



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
MECÁNICA – MECATRÓNICA

DISEÑO DEL CONTROL PARA UNA PRÓTESIS DE RODILLA TIPO POLICÉNTRICA

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
JORGE ALBERTO NÁJERA CASTREJÓN

TUTOR
Dr. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA

MÉXICO, D. F. OCTUBRE 2013



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: DR. ADRIÁN ESPINOSA BAUTISTA

Secretario: DR. EDMUNDO GABRIEL ROCHA COZATL

Vocal: DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

1^{er}. Suplente: M.I. ROSA ITZEL FLORES LUNA

2^{do}. Suplente: M.I. ULISES MARTÍN PEÑUELAS RIVAS

Lugar donde se realizó la tesis: FACULTAD DE INGENIERÍA

TUTOR DE TESIS:

Dr. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

FIRMA

Agradecimientos

Este trabajo está dedicado a Mercedes Nájera Ocampo por su invaluable apoyo a lo largo de mi vida.

Agradezco al Dr. Jesús Manuel Dorador González por su apoyo, por alentarme a que terminara este trabajo.

A mis amigas y amigos, que también me alentaron para que terminara este trabajo.

Agradezco al CONACYT por el apoyo económico brindado durante y para realizar mis estudios de Maestría.

Agradezco al proyecto PAPIIT IT102512 “Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano” por el apoyo económico brindado, para seguir desarrollando el proyecto de la prótesis de rodilla tipo semiactiva.

Contenido

CONTENIDO	1
TABLA DE ABREVIATURAS	2
INTRODUCCIÓN	3
CAPÍTULO 1 PROBLEMA, OBJETIVO DEL PROYECTO Y ESTADO DEL ARTE.	5
PROBLEMA	6
TRABAJO PREVIO	7
OBJETIVO	9
ALCANCES	9
ANTECEDENTES	10
1.1 <i>Historia de las prótesis</i>	10
1.2 <i>Biomecánica de la marcha humana normal</i>	14
ESTADO DEL ARTE	20
1.3 PRÓTESIS DE RODILLA	20
1.4 LÓGICA DIFUSA	27
CAPÍTULO 2 REQUERIMIENTOS, ESPECIFICACIONES Y DISEÑO CONCEPTUAL	40
2.1 REQUERIMIENTOS	41
2.2 ESPECIFICACIONES DE DISEÑO	42
2.3 DIAGRAMA FUNCIONAL DE LA PRÓTESIS DE RODILLA	44
2.4 DIAGRAMA FUNCIONAL DEL CONTROLADOR DIFUSO	49
CAPÍTULO 3 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN	58
3.1 CONFIGURACIÓN DEL CONTROLADOR DIFUSO	59
<i>Controlador en una sola etapa</i>	59
<i>Controlador en dos etapas</i>	59
3.2 CONFIGURACIÓN DE LOS SENSORES	61
CAPÍTULO 4 DISEÑO DE DETALLE	69
CONTROLADOR DIFUSO	70
4.1 PROPUESTA DEL PRIMER CONTROLADOR DIFUSO	73
4.2 PROPUESTA DEL SEGUNDO MODELO DE CONTROLADOR DIFUSO	75
4.3 PROPUESTA DEL TERCER MODELO DE CONTROLADOR DIFUSO	77
4.4 MODELO DIFUSO DIRECTO DE LA MARCHA HUMANA	81
4.5 MODELO INVERSO DEL AMR	88
CONCLUSIONES	98
TRABAJO A FUTURO	99
REFERENCIAS	100

Tabla de abreviaturas

Abreviaturas	Significado
AMR	Amortiguador Magnetorreológico
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
AFER	Ángulo de flexoextensión de la rodilla
CGrH	Centro de Gravedad del cuerpo Humano
CIR	Centro instantáneo de rotación
TSK	Takagi, Sugeno y Kang
ANFIS	Adaptative Neural Fuzzy Inference Systems
ACTR	Señales acondicionadas y tratadas
FAR	Fuerza que se ejerce sobre la prótesis
AFER	Ángulo de flexoextensión
VV	Velocidad vertical
VM	Velocidad de marcha
SAS	Señal de Apoyo Sensorial
IAMR	Corriente en el amortiguador magnetorreológico
VRx	Velocidad de la rodilla en la horizontal
VRy	Velocidad de la rodilla en la en la vertical
Ax y Ay	Aceleración de la rodilla en el eje horizontal y vertical
ECM	Error Cuadrático Medio
FDAMR	Fuerza deseada para el AMR
DDAMR	Desplazamiento Deseado para el AMR
VDAMR	Velocidad Deseada para el AMR
FEAMR	Fuerza estimada para el AMR
DEAMR	Desplazamiento estimado para el AMR
FAMR	Fuerza en el AMR
VAMR	Velocidad en el AMR
DAMR	Desplazamiento en el AMR

Introducción

El trabajo que se presenta a continuación consta de cuatro capítulos, en el primero se plantea los objetivos y los alcances, a continuación se hace una breve revisión de la historia de las prótesis, poniendo especial énfasis en las prótesis de rodilla. Se revisa el estado del arte para las prótesis que son controladas de manera artificial y se abordan conceptos básicos sobre la lógica difusa, el control difuso y los modelos neurodifusos basados en ANFIS.

