsiflexión y la flexión plantar
Simultáneamente con el contacto del talón.	La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la flexión plantar.
Momento en que la planta del pie hace contacto con el suelo.	La articulación del tobillo se mueve a 15° de la posición neutra ala flexión plantar.
En la fase media.	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.

Nota. En esta tabla se muestra la descripción del movimiento del tobillo en el plano sagital.

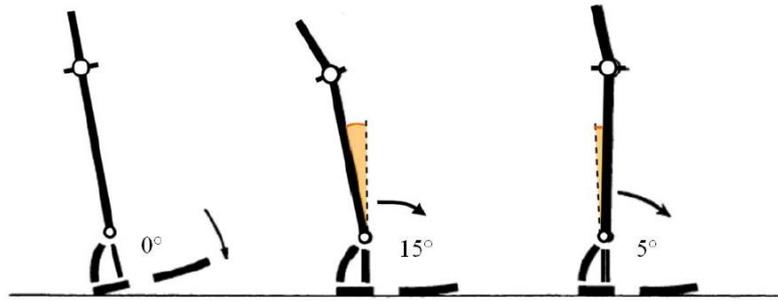


Figura 1.4. Intervalo 1. Fase de contacto inicial a la fase de apoyo[15].

Intervalo 2. Movimiento en el plano sagital entre el apoyo medio y despegue del pie del suelo.

Tabla 1.3.

Intervalo 2, movimiento de la articulación[15].

En el apoyo medio	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente a 5° de dorsiflexión.
En el momento que el talón se despegue del suelo.	La articulación del tobillo esta aproximadamente a 15° de dorsiflexión.
En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie.	El tobillo se mueve rápidamente a 35° , con lo que al despegar el pie del suelo la articulación esta aproximadamente en 20° de flexión plantar.

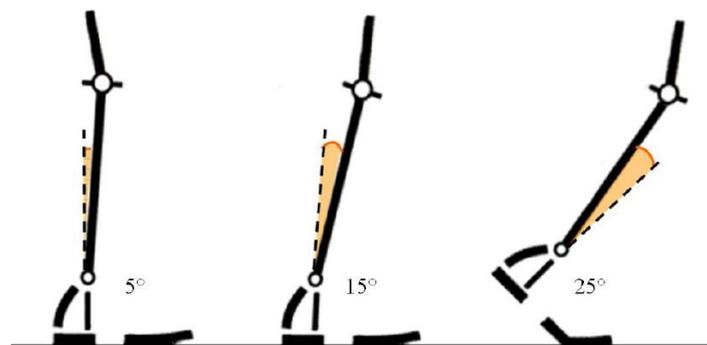


Figura 1.5. Intervalo 2. fase de apoyo medio previa a la fase oscilación[15].

Intervalo 3. Movimiento en el plano sagital y en la etapa de balanceo.

Tabla 1.4

Intervalo 3. Movimiento del tobillo[15].

Duranta le etapa de balanceo	El pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra (0°) que se mantiene durante toda la etapa de balanceo.
------------------------------	--

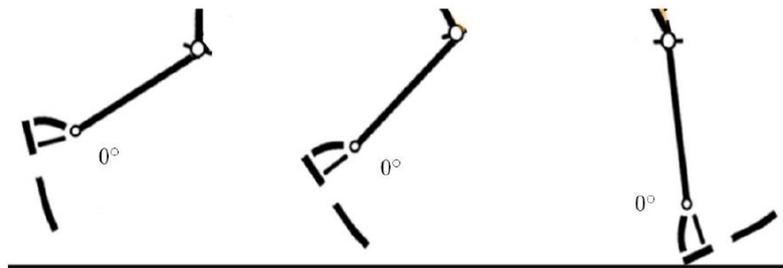


Figura 1.6. Intervalo 3. Fase de balanceo[15].

El movimiento del tobillo en el plano sagital o vertical, el cual es la base centra de estudio en la presente investigación da paso a la biomecánica del tobillo durante la marcha que permite la locomoción humana se presenta en la siguiente (grafica 1.7)

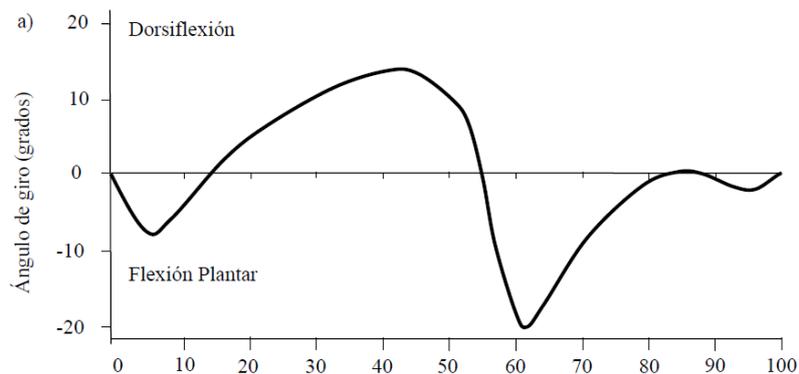


Figura 1.7. Biomecánica del tobillo en el plano sagital, Posición[15].

1.6. Fases de la Marcha Humana

La fase de la marcha es la locomoción humana normal que se describe como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad, en específico, la locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características que se identifican en el ciclo[24].

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo [24].

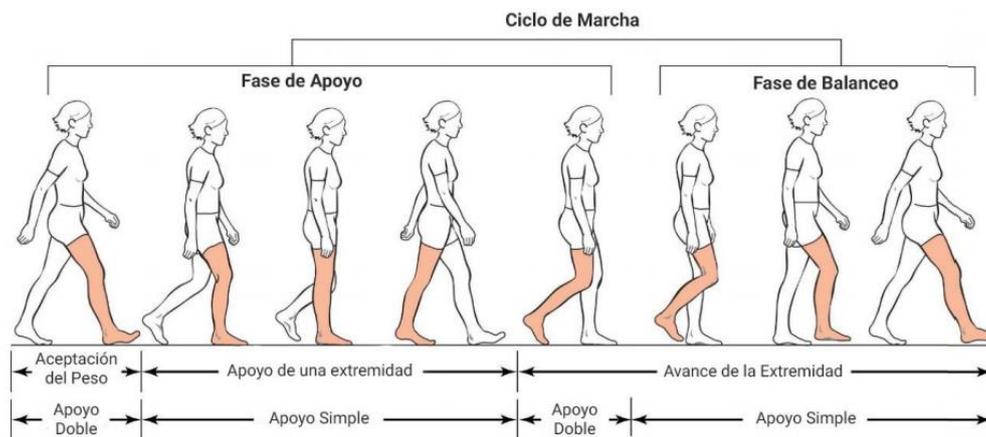


Figura 1.8 Ciclo de la marcha humana[25].

En la fase de apoyo o soporte se identifican tres instantes importantes, plantiflexión controlada (CP), es cuando el talón hace el primer contacto con el piso hasta cuando el pie se encuentra completamente plano sobre el piso, dorsiflexión controlada (CD), inicia exactamente cuando finaliza el CP y se prolonga hasta el punto máximo de posición angular en dorsiflexión, potencia en la plantiflexión (PP), se inicia con el final del CD hasta el instante último de la fase de apoyo (60% aproximadamente) que se presenta en la (figura1.9) [26].

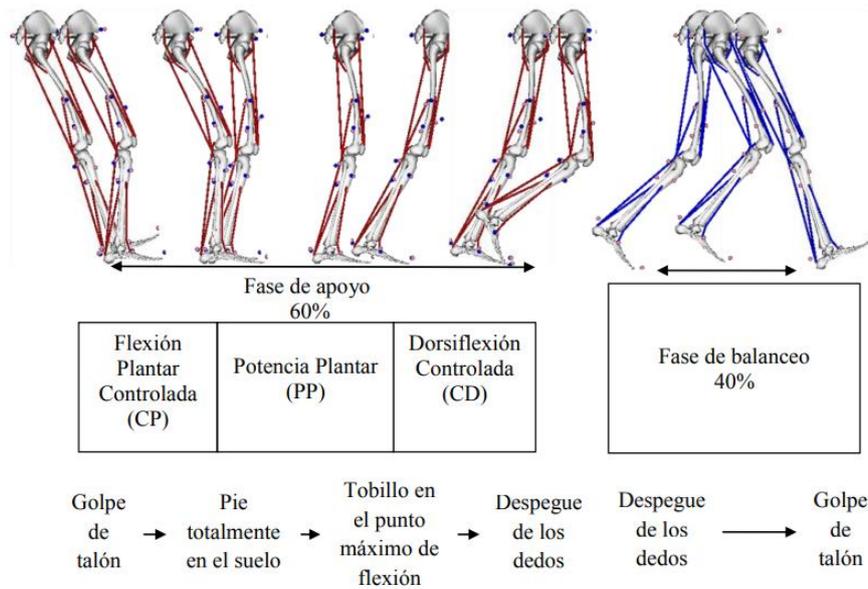


Figura 1.9. Fases y sub fases del ciclo de la marcha.[15]

Tabla 1.5

Fase de apoyo 60% del ciclo.

Sub-fase	Porcentaje (%)
Contacto inicial.	0 – 2
Inicial de apoyo.	0 – 15
Media del apoyo.	10 – 40
Final del apoyo.	40 – 45
Previa a la oscilación	45 – 60

Nota. Esta tabla muestra las sub-fases de la fase de apoyo.

Tabla 1.6

Fase de oscilación 40% del ciclo

Fase	Porcentaje (%)
Inicial de la oscilación	60-75
Media de la oscilación	75-90
Final de la oscilación	90-100

Nota. En esta tabla se muestra las sub-fases de la fase de oscilación.

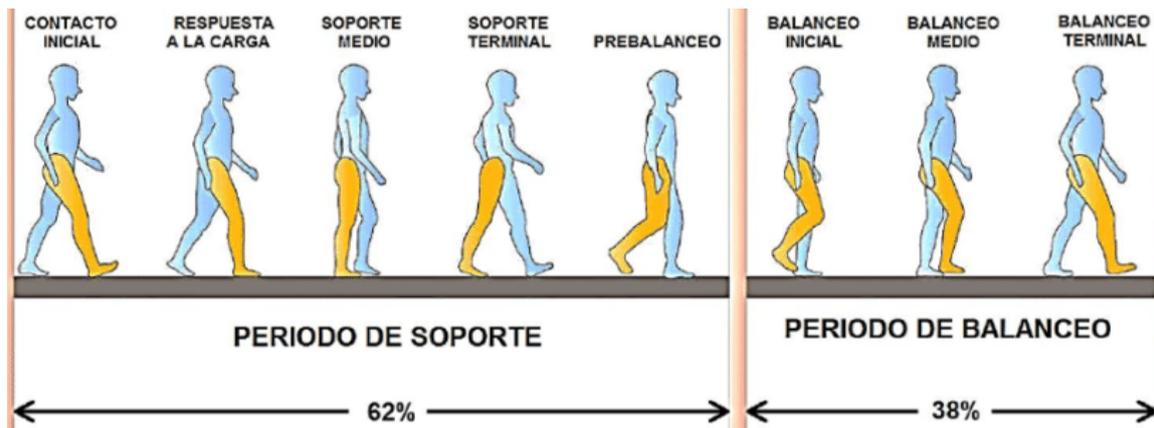


Figura 1.10. Ciclo de la marcha.[27].

En la fase de balanceo existen tres intervalos que son: la aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituyen aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. La aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. En el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada adelanta a la otra pierna. En el intervalo de desaceleración la otra pierna se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo [24].

1.7. Modelos Matemáticos.

Los modelos matemáticos son esquemas de forma matemática de un sistema o una realidad que desarrollan con el fin de conseguir entender su comportamiento del sistema[28], en la presente investigación sobre las articulaciones del tobillo, basándose en una máquina cuya funcionalidad en la rehabilitación de tobillo, se conforma por una serie de eslabones rígidos que permiten la rotación en los tres ejes para proporcionar los movimientos de flexión dorsal, flexión plantar, inversión/ eversión y abducción/aducción.

Se estudia e implementa el modelo matemático que rige la dinámica del rehabilitador de tobillo, considerando como primera etapa para el control de los movimientos, las dinámicas desacopladas[20].

En el modelo matemático considerando una rehabilitación pasiva inicial se considera el movimiento de andar, el cual es representado por el ángulo θ , (x, y) es el sistema inercial fijo, (x', y') es el sistema móvil, \mathbf{P} denota una fuerza concentrada debido a la fuerza que es parte del peso del tobillo y de la rigidez en las articulaciones del tobillo, \mathbf{d} es la distancia con respecto al origen del sistema de referencia fijo y τ es el torque proporcionado por un motor para controlar la posición angular θ , como se representa en la (figura 1.11)[29].

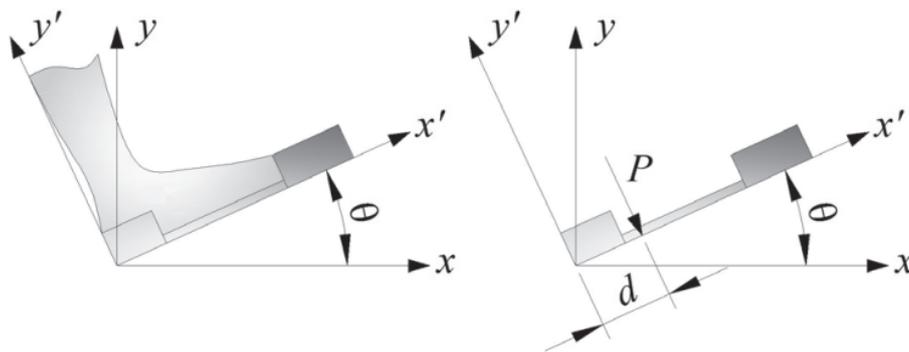


Figura 1.11. Angulo θ para denotar el movimiento de dorsiflexión/plantar flexión[29].

El modelo matemático de 1 grado de libertad se obtiene al aplicar la ley de Newton o el formulismo de Euler-Lagrange y está dado por:

$$J\ddot{\theta} + c\dot{\theta} = \tau - Pd$$

Ecuación 1.1

Donde \mathbf{J} y \mathbf{c} son el momento de inercia y amortiguamiento viscoso, \mathbf{P} es la fuerza concentrada debido al peso del tobillo y de la rigidez en las articulaciones del tobillo, \mathbf{d} es la

distancia con respecto al origen del sistema de referencia fijo y τ es el torque proporcionado por un motor para controlar la posición angular θ . [29]

1.8. Modelo Matemático del Ciclo de Marcha

El modelo matemático que se describe a continuación es realizado por el doctor Gill en el año 1998. Basándose en la estrategia que utiliza el sistema locomotor humano para seleccionar las fuerzas de control, para archivar un movimiento dado que sigue siendo difícil de alcanzar, estas actividades han incluido como: saltos máximos, patadas máximas y fases oscilante durante la marcha.[30].

El estudio del modelo matemático tiene como objetivo identificar las diferencias en el esfuerzo de control, entre los distintos patrones de la fase de oscilación en individuos normales. Para dicha simulación se desarrolló un plano dinámico sagital hacia delante de la parte inferior humana teniendo en cuenta el muslo, la caña y el pie como segmento vinculado utilizando pares articulados en la cadera, rodilla y tobillo como fuerza de control, como se observa en la (figura 1.12). Donde todos los ángulos y momentos son positivos en sentido antihorario.