En el segundo capítulo, se presentan los requerimientos, especificaciones para que la prótesis policéntrica de rodilla funcione de manera controlada, se presenta un diagrama funcional de todo el sistema protésico y se desarrolla la función que aplica para el sistema de control. Con base en ese análisis funcional se selecciona el tipo de estrategia a seguir para desarrollar el sistema de control para la prótesis.

En el siguiente capítulo se aborda un diseño de configuración para el sistema de control seleccionado en el capítulo anterior, el cual se basa en la lógica difusa, en este caso no solamente se configuran partes mecánicas sino elementos dentro del sistema de control difuso.

Más adelante y como último tema, el diseño de detalle trata el desarrollo del sistema de control en sí, el cómo se desarrolló el modelo inverso para el amortiguador magnetorreológico y el planteamiento del sistema que dará las órdenes al amortiguador como elemento de control.

Si bien este trabajo se presenta como una serie de pasos que se siguen para llegar a un diseño final, el proceso que se siguió no fue tan rígido, lo cual sigue la línea de la lógica difusa y su manera de abordar el mundo.

Por último se tratan las conclusiones y el trabajo a futuro.

Diseño del control para una prótesis de rodilla tipo policéntrica

Capítulo 1 Problema, objetivo del proyecto y estado del arte.

Problema

A diario, cuando nos levantamos y nos desplazamos de un sitio a otro, difícilmente estamos conscientes de todos los procesos que se dan en nuestras piernas para dar un sólo paso o simplemente para levantarnos. Sólo es suficiente con sufrir un calambre (espasmo muscular) en una parte de alguna de las extremidades para darnos cuenta de lo que implica no tener alguna o las dos piernas.

Uno de los problemas principales en cuanto a salud pública se refiere, es que el tamaño de la población que sufre obesidad sigue creciendo en gran número y con ese problema se derivan un sin número de patologías asociadas; una de ellas es la diabetes. Esta enfermedad cuando no es controlada puede conducir entre otros problemas a amputaciones de las extremidades.

Si bien es cierto que hoy en día existe una gran cantidad de opciones protésicas para los amputados transfemorales, la gran mayoría de estas opciones son prótesis de rodilla tipo pasivas, lo que implica que el paciente que las utiliza se ve en la necesidad de adecuar el ritmo de sus actividades y las mismas a las prótesis y no al contrario, sin embargo, el uso de este tipo de prótesis se acentúa por su costo bajo comparado al costo de las prótesis de rodilla semiactivas cuyo costo ronda los 40 mil dólares.

Además, los sistemas protésicos que existen en el mercado solucionan un problema en especial: unos están diseñados para personas cuya actividad diaria es muy baja; otros están hechos con el fin de soportar cargas muy altas y dar seguridad al paciente que las utiliza.

Más aún, existen otros problemas que ninguna prótesis pasiva soluciona: bajar escaleras y rampas, caminar a velocidades distintas de marcha etc. Las prótesis semiactivas sin embargo; logran realizar estas tareas, pero a un costo muy alto como se mencionó en un párrafo anterior.

Es por estas razones que, en este proyecto, se busca desarrollar una prótesis de rodilla cuyos componentes sean de fácil adquisición en el mercado mexicano, asequible a la mayoría de la población en México poniendo especial interés al segmento de personas cuyos ingresos son bajos.

Trabajo previo

Una prótesis semiactiva tiene tres partes o sistemas bien diferenciados que la componen:

1. Sistema mecánico
2. Sistema electrónico
 - Sistema de potencia
 - Sistema sensorial
3. Sistema de control

En un trabajo anterior [1] se desarrolló la parte mecánica de la prótesis, además de que se seleccionó el tipo de actuador a utilizar. Se optó por diseñar un mecanismo tipo policéntrico como se muestra en la Figura 1.1, con el fin de tener una prótesis muy segura en la fase de apoyo, que se acerque al movimiento natural de una rodilla sana y que además evite el alejamiento del pie del suelo (lo que implica que el centro de gravedad del cuerpo humano baje demasiado, este hecho obliga a otros músculos del cuerpo a actuar para compensar este desnivel) propio de las rodillas policéntricas.

Este mecanismo y por ende la prótesis están diseñados para tener un ángulo de flexoextensión de 140° , lo que permite realizar la mayoría de las tareas de la cotidianidad.

El sistema mecánico de la prótesis de rodilla está diseñado para pacientes con pleno desarrollo físico, con sexo indistinto, estatura mayor a 1.50 m , cuyo peso sea de máximo 150 kg y su actividad diaria sea alta.