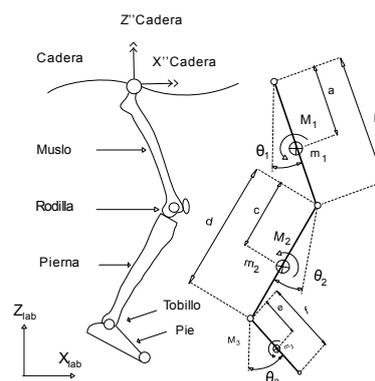


Figura 1.12. Modelo sagital de tres grados de libertad del modelo de la pierna oscilante

[30].

El movimiento de la simulación se describió mediante ecuación de movimiento derivadas de la formulación de Lagranje considerando los tres grados de libertad.

- ✓ θ_1 . El ángulo entre el eje de registro vertical y el muslo.
- ✓ θ_2 . El ángulo entre el eje vertical y el eje largo.
- ✓ θ_3 . El ángulo entre el eje vertical y el eje largo del pie.

La ecuación general de movimiento se expresa en forma de matriz como se muestra a continuación:

$$[A1] \begin{Bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{Bmatrix} + [A2] \begin{Bmatrix} \theta_1^2 \\ \theta_2^2 \\ \theta_3^2 \end{Bmatrix} + [A3] \begin{Bmatrix} \text{Sen}(\theta_1) \\ \text{Sen}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_3) \end{Bmatrix} + [A4] \begin{Bmatrix} X\ddot{hip} \\ Z\ddot{hip} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} M_1 \\ M_2 \\ M_3 \end{Bmatrix}$$

Ecuación 1.2. – Ecuación general.

La expresión matemática del modelo expresado en forma matricial considerando las tres articulaciones se muestra a continuación:

[A1]

$$= \begin{bmatrix} I_1 + a^2m_1 + b^2(m_2 + m_3) & b(cm_2 + dm_3)\text{Cos}(\theta_1 - \theta_2) & bm_3\text{Cos}(\theta_1 - \theta_3) \\ b(cm_2 + dm_3)\text{Cos}(\theta_2 - \theta_1) & I_2 + c^2m_2 + d^2m_3 & dem_3\text{Cos}(\theta_2 - \theta_3) \\ bem_3\text{Cos}(\theta_3 - \theta_1) & dem_3\text{Cos}(\theta_3 - \theta_2) & I_3 + e^2m_3 \end{bmatrix}$$

[A2]

$$= \begin{bmatrix} 0 & b(cm_2 + dm_3)\text{sen}(\theta_1 - \theta_2) & bm_3\text{sen}(\theta_1 - \theta_3) \\ b(cm_2 + dm_3)\text{sen}(\theta_2 - \theta_1) & 0 & dem_3\text{sen}(\theta_2 - \theta_3) \\ bem_3\text{sen}(\theta_3 - \theta_1) & dem_3\text{sen}(\theta_3 - \theta_2) & 0 \end{bmatrix}$$

$$[A3] = \begin{bmatrix} (am_1 + b(m_2 + m_3))g & 0 & 0 \\ 0 & (cm_2 + dm_3)g & 0 \\ bem_3 \text{sen}(\theta_3 - \theta_1) & dem_3 \text{sen}(\theta_3 - \theta_2) & em_3 g \end{bmatrix}$$

$$[A4] = \begin{bmatrix} (am_1 + b(m_2 + m_3))\text{Cos}(\theta_1) & (am_1 + b(m_2 + m_3))\text{sen}(\theta_1) & \cdot \\ (cm_2 + dm_3)\text{cos}(\theta_2) & (cm_2 + dm_3)\text{sen}(\theta_2) & \cdot \\ em_3 \text{cos}(\theta_3) & em_3 \text{sen}(\theta_3) & \cdot \end{bmatrix}$$

Ecuación 1.3. *Expresión matemática del modelo en su forma matricial*

La expresión matemática del modelo en su forma matricial que considera las tres articulaciones es la siguiente:

$$\begin{bmatrix} I_1 + a^2 m_1 + b^2(m_2 + m_3) & b(cm_2 + dm_3)\text{Cos}(\theta_1 - \theta_2) & bm_3 \text{Cos}(\theta_1 - \theta_3) \\ b(cm_2 + dm_3)\text{Cos}(\theta_2 - \theta_1) & I_2 + c^2 m_2 + d^2 m_3 & dem_3 \text{Cos}(\theta_2 - \theta_3) \\ bem_3 \text{Cos}(\theta_3 - \theta_1) & dem_3 \text{Cos}(\theta_3 - \theta_2) & I_3 + e^2 m_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix}$$

$$+ \begin{bmatrix} 0 & b(cm_2 + dm_3)\text{sen}(\theta_1 - \theta_2) & bm_3 \text{sen}(\theta_1 - \theta_3) \\ b(cm_2 + dm_3)\text{sen}(\theta_2 - \theta_1) & 0 & dem_3 \text{sen}(\theta_2 - \theta_3) \\ bem_3 \text{sen}(\theta_3 - \theta_1) & dem_3 \text{sen}(\theta_3 - \theta_2) & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1^2 \\ \theta_2^2 \\ \theta_3^2 \end{bmatrix}$$

$$+ \begin{bmatrix} (am_1 + b(m_2 + m_3))g & 0 & 0 \\ 0 & (cm_2 + dm_3)g & 0 \\ bem_3 \text{sen}(\theta_3 - \theta_1) & dem_3 \text{sen}(\theta_3 - \theta_2) & em_3 g \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{Sen}(\theta_1) \\ \text{Sen}(\theta_2) \\ \text{Sen}(\theta_3) \end{bmatrix}$$

$$+ \begin{bmatrix} (am_1 + b(m_2 + m_3))\cos(\theta_1) & (am_1 + b(m_2 + m_3))\sin(\theta_1) \\ (cm_2 + dm_3)\cos(\theta_2) & (cm_2 + dm_3)\sin(\theta_2) \\ em_3\cos(\theta_3) & em_3\sin(\theta_3) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{X}_h \\ \ddot{Z}_h \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_1 \\ M_2 \\ M_3 \end{bmatrix}$$

Ecuación 1.4. Expresión matemática del modelo en su forma matricial[14].

Estas ecuaciones se reorganizaron para expresar los términos de aceleración en función de los términos de velocidad y desplazamiento, y las fuerzas generalizadas no conservadoras. En el caso de la presente investigación el sistema a controlar es fundamental considerar el segmento pierna y pie como se ilustra en la (figura 1.13)

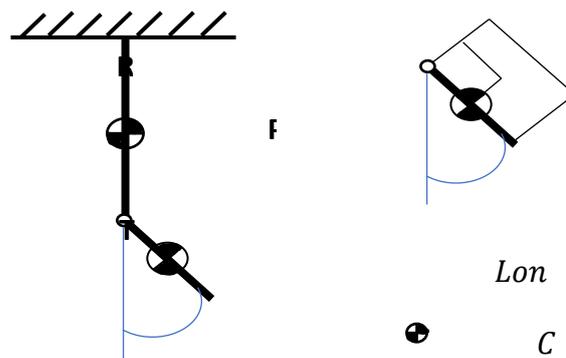


Figura 1.13. Diagrama del cuerpo libre del pie - tobillo en el plano sagital[31].

En el software simmechanics cada segmento de la pierna y pie se representa como eslabones, tomando en cuenta el tobillo como articulación, simplificando la ecuación de Gill a la siguiente representación:

$$(Jc + md^2)\theta' + k\theta + mgd\text{Sen}\theta = Td$$

Ecuación 1.5. Ecuación simplificada del modelo matemático del sistema pierna-pie.

Donde, θ son las coordenadas generalizadas, Jc es la inercia del cuerpo, m es la masa del todo el sistema, d representa la distancia desde la articulación al centro de masa del pie, Td torque del motor. El torque generado por el tobillo considerando la variación de acuerdo a la posición. Siendo necesario considerar un torque total de manejo Tt , torque debido a la fricción de la articulación Tc , concluyendo Tt como[14]:

$$Tt = Td - Tc$$

Ecuación 1.6. *Torque total de manejo*

1.9. Modelo Matemático para el Control de una Prótesis de Pie – Tobillo.

Es necesario conocer los parámetros de cada eslabón, dado que esto nos llevara a la obtención de la trayectoria que genera la extremidad inferior para ello se utiliza el método de Denavit-Hentenberg(DH), para este estudio se debe considerar desde una posición en reposo, en la cual todas las variables de la articulación son cero como se presenta en la (figura 1.14) [15].

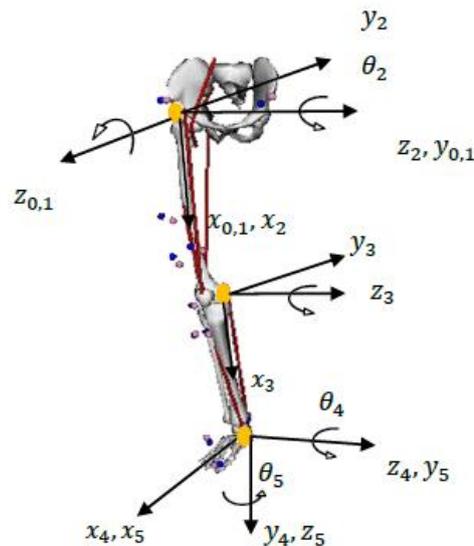


Figura 1.14. *Modelo de la pierna*[15].

$$\begin{array}{ccccc}
c\theta_{34}c\theta_5 & -c\theta_{34}s\theta_5 & -s\theta_{34} & a_3c\theta_3 & a_2 \\
s\theta_{34}c\theta_5 & -s\theta_{34}s\theta_5 & c\theta_{34} & a_3s\theta_3 & \\
-s\theta_5 & -c\theta_5 & & 0 & 0 \\
0 & 0 & & 0 & 1
\end{array}$$

$$\begin{array}{ccccccc}
-r_{31}s + r_{11}c\theta & -r_{21}s\theta & -r_{32}s + r_{12}c\theta & +r_{22}s\theta & -r_{33}s + r_{13}c\theta & -r_{23}s\theta & -p_x s + p_x c\theta + p_y s\theta \\
-r_{31}c & -r_{11}c\theta & -r_{21}s\theta & -r_{32}c & -r_{12}c\theta & -r_{22}s\theta & -r_{33}c & -r_{13}c\theta & -r_{23}s\theta & -p_y c & -p_x c\theta & -p_y s\theta \\
r_{21}c\theta_1 & -r_{11}s + r_{22}c\theta & -r_{12}s\theta & & & & -r_{23}c\theta & -r_{13}s + p_y c\theta & -p_x s\theta & & & \\
0 & 0 & & & & & 0 & 0 & & & &
\end{array}$$

Ecuación 1.7. - Posición final del tobillo

Donde p_x , p_y , p_z representa los 3 grados de libertad, cuya formula se observa en la siguiente ecuación (1.6).

$$p_x = c\theta_1(a_3c\theta_{23} + a_2c\theta_2)$$

$$p_y = s\theta_1(a_3c\theta_{23} + a_2c\theta_2)$$

$$p_z = -a_3s\theta_{23} - a_2s\theta_2$$

Ecuaciones 1.8. 3 grados de libertad.

1.10. Sistemas de Control.

Un sistema de control es el conjunto de elementos que funcionan de manera concatenada para proporcionar una salida o respuesta deseada[32].

1.10.1 Variable Controlada y Señal de Control o Variable Manipulada.

La variable controlada es la cantidad o condición que se mide y controla. La señal de control o variable manipulada es la cantidad o condición que el controlador modifica para afectar el valor de la variable controlada. Normalmente, la variable controlada es la salida del sistema. Controlar significa medir el valor de la variable controlada del sistema y aplicar la

variable manipulada al sistema para corregir o limitar la desviación del valor medido respecto del valor deseado. En el estudio de la ingeniería de control, es necesario definir términos adicionales que se precisan para describir los sistemas de control[33].

1.11. Estrategias de Control Avanzado en Articulaciones.

A pesar de los avances tecnológicos no se ha logrado implementar una estrategia de control avanzado en una prótesis que emule correctamente los movimientos del cuerpo humano. En la actualidad existen múltiples técnicas de control como, por ejemplo, el controlador de alto nivel es responsable de percibir la intención locomotora del usuario en función de las señales del usuario, el entorno y el dispositivo, toda esta información se pasa al controlador de nivel medio, que traduce las intenciones de movimiento del usuario a un estado de salida deseado para el dispositivo. Este comando se delega al controlador de bajo nivel, que representa el bucle de control específico del dispositivo que ejecuta el movimiento deseado[34].

Las estrategias de control más empleadas en el estudio del desarrollo de prótesis, a los controladores no lineales tipo PD-PID, control inteligente emplea técnicas clásicas que se destaca a continuación: redes neuronales, algoritmos genéticos, lógica difusa y sistemas expertos.[4] estas estrategias mencionada para mostrar un excelente desempeño depende directamente del sistema electrónico.

El control mediante electromiografía consiste en utilizar los impulsos eléctricos de las terminales nerviosas aún presentes en los músculos del muñón para controlar la prótesis [4]. El control adaptivo es apropiado para sistemas que sean variantes en el tiempo [35]. Siendo una de la estrategias de control utilizadas para el diseño de prótesis, que monitorea los contactos

del pie con el suelo y se los divide en tres fases: golpe de talón, posición media e impulso, figura 1.15 [4].

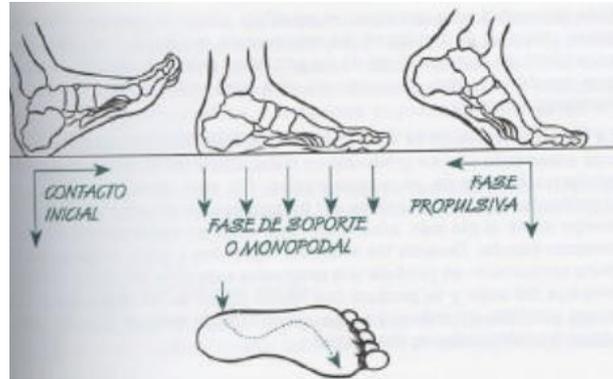


Figura 1.15. Contactos del pie con el suelo[15].

En el desarrollo de un pierna artificial se ha empleado redes neuronales, las cuales identifican el sistema y consiguen el tipo de terreno actual basado en la información de las fuerzas de reacción del piso [4]. Dando a conocer la velocidad y la inclinación del terreno en la marcha humana.

1.12 Control Difuso

En lógica difusa las afirmaciones no son falsas ni verdaderas completamente, sino que una afirmación puede ser falsa o verdadera al mismo tiempo, esta lógica permite pasar de enunciados cualitativos a valores numéricos, los cuales pueden ser utilizados en forma de variables lingüística como (alto, lento). [36]

Variable lingüística. Es aquella que adopta valores con palabras que permiten describir el estado de un objeto o fenómeno, tomando valores lingüísticos como por ejemplo: edad es “viejo”. [37]

Los controladores difusos obtienen los datos por medio de la experimentación, modelos matemáticos aproximados o también a través del aprendizaje del sistema de control; sus componentes son cuatro elementos (figura 1.16), con funciones bien definidas, que se los define a continuación.[37]

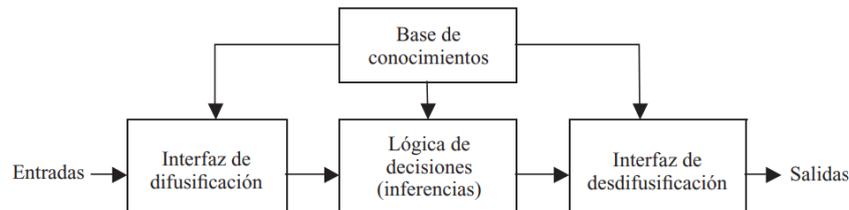


Figura 1.16. Estructura de un controlador difuso.[37]

Interfaz de difusificación. Mide los valores de las variables de entrada para realizar un mapeo a escala que transfiere el rango de valores de las variables a un universo de discurso difuso. La difusificación convierte los datos de entrada en valores lingüísticos que son las etiquetas de las funciones de pertenencia o conjuntos difusos. [37].

Base de conocimiento En esta parte del controlador están depositados los datos referentes al comportamiento dinámico de la planta o de todo el sistema, dando más eficiencia al microprocesador. Consta de una base de datos y una base de reglas lingüísticas para controlar la variable. La base de datos proporciona las definiciones para el establecimiento de reglas y la manipulación de datos difusos. La base de reglas caracteriza las metas de control y la política que utilizan los expertos para llevar a cabo el control, empleando proposiciones[37].

Sistema de inferencias. Es el lugar donde se describe el conjunto de reglas donde el sistema tomará las decisiones. A partir de la misma se simula la lógica que utilizan las personas

para tomar decisiones, con base en conceptos difusos y en la inferencia de acciones de control, empleando implicaciones y las reglas establecidas según la base de conocimientos.[37]

Defuzzificación. Su función es transformar variables difusas de salida a valores numéricos en sus universos de discursos correspondientes, los cuales son utilizados para realizar la acción de control deseada, esta herramienta para obtener la acción de control nítida a partir de una acción de control difusa.[37]

Para el desarrollo del control difuso, es necesario un experto, en este caso el trabajador, del cual se tomará un registro de las situaciones que se le presentan, así como de la solución que el experto exponga. Esta experiencia se traduce en reglas que usan variables lingüísticas.

Para diseñar este control es necesario tener las entradas del sistema y éstas se van a mapear a variables lingüísticas. A este mapeo se le llama difusificación. Con estas variables se forman reglas, las cuales serán las que regirán la acción de control que será la salida del sistema. En conclusión, existen cuatro modos de derivación de las reglas difusas de control, las cuales contemplan la experiencia de expertos, el conocimiento de ingeniería de control y las acciones de control de un operador.[37]

1.12.1. Anatomía de Controlador Difuso.

La estructura anatómica básica de este tipo de controlador consta de tres partes.

- **Reglas:** Dictan la acción de control que se va a tomar, las cuales se determinan por medio de cálculo de reglas “SI-ENTONCES” (con las cuales se puede modelar aspectos cualitativos del conocimiento humano, así como los procesos de razonamiento sin la necesidad de un análisis cuantitativo de precisión). Un ejemplo

de una regla sería: Si la temperatura es alta entonces se debe de encender el ventilador[37].

- **Difusificador:** Es el nexo entre las entradas reales y difusas. Todas las entradas necesitan ser mapeadas a una forma en que las reglas puedan utilizarlas.[37]
- **Desdifusificador:** Toma un valor difuso de las reglas y genera una salida real.[37]

Funciones de membresía. Representan el grado de pertenencia de un elemento a un subconjunto definido por una etiqueta.

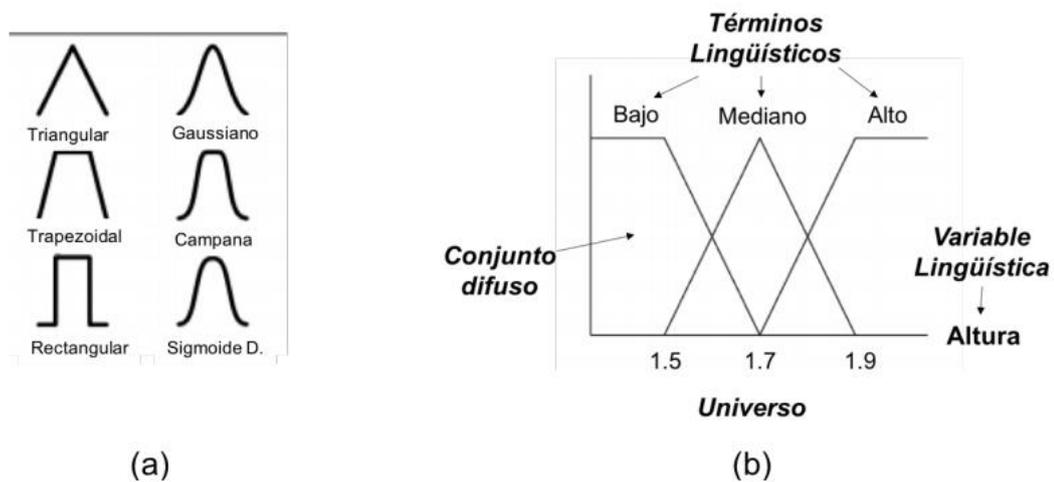


Figura 1.17. – *Funciones de membresía. a) funciones de membresía que se puede utilizar en un control difuso. b) términos lingüísticos involucrados al diseñar las funciones de membresía[6].*

1.12.2 Parámetros Para Diseñar un Controlador Difuso.

Los parámetros principales de diseño de un controlador difuso se enlistan a continuación, no obstante, no existen procedimientos sistemáticos para el diseño del controlador[37].

- Estrategias de difusificación y la interpretación de un operador de difusificación.
- Bases de datos: dominio discreto, normalización, partición del espacio, elección de las funciones de pertenencia.
- Base de reglas: elegir las variables de entrada y las de salida, fuente y derivación de las reglas, consistencia, interactividad y abarcar todos los casos.
- Lógica de decisiones: definición de las implicaciones difusas, interpretación de los conectores, definición de las composiciones, mecanismo de inferencia.
- Estrategias de desdifusificación y la interpretación de un operador de desdifusificación.

1.12. Redes Neuronales.

Las redes neuronales artificiales (RNA) son sistemas de aprendizaje inspirados en el funcionamiento del cerebro humano[38]. En este sistema los nodos se conectan por medio de sinapsis, esta estructura de conexión determina el comportamiento de la red, en cada de las capas se conectan con las de la capa, cuyo valor es diferente para cada una de las conexiones y se determina a través del proceso de entrenamiento [39].

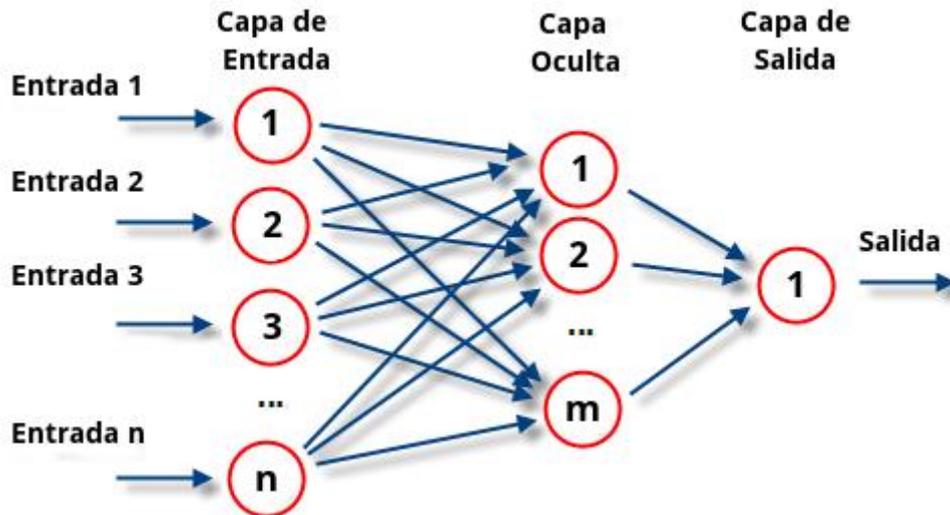


Figura 1.18. Modelo de una red neuronal[37].

Este sistema de control es un modelo artificial y simplificado del cerebro humano, es un nuevo sistema para el tratamiento de la información cuya unidad básica de procesamiento está inspirada en la célula fundamental del sistema nervioso humano: la neurona[40]. En una investigación las redes neuronales son fundamentales en la estimación de las cargas aplicadas en la tibia de un paciente, utilizando estas cargas para la evaluación del efecto de distintos tipos de prótesis de rodilla[41].

Para detectar modos de marcha empleando una red neuronal artificial enfocándose en el reconocimiento de aprendizaje supervisado mediante una red neuronal artificial (ANN) para detectar los modos de marcha utilizando un ANN de alimentación de múltiples capas de una capa oculta y una capa de salida. La velocidad vertical del pie y el ángulo del segmento del pie se utiliza como entradas. Al diseñar el sistema se emplea la red neuronal de múltiples capas con alimentación hacia adelante, para realizar el reconocimiento del modo de marcha[41].

Las redes neuronales se caracterizan por un conjunto de unidades de procesamiento o neuronas, un estado de activación para cada unidad, equivalente a la salida de la unidad y conexiones entre las unidades, generalmente definidas por un peso que determina el efecto de una señal de entrada en la unidad. [37] Así, presentando ventajas como: Sintetizar algoritmos a través de un proceso de aprendizaje, para utilizar la tecnología neuronal no es necesario conocer los detalles matemáticos, solo se requiere estar familiarizado con los datos de trabajo, la solución a problemas no lineales es uno de los fuertes de las RNA; Las RNA son robustas, puede fallar algunos elementos de procesamiento pero la red continua trabajando.[42]

1.12.1 Función de Activación

Es la encargada de devolver una salida a partir de un valor de entrada normalmente el conjunto de valores de salida en un rango determinado como (0,1) o(-1,1)[43]. A continuación, se describen algunas funciones principales usadas frecuentemente.

Sigmoide. Transforma los valores introducidos a una escala (0,1), donde los valores altos tienen de manera asintótica a 1 y los valores muy bajos tienden de manera asintótica, presentando las siguientes características: Saturación y mata el gradiente, lenta convergencia, está acotada entre 0 y 1, buen rendimiento en la última capa. [43].

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}$$

Ecuación 1.7 función sigmoide.

Tangente Hiperbólica. Transforma los valores introducidos a una escala (-1,1), donde los valores altos tienen de manera asintótica a 1 y los valores muy bajos tienden de manera

asintótica a -1. Esta presenta las siguientes características, Satura y mata el gradiente, lenta convergencia, centrada en 0, esta acotada entre -1 y 1, se utiliza para predecir entre una opción y la contraria, buen desempeño en redes recurrentes.[43].

$$f(x) = \frac{2}{1 + e^{-2x}} - 1$$

Ecuación 1.8 *Función tangente hiperbólica*[43].

1.12.2. Entrenamiento de una Red.

El algoritmo de retropropagación. - Es quien adapta los parámetros de la red, se plantea el aprendizaje de la red neuronal como un problema de minimización de una determinada función de error[44]. La retropropagación del error es un entrenamiento supervisado que se emplea para redes multicapa, donde se ajusta el valor de los pesos en función del error generado. Esta técnica es muy empleada ya que permite tener un método de optimización que se encuentra al definir el gradiente del error y minimizarlo con respecto a los parámetros de la red neural[37].

El proceso de aprendizaje en sistemas neuronales en el presente trabajo se emplea el paradigma del aprendizaje supervisado y el algoritmo de la corrección de error, en este tipo de entrenamiento se provee al sistema con información de las entradas al igual que se provee a las salidas esperadas a dichas entradas a modo de que el sistema tenga los destinos con punto de referencia para evaluar su desempeño.[45].

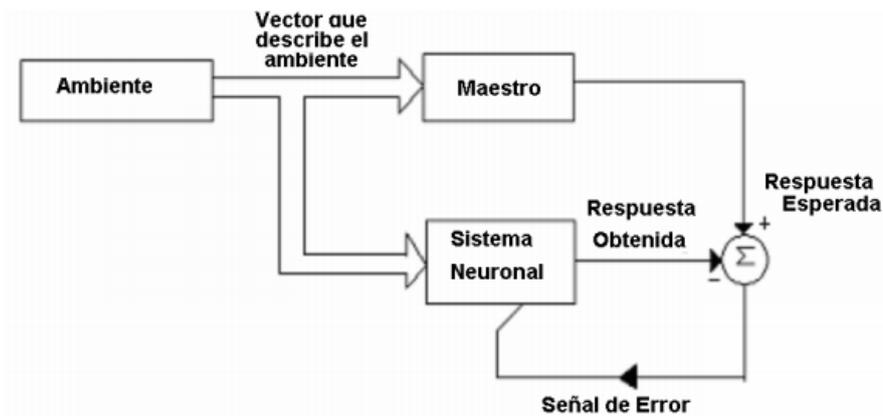


Figura 1.19 Diagrama de bloques del aprendizaje supervisado.

En el aprendizaje supervisado, las redes neuronales supervisadas se entrenan para producir las salidas deseadas como respuesta a entradas de muestra, por lo que resultan idóneas para modelar y controlar sistemas dinámicos, clasificar datos con ruido y predecir eventos futuros.[46].

Número sugerido de neuronas para una capa oculta, si bien no existe un método empírico para calcular este número, en base a la experiencia y a heurística se sugiere que para RNA feed-forward de una capa oculta se utilice una cantidad de neuronas en esta capa correspondiente al promedio entre el número de neuronas en la capa de entrada y el número de neuronas en la capa de salida. Sin embargo, también se sugiere realizar pruebas con distintos números de neuronas en esta capa, y así evaluar qué topología funciona mejor[47].

1.13. Selección de Estrategias de Control.

Concluyendo con la revisión de investigaciones realizadas sobre diseño de controladores aplicados al estudio de los movimientos de diferentes partes del cuerpo humano como cadera, pie, brazo, pierna y tobillo, que han sido amputados, se encuentra que en muchas

investigaciones se estudia las estrategias clásicas de control, motivo por el cual se plantea investigar en el proyecto presente, estrategias de control moderno, ya que en la institución en la que se ejecuta este trabajo existe un trabajo previo realizado con técnicas de control clásico.

El avance en la tecnología obliga a la actualización de conocimientos enfocados en sistemas de control moderno para el desarrollo de prótesis, debido a que cada día existe una gran demanda de personas que sufren de discapacidades motoras. La necesidad de seguir avanzando en el estudio de prótesis que asimilen en un mayor porcentaje los movimientos de la extremidad amputa, en este caso de la articulación del tobillo.

En la investigación a realizar se plantean diferentes estrategias de control, las cuales han presentado resultados satisfactorios en los problemas a resolver en cada investigación ejecutada. Las estrategias propuestas para ser diseñadas son: En primer lugar, un controlador fuzzy o difuso, debido a que se tiene alto grado de respuestas eficaces en investigaciones realizadas sobre desarrollo tecnológico inteligente, donde se basa fundamentalmente en precisión y exactitud; además, se selecciona estudiar e implementar el control por redes neuronales, técnica que es muy empleada en el desarrollo de machine learning.

CAPITULO 2

SIMULACIÓN DE LA ARTICULACIÓN.

En este capítulo se presenta el diseño de los sistemas de control avanzado seleccionados. Los cuáles serán las herramientas de control para obtener el seguimiento de la trayectoria del tobillo, a partir de una base de datos seleccionada. Describir la posición angular durante el ciclo de marcha, basándose en un modelo matemático validado empleado en investigaciones sobre prótesis de tobillo. El cual se le aplica los sistemas de control seleccionados en Matlab para visualizar las gráficas de las simulaciones.

2.1 Trayectoria de la Articulación

Para obtener la gráfica que demuestre el ciclo de la marcha humana, se selecciona una base de datos que contenga la información suficiente. En este caso se toma para ejecución la base de datos que contiene un valor por cada porcentaje un durante un ciclo de marcha que se muestra en la (figura 2.1).

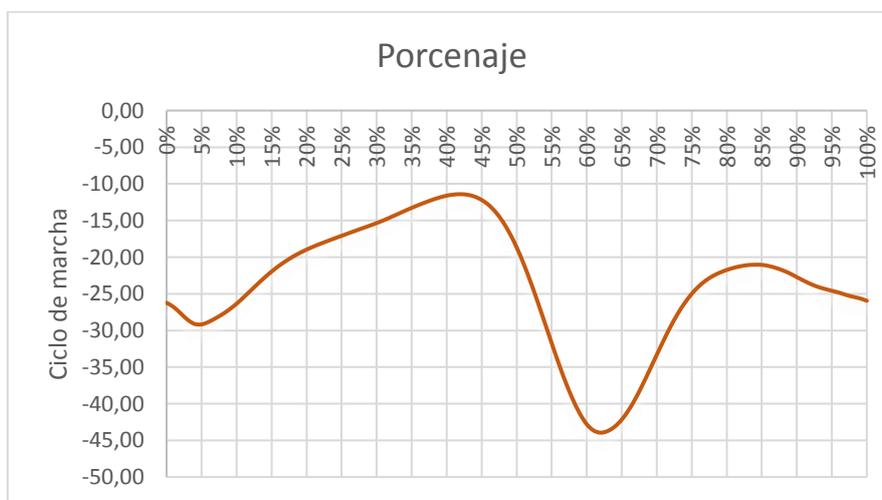


Figura 2.1. Base de datos de la trayectoria del tobillo con el 100 % de los valores.

Al ejecutar una marcha humana continua se obtiene una gráfica con varios ciclos de marcha, en la cual es posible notar la variación de ángulos a los cuales el tobillo estará expuesto al ejercer una caminata, que se ilustra en la (figura 2.2)

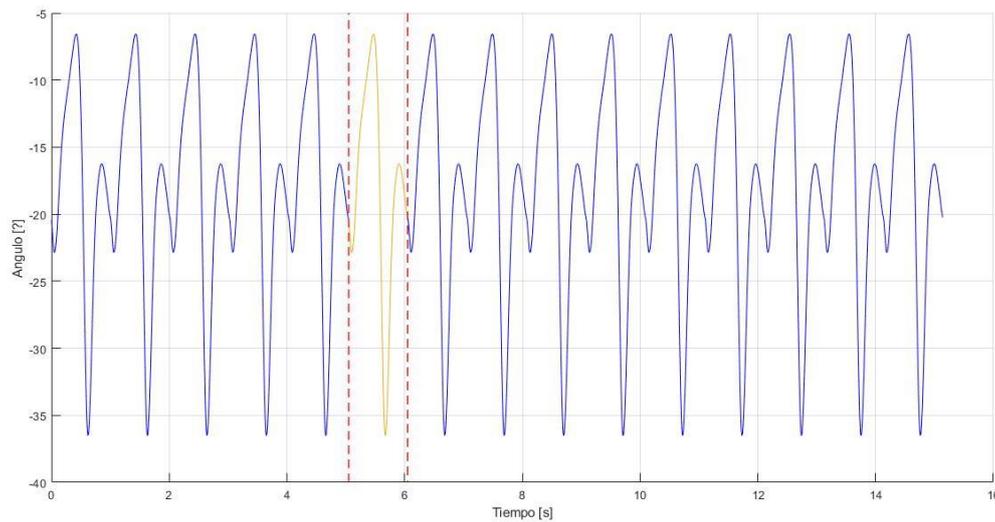


Figura 2.2. Datos obtenidos de la posición angular durante la marcha, resaltando un ciclo.

Para cumplir el propósito señalado en el presente trabajo, se toman los datos para un ciclo de marcha y se toma información de la base de datos de 10 personas diferentes entre adultos y jóvenes durante un ciclo de marcha a velocidad normal que se evidencia en la (figura 2.3).

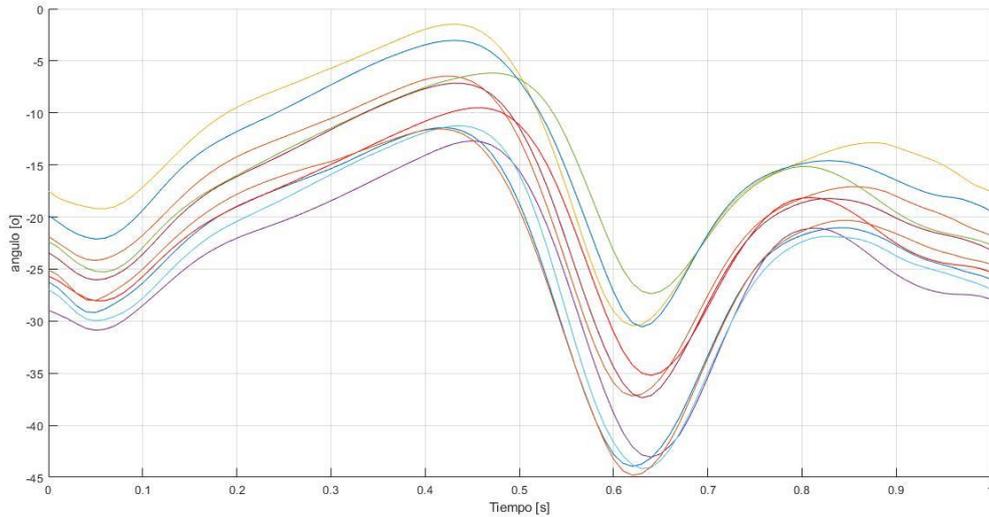


Figura 2.3. Rango de movimiento del tobillo durante un ciclo de marcha de 10 personas diferentes.

Empleando algunas herramientas de Matlab se extrae la información fundamental para cada ciclo de marcha, para cada una de las 10 personas así obteniendo los 10 ciclos de marcha respectivos de cada una de ellas y a partir de estos ciclos obtener la información que proporcione el ciclo medio, como se puede apreciar en la gráfica la trayectoria que esta resaltada de color rojo que se observa en la (figura 2.4).

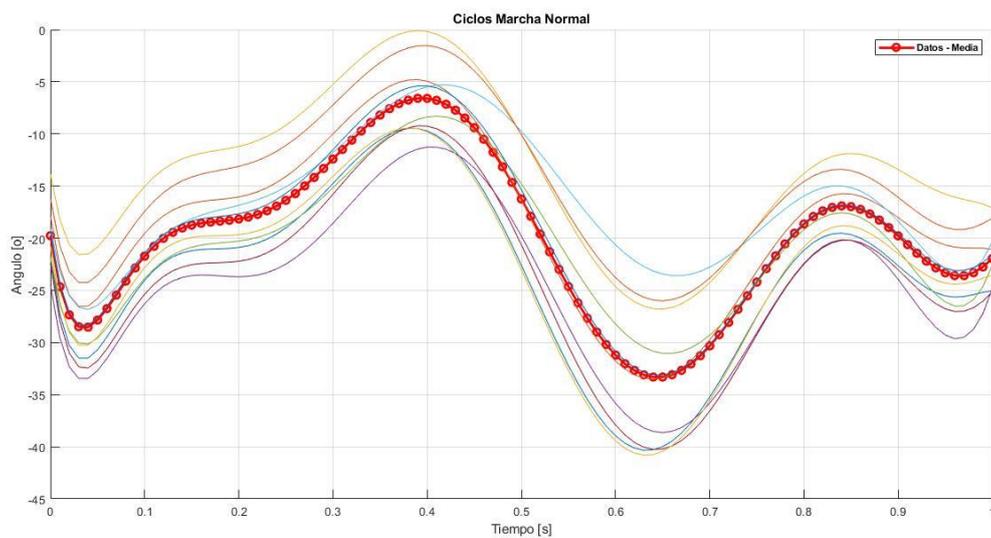


Figura 2.4. *Media de variación del ángulo del tobillo en un ciclo de marcha.*

La herramienta *curve fitting* es esencial para extraer la función matemática que tienda ajustarse al ciclo de marcha medio, estableciendo una curva.

$$9.007 * 10^4 * t^8 - 3.297 * 10^5 * t^7 + 4.796 * 10^5 * t^6 - 3.542 * 10^5 * t^5 + 1.42 * 10^5 * t^4 - 3.137 * 10^4 * t^3 + 3720 * t^2 - 162.6 * t - 23.76$$

Ecuación 2.1. *Ecuación matemática de la variación de ángulo del tobillo.*

Donde t varia $0 \leq t \leq 0.99$ s

La ecuación obtenida del valor medio de los datos del ciclo de marcha, cumple la función de representar la trayectoria del tobillo durante un ciclo de marcha a velocidad normal, de 0 % al 100 % desde que el talón entra en contacto con el piso hasta volver hasta retornar al punto de partida, durante el tiempo establecido.

2.2. Modelado Mecánico.

Para el proceso de modelado del sistema mecánico se hace uso del Matlab, simulink y simechanics, basándose como modelo fundamental un sistema pierna-pie-tobillo analizando el sistema de forma dinámica, tomando como eslabones rígidos con una longitud constante a la extremidad inferior. Para la simulación del sistema mencionado la herramienta body es ideal ya que permite representar la pierna y pie con sus respectivos segmentos como se visualiza en la (figura2.5)[48].

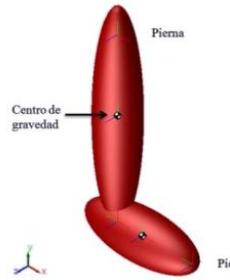


Figura 2.5. Modelado en Simechanics del sistema pierna-pie-tobillo[31].

Para configurar cada uno de los eslabones los datos necesarios de ingresar son la masa, la ubicación de su centro de gravedad, el momento de inercia y las coordenadas del sistema las cuales indican la ubicación los puntos extremos de los eslabones. Los datos antropomórficos de los segmentos corporales como la longitud, peso y momentos de inercia para cada eslabón se puede visualizar en la siguiente tabla[48].

Tabla 2.1

Datos antropométricos de los segmentos corporales de la extremidad inferior[31].

		Pierna	Pie
Longitud		0.246 H	(0.152)H
Longitud Modelo		0.39852 m	0.24624 m
Masa		0.0465 M	(0.0145)M
Masa Modelo		3.1155 Kg	0.9715 Kg
Momento de inercia	X	0.0369 Kg.m ²	0.0037 Kg.m ²
	Y	0.0369 Kg.m ²	0.0037 Kg.m ²
	Z	0.00268 Kg.m ²	0.0008 Kg.m ²

H=1.62 m, M=67 Kg.

Nota. En esta tabla se muestra los datos antropométricos de los segmentos corporales de la extremidad inferior, aplicados en esta investigación.

El diagrama de bloques que esta implementado en simechanics representa el sistema analizado, en el cual la pierna se mantiene fija en la articulación de la rodilla con la ayuda de la herramienta Weld o Soldadura, que fija un extremo de del eslabón de la pierna restringiendo todos los grados de libertad (figura 2.6).

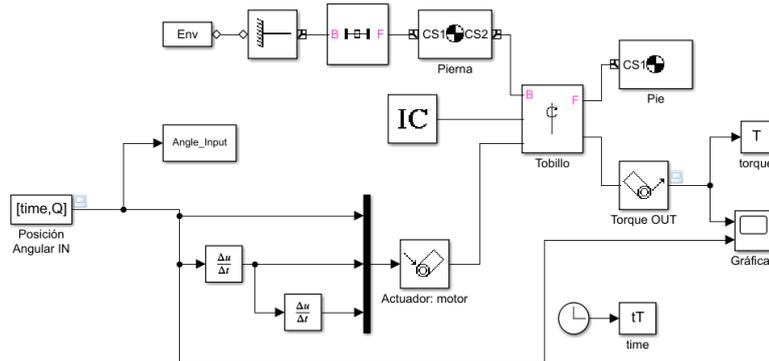


Figura 2.6. Diagrama de bloques en Simmechanics del sistema pierna-pie-tobillo[48].

2.3. Modelo Matemático en Simulink.

La ecuación del modelo matemático se representa en simulink, con los datos de torque $T_c=1.46\text{Nm}$ y $k=0.5$ que se definen en el modelo matemático para ajustar la salida de la trayectoria del tobillo obtenida en *Simmechanic*[48].

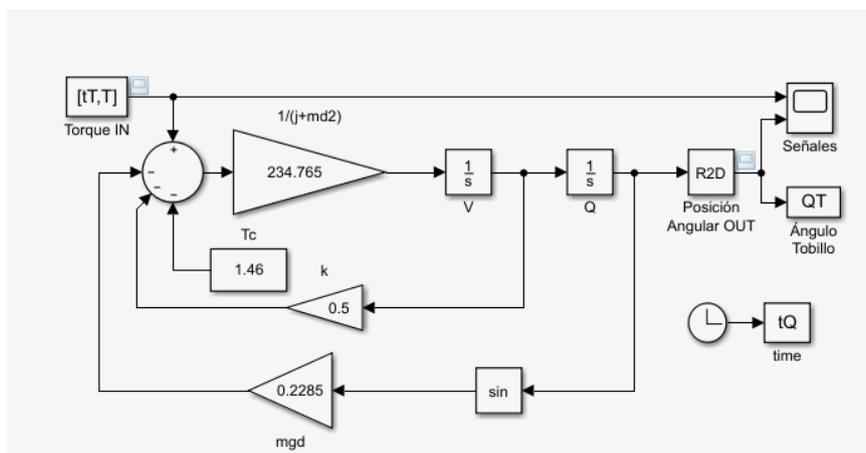
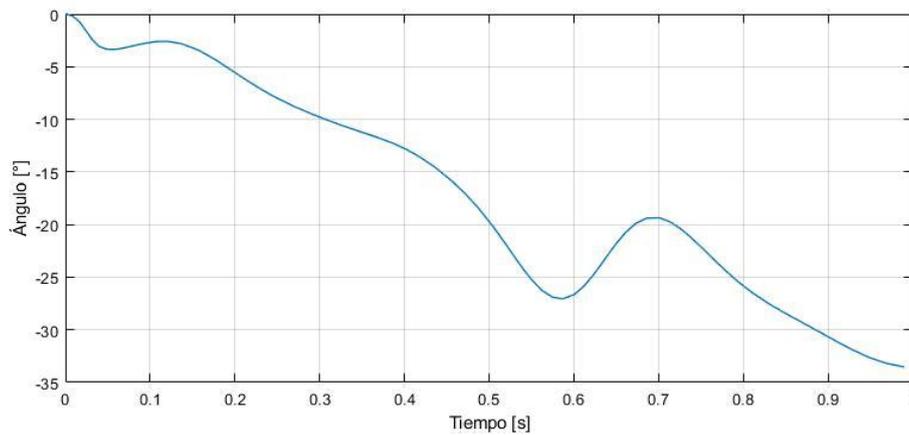


Figura 2.7. Modelo matemático[48].

El diagrama que anterior que representa el modelo matemático, tiene como entrada el torque obtenido en función del tiempo en el diagrama de Simmechanics. A consecuencia de estos datos se obtiene la posición angular del tobillo y el torque, los cuales se puede evidenciar en la siguiente (gráfica 2.9).

Donde claramente se identifica que los ángulos obtenidos en la salida no se ajustan a los datos de entrada al sistema del modelo matemático, motivo para implementar un sistema de control que establezca la señal de salida a la señal de referencia.

a.- Posición angular



b.- torque

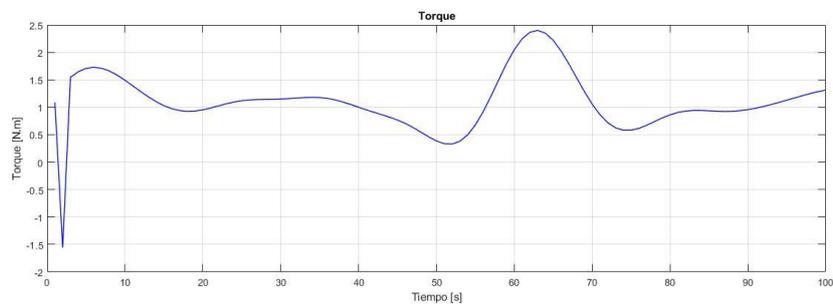


Figura 2.8 -Trayectoria angular resultante del modelo matemático a) posición angular b)

Torque del tobillo del modelo en Simmechanics.

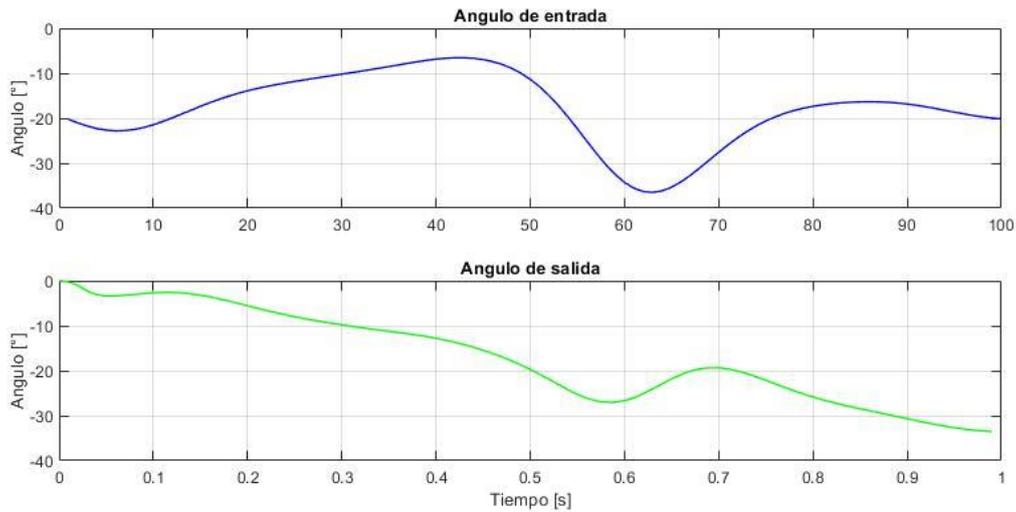


Figura 2.9. – Datos de entrada y salida.

Teniendo presente la información de la (figura 2.9) se deduce verazmente que existen diferencias notables entre los datos de entrada y los ángulos de salida del sistema del modelo matemático. Basándose en esta información se analiza la implementación de sistema de control avanzado, que regule estas diferencias de información resultante, reduciendo en un gran porcentaje el error creado entre la señal de entrada y salida, buscando que eficientemente la salida se ajuste a la señal de entrada.

2.4. Modelamiento Matemático Para un Motor dc.

Para obtener la función de transferencia del sistema es fundamental realizar el modelamiento de la planta, consecutivamente se fundamenta plantear el modelo de un motor DC. Originando el desarrollo a partir de las ecuaciones físicas del sistema que se plantea en base al siguiente esquema.

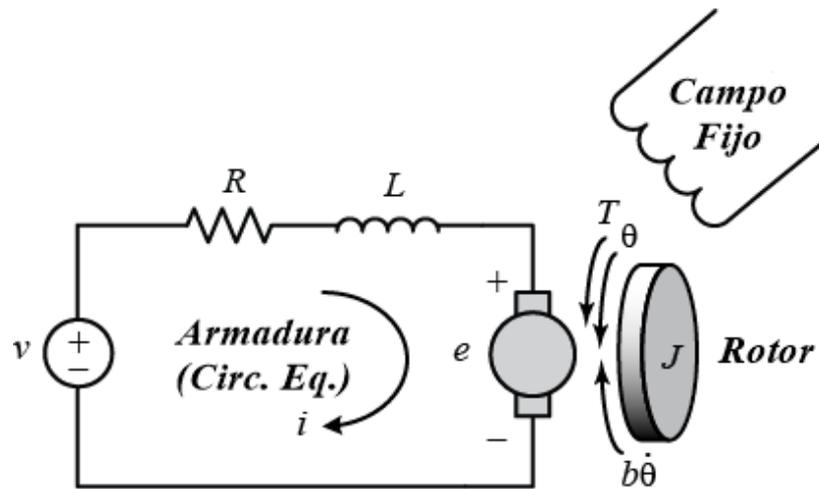


Figura 2.10.- Diagrama del circuito eléctrico de un motor DC[31].

Para el estudio de la dinámica del motor DC, se plantea las ecuaciones basándose en las leyes del kirchhoff y Newton.

$$v(t) = Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} + k_e \dot{\phi}(t)$$

Ecuación 2.2. Ley de tensión de Kirchhoff[31].

$$T(t) = Jm\ddot{\phi}(t) + b\dot{\phi}(t)$$

Ecuación 2.3. Segunda ley de Newton aplicada al torque del motor[31].

Donde

Donde:

V - voltaje de alimentación del motor

R - voltaje de alimentación del motor

L - coeficiente de autoinducción del bobinado del motor

i - corriente de armadura

K_e - constante de la fuerza electromotriz

T - par mecánico desarrollado por el motor

Jm - inercia de la armadura del actuador

φ - velocidad angular del eje del motor

b - aproximación lineal de la fricción viscosa

Tomando en cuenta el campo magnético constante, el par motor será directamente proporcional a la corriente de la armadura.

$$T(t) = k_t i(t)$$

Ecuación 2.4 Par motor proporcional a su armadura.

Donde $T(t)$ es la constante de la armadura

2.5. Representación del Modelo Planta-Motor.

Para encontrar el sistema lineal en el espacio de estados del modelo planta-motor estudiado en una investigación anterior se representa en el siguiente diagrama[31].

$$\begin{bmatrix} \widehat{x}_1 \\ \widehat{x}_2 \\ \widehat{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -mgd & -k & K_t \\ J_c + md^2 & J_c + md^2 & J_c + md^2 \\ 0 & -\frac{K_e}{L} & -\frac{R}{L} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \widehat{x}_1 \\ \widehat{x}_2 \\ \widehat{x}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1/L \end{bmatrix} u(t)$$

$$\widehat{y} = [1 \quad 0 \quad 0] \begin{bmatrix} \widehat{x}_1 \\ \widehat{x}_2 \\ \widehat{x}_3 \end{bmatrix}$$

Ecuación 2.5. - Representación del modelo planta motor en espacio de estados[31].

2.6. Estrategias de Control Avanzado a Desarrollar en la Investigación Presente.

En la investigación presente se han seleccionado dos estrategias de control avanzado, Control Fuzzy (CF) y Redes Neuronales (RN), con el propósito de profundizar los conocimientos en el diseño y simulación con proyección a implementación en dispositivos que ayuden a solucionar problemas del entorno social, basándose en respuestas satisfactorias que hayan presentado en investigaciones ejecutadas con anterioridad; a fin de buscar que la señal de salida del sistema de control se ajuste en un gran porcentaje la señal de referencia. De esta forma concluir cuál de los dos sistemas seleccionados presenta una respuesta eficiente que dará lugar a implementarse en el futuro en un dispositivo real.

2.6.1 Diseño de un Sistema de Control Fuzzy

Para el estudio del control fuzzy aplicado desarrollo de una prótesis de tobillo está diseñado en un sistema de lazo cerrado que se ilustra en la (figura 2.12).

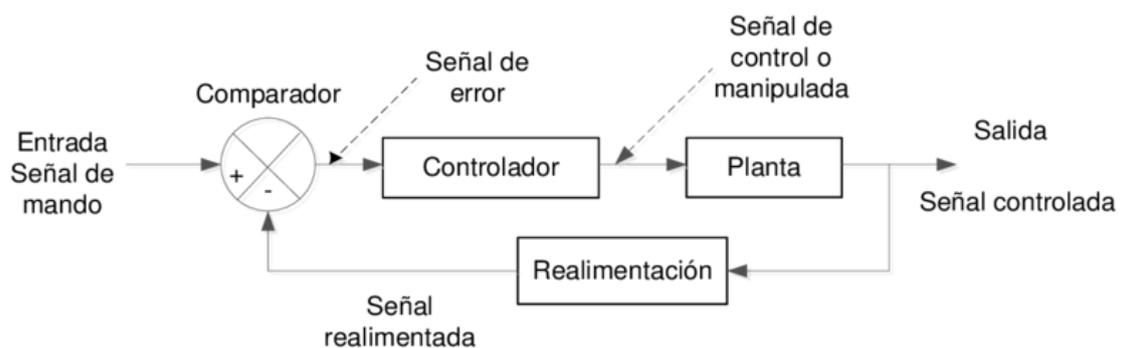


Figura 2.11. – Lazo cerrado de control[49].

2.7. Diseño de Controlador Difuso

La lógica difusa intenta aplicar una forma de pensar más humana, en la programación de computadoras, la esencia del controlador difuso (FLC Fuzzy logic Controller), es que contiene un algoritmo que es capaz de convertir una estrategia de control lingüística en una estrategia de control automático, dando lugar al diseño de aplicaciones para que las máquinas respondan con más inteligencia a la imprecisión y a las condiciones del mundo exterior buscando imitar el comportamiento humano.

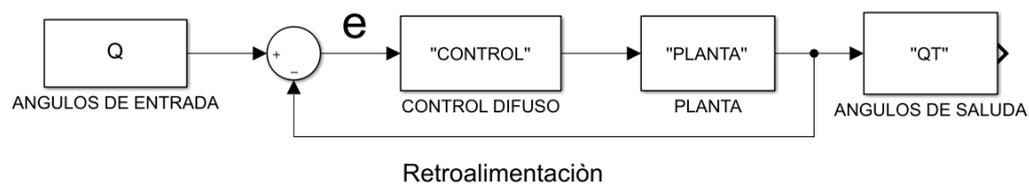


Figura 2.12. – Diagrama de control de lazo cerrado implementado.

El rango seleccionado en el universo del discurso en las variables.

- Señal de entrada o error: [-0.69 0].
- Señal de salida o torque: [-8 11]

En los cuales se proponen 5 conjuntos de valores lingüísticos que se dan a conocer seguidamente:

Señal de entrada o error:

Error de ángulo muy bajo (EAmB)

Error de ángulo bajo (EAB)

Error de ángulo medio (EAM)

Error de ángulo alto (EAA)

Error de ángulo muy alto (EAmA).

Señal de salida o torque:

Torque muy bajo (TmB)

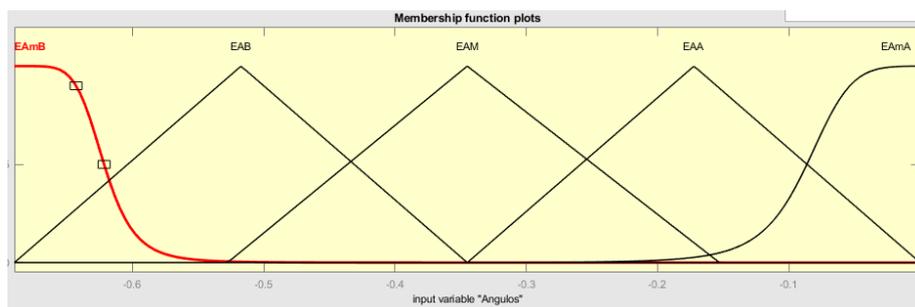
Torque bajo (TB)

Torque medio (TM)

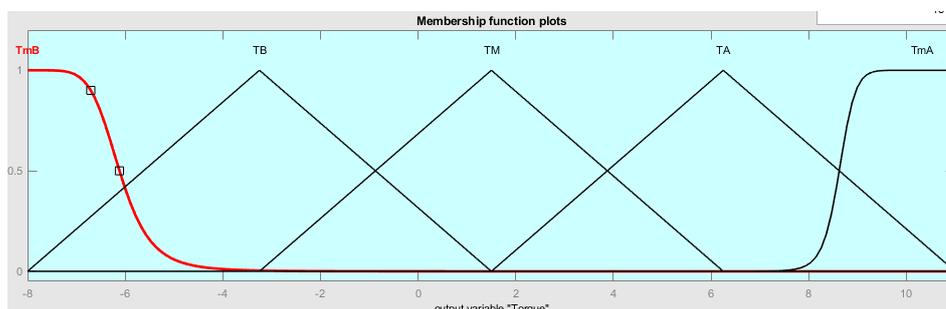
Torque alto (TA)

Torque muy alto (TmA)

En las funciones de membresía, se emplearon funciones en forma de campana y triangulares para las variables de entrada y salida como se representa en la (figura 2.13).



Variables lingüísticas de entrada



Variables lingüísticas de salida

Figura 2.13. – Graficas de variables de entrada y salida de las funciones de membresía.

Ya establecidas las funciones y rangos de las variables consecutivamente se establecen las reglas difusas que comandaran el control que se muestran en la (tabla 2.2)

Tabla 2.2

Reglas difusas del controlador

	Señal de entrada o error		Señal de salida o torque
If	EAmB	Then	TmB
If	EAB	Then	TB
If	EAM	Then	TM
If	EAA	Then	TA
If	EAmA	Then	TmA

Nota. En esta tabla se presenta el nombre de las variables lingüísticas y las reglas de controlador.

La herramienta *fuzzy logic* consta de un comando ruler donde se visualiza las reglas de control implementadas, las cuales permiten observar el funcionamiento del controlador acorde a las variables lingüísticas ingresadas con respecto a la salida, observando el valor numérico que toma la salida si se ingresa el valor mostrado en la (figura 2.14).

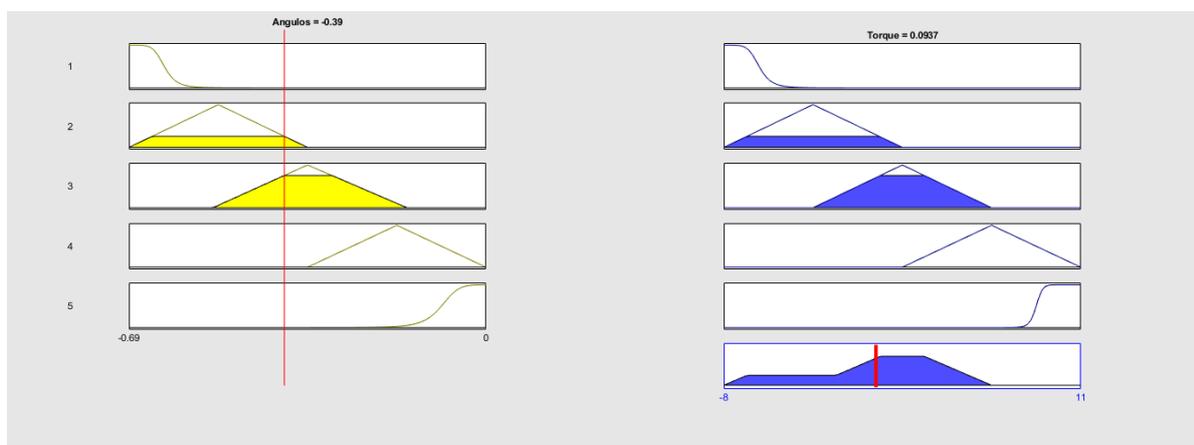


Figura 2.14. Reglas difusas de control representada gráficamente.

El comando Surface o superficie de control permite visualizar la curva de control, esta es la gráfica que corresponde a la variable de entrada y la variable de salida que se presenta en la (figura 2.15)

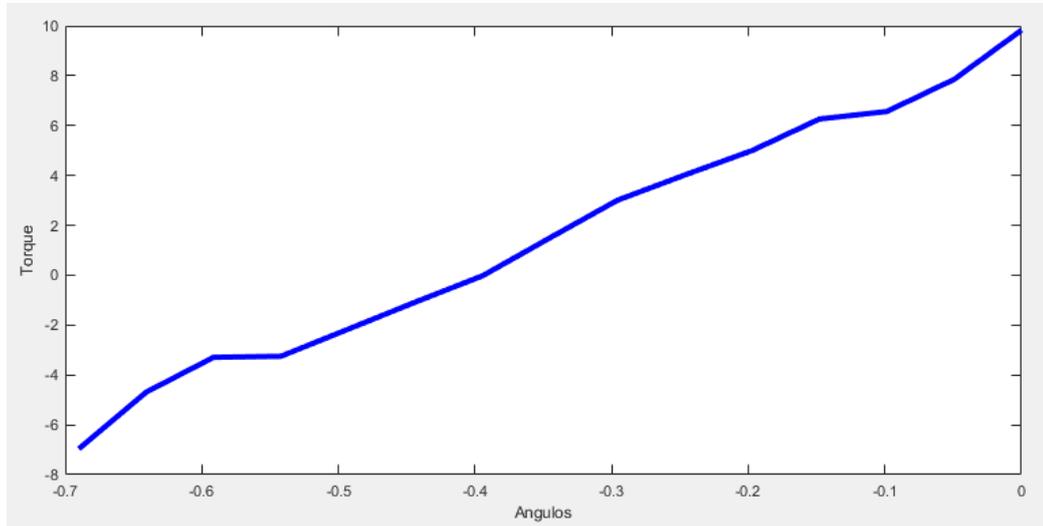


Figura 2.15 Superficie de control para una prótesis de tobillo.

2.8. Estrategia de Redes Neuronales

El diseño del controlador por redes neuronales estaba basado el proceso en el siguiente diagrama de red neuronal feed-forward que se presenta en la (figura 2.16).

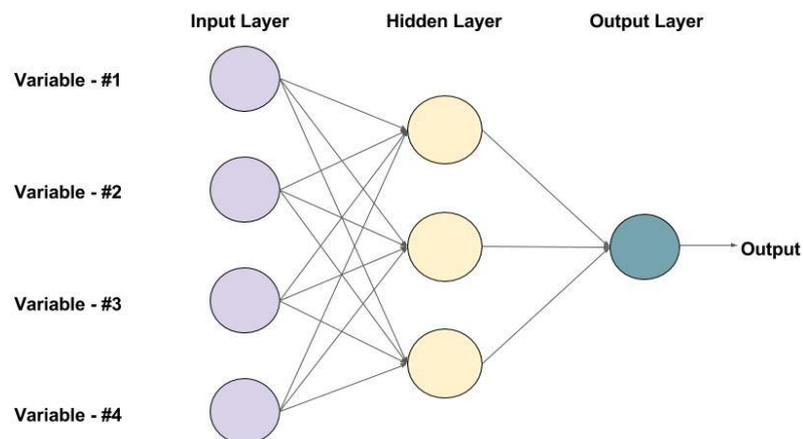


Figura 2.16. Red neuronal feed-forward con propagación hacia adelante[50]

2.8.1 Proceso Aplicado en el Desarrollo del Diseño del Controlador Neuronal.

1. Introducción de datos resultantes (ángulos de entrada y toques de salida) del diagrama de bloques representados en la figura 2.7.
2. Crear la red neuronal con sus respectivas capas y cada una con un numero de neuronas, que muestra en la tabla 2.3.

Tabla 2.3

Número de neuronas por capas.

Numero de capa	Numero de neuronas
1	64
2	64
3	32
4	32
5	64
6	64
7	32
8	32
9	16
10	16
11	8

Nota. Esta esta tabla se presenta el numero de capas con su número de neuronas.

3. Especificar el algoritmo con el cual la red neuronal se va entrenar. En esta investigación se entrena por back-propagation. Con al ayuda de la función *net* se define la topología de la red con sus capas y neuronales con su respectivo algoritmo con el cual se entrenará, para una mejor ilustración se presenta a continuación en la función.

```
net = feedforwardnet([64, 64, 32, 32, 64, 64, 32, 32, 16, 16, 8] , 'traingd');
```

4. Entrenar la red, como se presenta en la (figura 2.17).

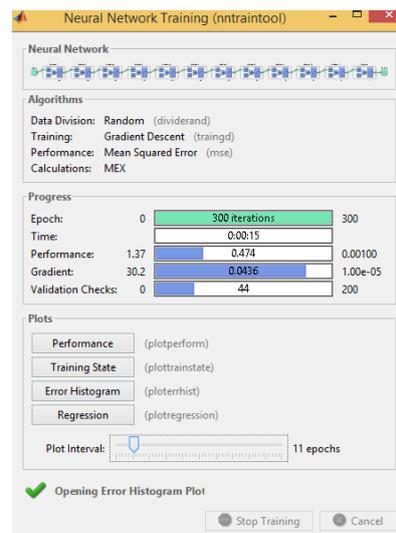


Figura 2.17. Interfaz de entrenamiento y simulación de la red neuronal

En la interfaz de entrenamiento representada en la figura 2.19, permite observar las gráficas de los resultados como:

- ✓ Set de Entrenamiento: Es el que se usa para calcular el gradiente y actualizar los pesos y bias de la red.
- ✓ Set de Validación: Durante la primera fase de la validación disminuye el error de validación, hasta que en un punto el error empieza a aumentar otra vez, en ese momento se queda con el valor de los pesos y bias que menor error hayan dado.
- ✓ Set de Test: No se usa para el entrenamiento, sino para la comparación de modelos, ver el porcentaje de error etc[51].

A continuación, se representa el gráfico “actuación de la red neuronal”, que mide la eficiencia de la red desarrollada. Ya concluido con la representación de la red y los patrones de entrenamiento para calcular la salida de la red, se compara la salida con los patrones del

objetivo, generando así la secuencia error. Se puede observar en la (figura 2.18) que en la época 256 existe un error mínimo del 33.7 %.

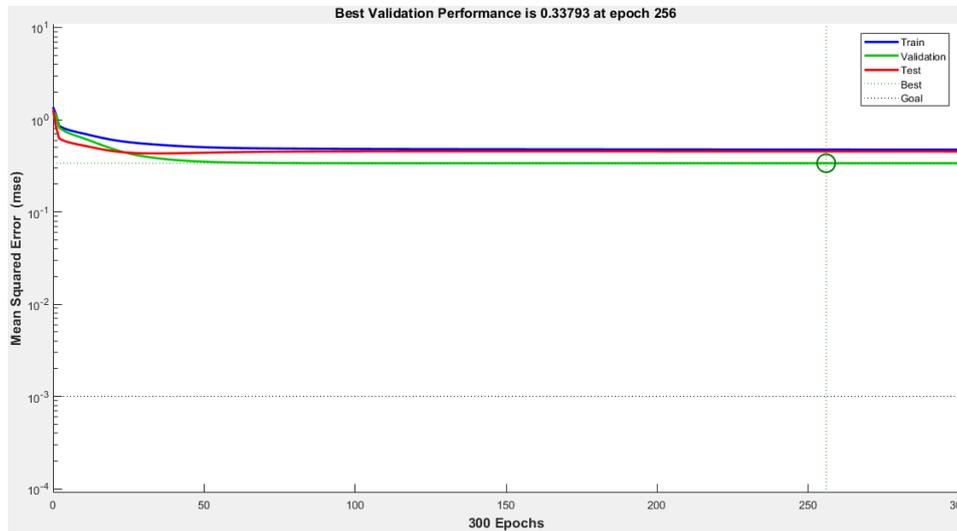


Figura 2.18. Rendimiento del proceso entrenamiento de la RNA.

En la (figura 2.19) se puede observar que el gradiente muestra un valor de 0.043552 lo cual es muy cercano a cero deduciendo así que se ha entrenado eficientemente ya que el gradiente converge en un gran porcentaje en un mínimo local.

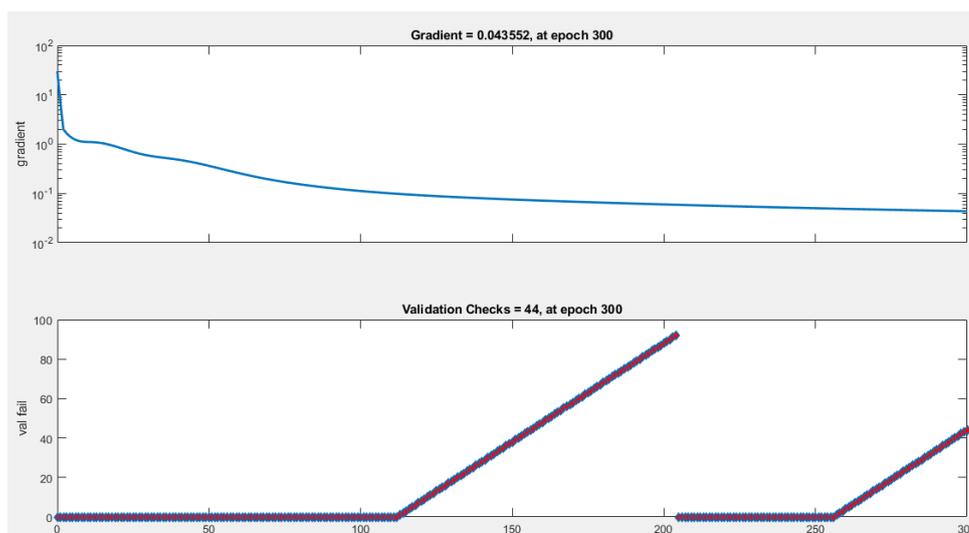


Figura 2.19. El gradiente.

un desfase, donde es necesario añadir una sumatoria de una constante de ($c=19.7$) que regula las señales de salida desde un factor de origen semejante.

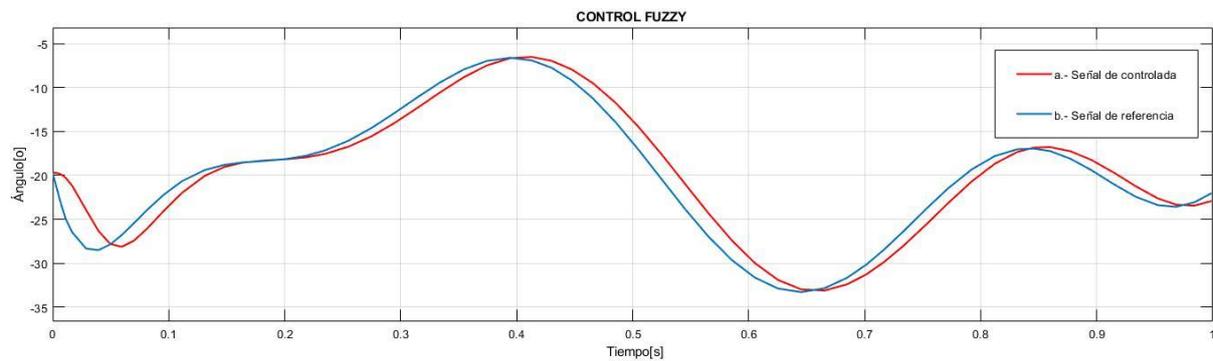


Figura 3.2 a.- Señal controlada. b. – Señal de referencia.

En la (figura 3.2) se puede observar la señal de salida, respuesta del sistema de control fuzzy de color rojo, tomando como base para comparar, la señal de entrada o trayectoria angular del tobillo, la señal controlada posee un porcentaje alto de aceptación en base a la señal de referencia. Ya que el diseño del sistema de control proporciona una respuesta ajustada a la señal de referencia proporcionada. Deduciendo que la decisión de empleo de un sistema difuso para el desarrollo del control de una prótesis de una articulación de tobillo presenta resultados satisfactorios.

3.1.1 Control Fuzzy con Interrupción.

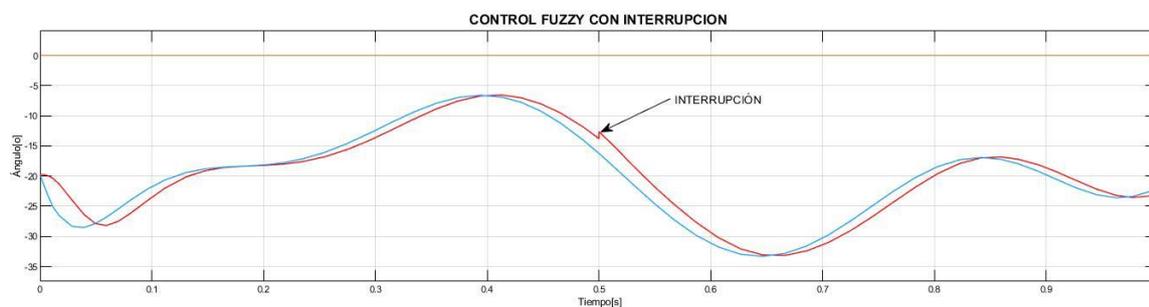


Figura 3.3 Respuesta obtenida agregada una interrupción.

En la (figura 3.3) se evidencia que la señal de respuesta obtenida está sometida a un impulso con el propósito de corroborar que el control fuzzy diseñado es de carácter robusto, donde evidentemente se observa que a pesar de la interrupción añadida la respuesta del control retorna a su trayectoria original.

3.2. -Sistema de Control por Redes Neuronales.

Las redes neuronales poseen la capacidad de aprender de un conjunto de datos ingresados a la entrada del sistema, buscando una salida objetivo resultante de la red neuronal artificial.

La implementación del sistema de control por redes neuronales se ejecuta con la ayuda de la herramienta simulink (ver figura 3.4). donde se puede identificar el bloque diseñado de red neuronal (Feed-forward Neuronal Network).

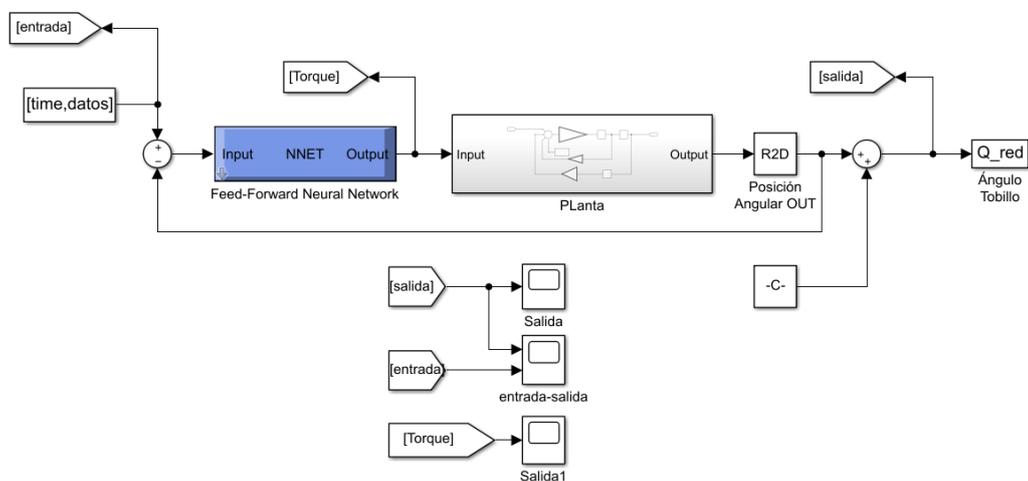


Figura 3.4 Diagrama de bloques de control por redes neuronales.

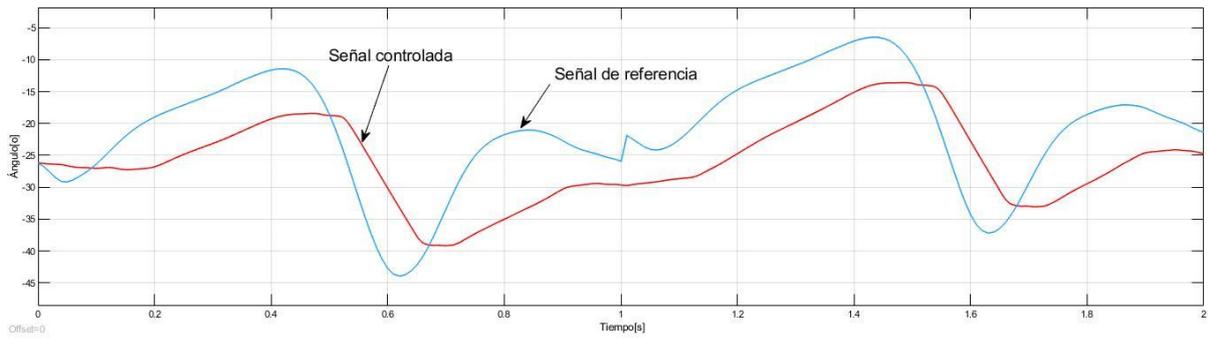


Figura 3.5 Señal de referencia y señal controlada de control por redes neuronales.

En la (figura 3.5) se presenta la señal controlada por el sistema, en la cual, para corroborar el funcionamiento del controlador, se ingresa dos ciclos de marcha humana a velocidad normal, deduciendo así que el controlador neuronal está funcionando correctamente ya que sigue la trayectoria de los dos ciclos de marcha diferentes que se le presentan.

También se logra apreciar que el error de la respuesta obtenida en referencia a la señal de entrada propuesta es de un porcentaje del 33 %. Deduciendo así que, para el desarrollo de una prótesis de articulación de tobillo, entre las dos estrategias de control seleccionadas, el sistema de control fuzzy presenta resultados satisfactorios.

3.2.1 Red Neuronal con Interrupción

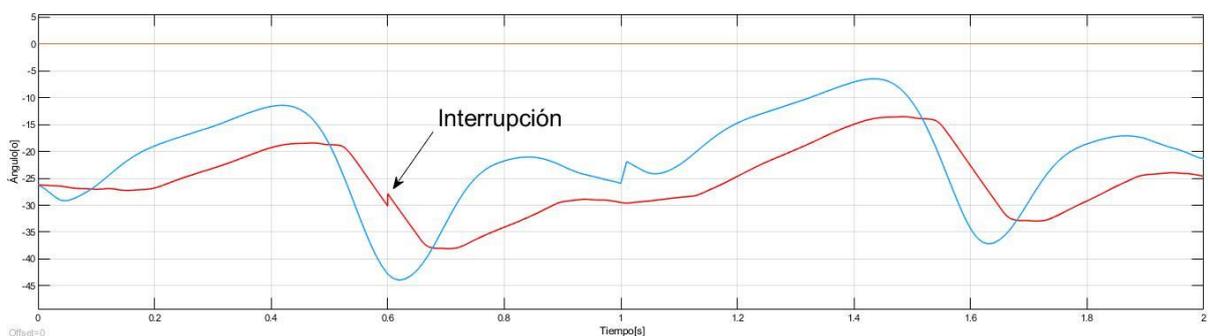


Figura 3.6. Respuesta obtenida agregada una interrupción.

En la (figura 3.6) se evidencia que la señal de respuesta obtenida está sometida a una interrupción con el propósito de corroborar que el control neuronal es de carácter robusto,

donde evidentemente se observa que a pesar de la interrupción añadida la respuesta del control retorna la trayectoria controlada.

3.3. Análisis de las Respuestas Obtenidas de las Estrategias de Control Estudiadas e Implementadas.

En la (figura 3.7) se observa, en resumen, la señal de referencia de trayectoria angular del tobillo con las señales resultantes de las estrategias de control diseñadas y aplicadas. Según los resultados presentados el sistema de control que ofrece una respuesta más adecuada a la trayectoria angular del tobillo es el sistema de control fuzzy, a pesar de ser sometido a una perturbación, retoma la trayectoria de señal controlada, este fenómeno también ocurre con el sistema de control neuronal, la señal controlada por el sistema neuronal retoma la trayectoria controlada como se muestra en la figura 3.6. sin embargo, el sistema neuronal presenta una gran diferencia entre los valores resultantes y los valores propuestos de referencia.

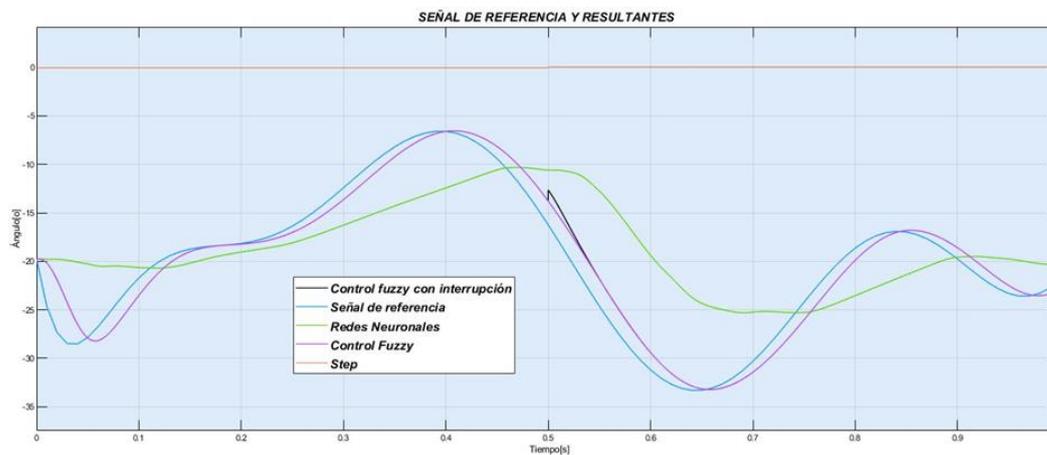


Figura 3.7 Señal de referencia y resultantes de las estrategias de control aplicadas

Concluyendo que de entre las dos estrategias de control, estudiadas e implementadas, el sistema de control fuzzy presenta un gran porcentaje de aceptación frente al sistema de control por redes neuronales.

El error presente en sistema de control fuzzy está en el rango de 2 grados positivos a 5 grados negativos, respuesta concluida del cálculo de la diferencia de la señal de entrada y señal de respuesta del sistema como se representa en la (figura 3.8).

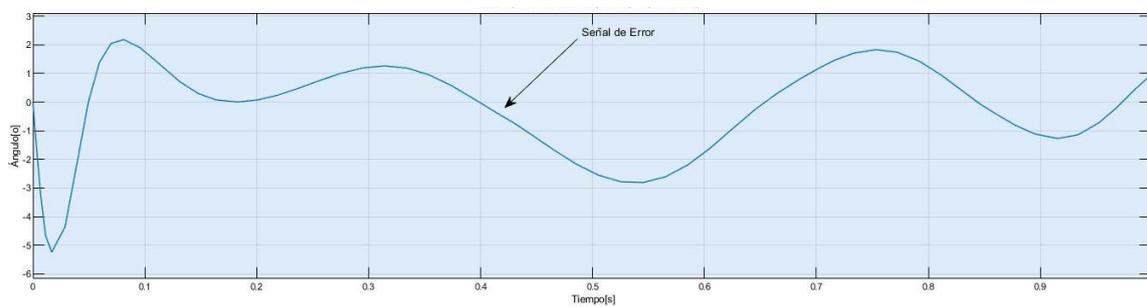


Figura 3.8 Error de control fuzzy

En la (figura 3.9). Se observa de una mejor manera el error que presenta el sistema de control por redes neuronales, resultante de la diferencia de la señal de entrada y la señal de respuesta del sistema.

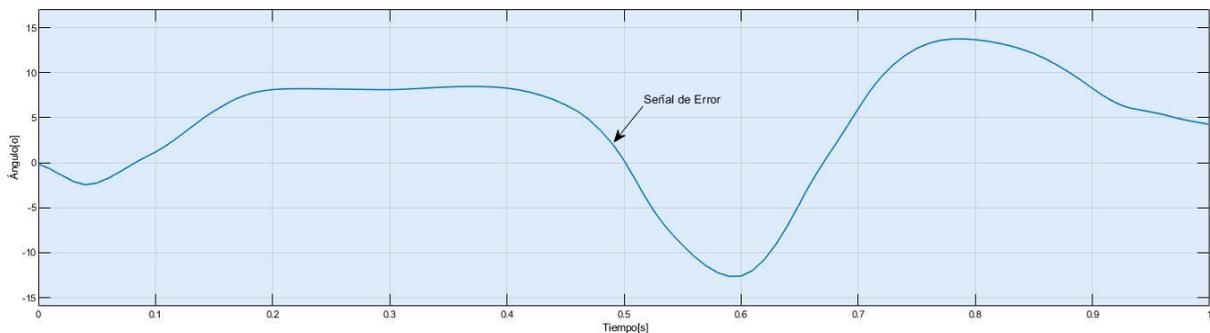


Figura 3.9 Error de redes neuronales.

A través de las señales representadas en la (figura 3.8 y 3.9) se puede observar los errores resultantes de los sistemas de control aplicados. Estos resultados que nos brindan información determinante decisiva en seleccionar al sistema de control fuzzy como el más eficiente, ya que es el que más ajusta la señal de respuesta a la señal de referencia ya que la señal de error no supera los 2 grados y en consecuencia la señal de error de redes neuronales supera los 10 grados.

CAPÍTULO 4

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. Conclusiones

El estudio de la dinámica del tobillo examina las fases de sus movimientos durante un ciclo de marcha, identificando la trayectoria angular de la base de datos la cual es la señal de referencia de los sistemas de control aplicados.

Los sistemas de control seleccionados permiten diseños de sistemas que presentan respuestas a altas velocidades y que se acoplan al mundo exterior, permitiéndose aprender las interrupciones del mundo exterior, en comparación con sistema de control clásico.

Los sistemas de control son diseñados en el software Matlab para facilidad de mostrar los resultados, la mecánica y dinámica de una prótesis de tobillo.

El algoritmo de entrenamientos de la red neuronal permite que el margen del error sea propagado hacia atrás desde la capa de salida con el propósito de que sea mínimo y la red se más eficaz al momento de predecir.

4.2. RECOMENDACIONES

En primera instancia es recomendable ejecutar un modelamiento completo de la cadena cinemática que conforma la extremidad inferior, con el fin de ejecutar un análisis de los

elementos como es la cadera, rodilla y tobillo, resultando acción fundamental para el desarrollo de la prótesis de articulación de tobillo

Estudiar otros métodos de aplicación de redes neuronales a la prótesis de articulación de tobillo con el objetivo de mejorar la señal de respuesta.

Diversificar la información de datos, la recopilación de datos de los ciclos de marchas, extraer de fundaciones u organizaciones que se dediquen en especial al desarrollo de prótesis, con el objetivo de mejorar el desempeño de los controladores.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Linda M. Hellow, “Servicio Creciente de O&P en los Países en Desarrollo - OPEDGE.COM,” 2014. https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2014-04-28/2014-05_01?spanish=True (accessed Nov. 15, 2019).
- [2] F. C. Aragon, J. C. Huegel, A. Vargas-martinez, J. D. J. Lozoya-santos, R. Ramirez-, and R. Morales-menendez, “Comparison between Classic Control Systems Techniques against Adaptive and Nonlinear Control Techniques in a Lower Limb Prostheses,” *2019 4th Int. Conf. Control Robot. Eng.*, pp. 75–78, 2019.
- [3] J. L. Loaiza and N. Arzola, “EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS EN EL DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO EVOLUTION AND TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF HAND PROSTHESIS,” vol. 78, pp. 191–200, 2013.
- [4] E. De Potencia, I. Mecánica, I. Internado, C. Palmira, C. Morelos, and C. P. México, “Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores .,” México, 2010.
- [5] a I. de J. A.-M. Nelly Cisneros-González, b H. R.-V. Vita Norma Libreros-Bango, b J. D.-T. Ángel Campos-Hernández, and d V. H. B.-A. Jesús Kumate-Rodríguez, “Índice de amputaciones de extremidades inferiores en pacientes con diabetes,” 2015. <https://www.medigraphic.com/pdfs/imss/im-2016/im164k.pdf> (accessed Nov. 15, 2019).
- [6] M. Oyuki Fuentes, “Control difuso para apoyar el proceso de aprendizaje en video juegos a través de reconocimiento de emoción por voz,” Zacatecas, 2016.
- [7] A. Wiem, B. Rahma, and S. Bel Hadj Ali Naoui, “An adaptive TS fuzzy-PID controller applied to an active knee prosthesis based on Human walk,” *2018 Int. Conf. Adv. Syst. Electr. Technol. IC_ASET 2018*, pp. 22–27, 2018, doi: 10.1109/ASET.2018.8379828.

- [8] Real Academia Española, “Diccionario de la lengua española | RAE,” 2019. <https://dle.rae.es/amputar> (accessed Feb. 12, 2020).
- [9] V. María José Espinoza and S. Daniela García, “Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente,” *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, no. 2, pp. 276–280, Mar. 2014, doi: 10.1016/s0716-8640(14)70038-0.
- [10] R. A. Leijendekkers, G. van Hinte, M. W. Nijhuis-van der Sanden, and J. B. Staal, “Gait rehabilitation for a patient with an osseointegrated prosthesis following transfemoral amputation,” *Physiother. Theory Pract.*, vol. 33, no. 2, pp. 147–161, Feb. 2017, doi: 10.1080/09593985.2016.1265620.
- [11] J. P. Angel Lopez, “Control de una prótesis de mano para varios tipos de prensión empleando comandos de voz,” p. 149, 2016.
- [12] C. Muñoz, “Control inteligente con aplicaciones ala biomecánica - prótesis del miembro inferior(rodilla).,” Instituto politécnico nacional, México , 2010.
- [13] E. Méndez, G. Mendoza, and G. Bonilla, “Desarrollo de un Sistema Robótico para Rehabilitación de Lesiones de Tobillo,” *SOMIB*, vol. 1, no. 1, México , 2017.
- [14] J. I. C. ACOSTA, “SISTEMA DE CONTROL PARA EL MODELO DE UNA PRÓTESIS DE TOBILLO,” 2017.
- [15] I. T. D. H. Duarte, “CONTROL DE PRÓTESIS PIE-TOBILLO PARA LMARCHA HUMANA NORMAL DURANTE LA FASE DE APOYO,” 2013.
- [16] Gelenk-Klinik., “La prótesis de tobillo puede |clinica-ortopedica-alemana.com/,” 2019. <https://clinica-ortopedica-alemana.com/front/la-protesis-de-tobillo-puede.html> (accessed Feb. 12, 2020).
- [17] Campagne Danielle, “Esguinces del tobillo - Lesiones y envenenamientos - Manual MSD versión para profesionales,” Aug. 2019. <https://www.msmanuals.com/es/professional/lesiones-y-envenenamientos/esguinces->

- y-otras-lesiones-de-partes-blandas/esguinces-del-tobillo (accessed Jul. 26, 2021).
- [18] T. H. Weerakkody, T. D. Lalitharatne, and R. A. R. C. Gopura, “Adaptive Foot in Lower-Limb Prostheses,” *J. Robot.*, vol. 2017, 2017, doi: 10.1155/2017/9618375.
- [19] “Abordaje del esguince de tobillo para el médico general,” *Scielo*, vol. 47, 2015, Accessed: Feb. 02, 2020. [Online]. Available: <http://www.scielo.org.co/pdf/suis/v47n1/v47n1a11.pdf>.
- [20] B. Ortega, “Controlador proporcional integral generalizado robusto para un rehabilitador de tobillo,” Mar. 2017. https://www.researchgate.net/publication/315777987_CONTROLADOR_PROPORCIONAL_INTEGRAL_GENERALIZADO_ROBUSTO_PARA_UN_REHABILITADOR_DE_TOBILLO_DE_2GDL (accessed Jul. 07, 2021).
- [21] M. D. Roig, “Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,” in *Estudios y notas sobre el romancero*, España: El Colegio de México, 2018, pp. 161–164.
- [22] A. B. Ortega, R. F. V. Bautista, G. Vela-Váldes, E. Q. Marmol, and G. L. López, “Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo,” *Rev. Fac. Ing.*, no. 67, pp. 183–196, 2013.
- [23] ARE, “Movilidad en los tobillos en el OHS ,” *Ejercicos y WODs*, Nov. 24, 2015. <https://www.workofday.com/blog/movilidad-tobillos-ohs/> (accessed Jul. 07, 2021).
- [24] C. S. S. A. Martín Noguerras, J L. Calvo Arenillas, J. Orejuela Rodríguez, F J. Barbero Iglesias, “Fases de la marcha humana,” *Elseiver*, pp. 44–49, Jan. 1999.
- [25] Y. Alejandra, “Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basado en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas,” Universidad de concepción , Concepción, 2018.
- [26] G. Maldonado and F. Andrés, “Diseño y control de una Ortesis Activa de Tobillo para Personas con Problemas de Pie Caído,” Jalisco, 2011. Accessed: Feb. 02, 2020. [Online].

Available:

http://www.mecamex.net/anterior/cong10/trabajos/art43.pdf?fbclid=IwAR266ljfTJPlrqcYWeiPKz9Iri_wEitUGZzq_ignDInkesB-0-BpRogxrS8.

- [27] P. Caicedo, “Ciclo de Marcha y sus Fases.,” Nov. 2017. https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Ciclo-de-Marcha-y-sus-Fases-3-Medicion-de-Parametros-de-la-Marcha-Humada_fig1_321492779 (accessed Jul. 07, 2021).
- [28] A. Ramos, P. Sánchez, J. M. Ferrer, J. Barquín, and P. Linares, “MODELOS MATEMÁTICOS DE OPTIMIZACIÓN,” Madrid, 2010. Accessed: Feb. 09, 2020. [Online]. Available: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/47846786/modelado_en_gams.pdf?response-content-disposition=inline%3Bfilename%3DMODELOS_MATEMATICOS_DE_OPTIMIZACION.pdf&X-Amz-Algorithm=AWS4-HMAC-SHA256&X-Amz-Credential=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A%2F20200209%2Fus-
- [29] A. Blanco Ortega, R. Fabián Vázquez Bautista, G. Vela-Váldes, E. Quintero Marmol, and G. López López, “Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo Control of a virtual prototype of an ankle rehabilitation machine,” *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia N*, pp. 183–196, 2013.
- [30] G. P. J. Middleon, M. I. Jones, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2 - Google Libros*. 1998.
- [31] A. C. Villa Parra, “SISTEMA DE CONTROL PARA ASISTIR EL MOVIMIENTO DE DORSIFLEXIÓN DE PIE CAÍDO EN LA FASE DE OSCILACIÓN DE LA MARCHA EN PACIENTES HEMIPLÉJICOS,” Pontificia Universidad Javeriana, Bogota, 2011.
- [32] J. Carrillo, *Sistemas automáticos de control*, vol. tomo 1. UNERMB, 2011.

- [33] K. Ogata, *Ingeniería de control moderna*, Quinta., vol. 5. Madrid: PEARSON, 2010.
- [34] M. R. Tucker *et al.*, “Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, 2015, doi: 10.1186/1743-0003-12-1.
- [35] C. A. V. ROMERO, “Sistemas Avanzados de control,” *Unad*, 2013.
- [36] J. A. N. CASTREJÓN, “DISEÑO DEL CONTROL PARA UNA PRÓTESIS DE RODILLA TIPO POLICÉNTRICA,” UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO, 2013.
- [37] P. Ponce Cruz, *Inteligencia Artificial. Con Aplicaciones a la Ingeniería*, Primera edición., vol. tomo 1. México : ISBN, 2010.
- [38] E. B. Villaseñor and R. R. arbitrada de divulgación científica de la U. T. de León., “Redes neuronales para la toma de decisiones en el sector agrícola análisis exploratorio,” *Reaxion*, vol. 2, Jan. 2018, Accessed: Feb. 02, 2020. [Online]. Available: http://reaxion.utleon.edu.mx/Art_Redес_neuronales_para_la_toma_de_decisiones_en_el_sector_agricola_analisis_exploratorio.html.
- [39] F. Villada, N. Muñoz, and E. García-Quintero, “Redes neuronales artificiales aplicadas a la predicción del precio del oro,” in *Informacion Tecnologica*, 2016, vol. 27, no. 5, pp. 143–150, doi: 10.4067/S0718-07642016000500016.
- [40] Y. C. M. Lenniet Coello Blanco, Laura Casas, Olga Lidia Perez Gonzales, “Redes neuronales artificiales en la producción de tecnología educativa para la enseñanza de la diagonalización,” *Rev. Acad. y Virtualidad*, vol. 8, no. 1, pp. 12–20, 2015.
- [41] M. P. Quílez Callén, “Desarrollo de un modelo basado en redes neuronales para la predicción de cargas aplicadas en la tibia humana. Aplicación al diseño de prótesis de rodilla de revisión - Repositorio Institucional de Documentos,” 2013. <http://zaguan.unizar.es/record/12939?ln=es#> (accessed Feb. 13, 2020).

- [42] Ponce Pedro, *Inteligencia artificial con aplicaciones ala ingeniería* , Primera. 2010.
- [43] D. Calvo, “Función de activación - Redes neuronales - Diego Calvo,” Dec. 07, 2018. <https://www.diegocalvo.es/funcion-de-activacion-redes-neuronales/> (accessed Jun. 22, 2021).
- [44] S. Ibisate, “Diseño de un estimador de transferencia de carga de una furgoneta utilizando redes neuronales.,” Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, 2015.
- [45] J. A. M. Sanchez, “Sistema de deteccion de intrusos en redes de comunicaciones utilizando redes neuronales,” Dec. 2014.
- [46] The MathWorks, “¿Qué es una red neuronal? - MATLAB & Simulink,” 2021. <https://es.mathworks.com/discovery/neural-network.html> (accessed May 25, 2021).
- [47] S. Gálvez, “Clasificador De Dígitos con Redes Neuronales ,” Chile, Apr. 2014. Accessed: Jun. 25, 2021. [Online]. Available: https://www.u-cursos.cl/usuario/b4eb6d37062854338662ba7470704112/mi_blog/r/EL4106_Inteligen cia_Computacional__Tarea2_Sebastian_Galvez.pdf.
- [48] J. Chamorro, “SISTEMA DE CONTROL PARA EL MODELO DE UNA PRÓTESIS DE TOBILLO,” Universidad Técnica del Norte, Ibarra, 2017.
- [49] S. M. Charre-Ibarra, J. A. Alcalá-Rodríguez, N. López-Luiz, and M. A. Durán-Fonseca, “Sistema didáctico de control de presión,” *Form. Univ.*, vol. 7, no. 5, pp. 33–40, 2014, doi: 10.4067/S0718-50062014000500005.
- [50] J. Gregory, G. Escalante, J. Carlos, and M. Vélez, “Diseño e implementacion de un control neuronal para una planta piloto de desinfección de aguas terciarias utilizando tecnología porosa.”
- [51] N. Peiroten, “Diseño de una red nueronal en matlab para analisis de señales de electroencefalograma,” Escuela Técnica Superior de ingeniería , Sevilla, 2018.

ANEXOS

ANEXO A: Código de Matlab para extracción de ángulos de la base de datos.

```
%% Datos tomados durante la marcha a velocidad normal.
```

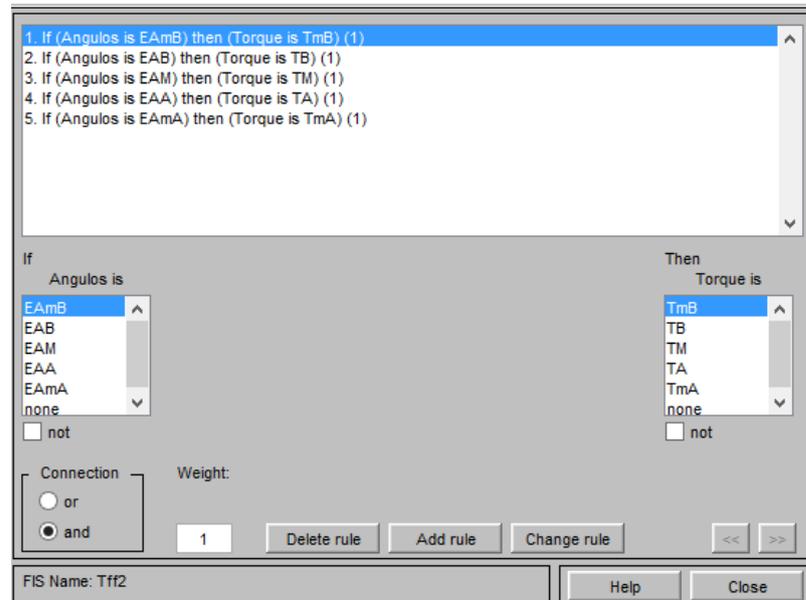
```
ciclos=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx');  
  
c1=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_1');  
c2=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_2');  
c3=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_3');  
c4=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_4');  
c5=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_5');  
c6=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_6');  
c7=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_7');  
c8=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_8');  
c9=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_9');  
c10=xlsread('Data_Base_Ankle.xlsx','Ciclo_10');
```

```
%% Tiempo de los datos tomados
```

```
tc=(0:0.01:(length(ciclos)-1)/100);  
  
t1=(0:0.01:(length(c1)-1)/100);  
t2=(0:0.01:(length(c2)-1)/100);  
t3=(0:0.01:(length(c3)-1)/100);  
t4=(0:0.01:(length(c4)-1)/100);  
t5=(0:0.01:(length(c5)-1)/100);  
t6=(0:0.01:(length(c6)-1)/100);  
t7=(0:0.01:(length(c7)-1)/100);  
t8=(0:0.01:(length(c8)-1)/100);  
t9=(0:0.01:(length(c9)-1)/100);
```

```
t10=(0:0.01:(length(c10)-1)/100)';
```

ANEXO B: Reglas difusas aplicadas al controlador fuzzy.



ANEXO C: código ejecutado para el entrenamiento de la red neuronal.

```
% cargando datos
```

```
load('Angle_Input.mat');
```

```
load('datos_Torque.mat');
```

```
% cambiando la forma
```

```
datos=Angle_Input';
```

```
x=Angle_Input';
```

```
y=datos_Torque';
```

```
%% Configuracion de la red
```

```
net = feedforwardnet([64, 64, 32, 32, 64, 64, 32, 32, 16, 16, 8], 'traingd');
```

```
%net = feedforwardnet([16, 16, 8]);
```

```
%net = fitnet([16,32,32,16, 16, 8],'traingd')
%net.trainFcn = 'traingdx';
net = init(net);
net.trainparam.max_fail=3000;
net.trainparam.goal=1e-20;
net.trainparam.goal=1e-3;
net.trainparam.epochs=2000;
%net.trainparam.mu = 1e-7;
net.trainparam.mu = 1e-3;
%% Entrenamiento
net = train(net,x,y);
%% Evaluacion del Rendimiento
a=sim(net,datos);
% view(net)
figure(1)
plot(a)
figure(2)
plot(y)
%% Exportar modelo a simulink con un muestreo de 0.001 s
gensim(net, 0.001)
```