Se buscó, además de lo anterior, que la prótesis fuera fácil de construir por métodos tradicionales, que el material para construirla fuera de fácil adquisición, ligero y de costo bajo.

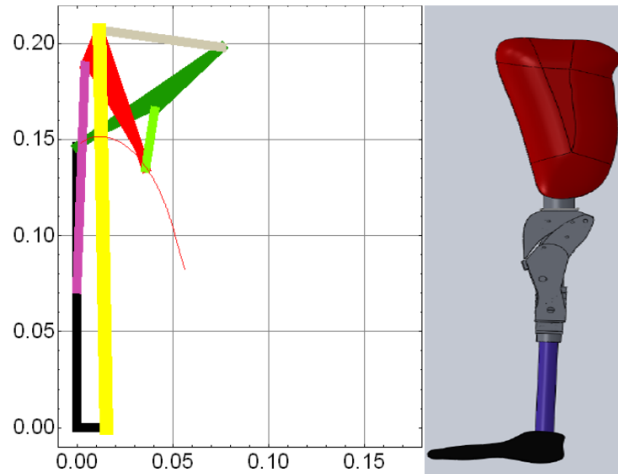


Figura 1.1 Mecanismo de la prótesis de rodilla

La parte mecánica de la prótesis desarrollada, cuyo ensamble completo se muestra en la Figura 1.2, consta de dos mecanismos colocados de manera paralela de 6 barras tipo Stifeson I, un amortiguador magnetorreológico (AMR) y dos conectores o soportes para acoplar la prótesis de rodilla al socket y a la caña que irá unida al pie protésico.

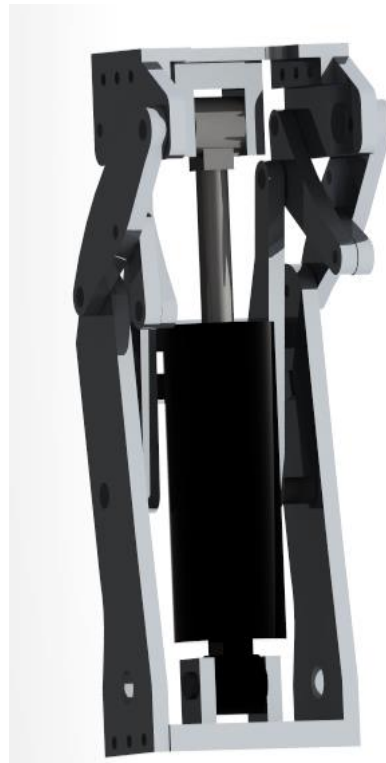


Figura 1.2 Modelo CAD de la prótesis.

En su mayoría la prótesis está construida con barras de aluminio de un cuarto de pulgada, este material es fácil de manufacturar, ligero en comparación al acero y fácil de conseguir en el mercado local.

Los ejes de la prótesis de rodilla son de acero al carbono y manufacturados por medio del proceso de torneado; los soportes, superior e inferior son tornillos milimétricos de 5 mm de diámetro y distintas longitudes.

Se eligieron bujes cerámicos para trabajo en seco de la marca SKF en la etapa de diseño, pero se utilizaron para la construcción, bujes fabricados en latón con las mismas dimensiones geométricas planteadas en el diseño, esto con el objetivo de probar el principio de funcionamiento del mecanismo policéntrico y la prótesis de rodilla como consecuencia.

Objetivo

Desarrollar un sistema que controle una prótesis de rodilla tipo policéntrica, de tal manera que el paciente pueda: caminar a distintas velocidades de marcha; bajar escaleras, rampas o cualquier camino inclinado y además cargar objetos pesados.

Alcances

Para este trabajo se profundizará en los algoritmos de control. La implementación será tema de un trabajo posterior por lo que se supondrá que se tiene la instrumentación de los sensores necesarios para el controlador aunque, a nivel conceptual, se decidirá qué tipo de sensores se utilizarán, esta tarea será desarrollada por otro miembro de este proyecto. Luego entonces las entradas o datos de sensores se obtendrán utilizando datos experimentales o teóricos de artículos y libros especializados en el tema.

El algoritmo de control en esta instancia solamente estará simulado en computadora.

Antecedentes

1.1 Historia de las prótesis

La primera evidencia de un amputado se remonta a unos 45000 años, sin embargo es hasta la civilización egipcia que se tiene evidencia de una prótesis. Durante una excavación realizada en el oeste de Tebas, arqueólogos alemanes descubrieron una tumba donde se encontró una momia que tenía una prótesis de alux (dedo gordo del pie) hecha de cuero y madera como se muestra en la Figura 1.3 [2].

Existen evidencias en la literatura, pinturas, arqueología, etc., donde se muestran diversos casos de personas que utilizan una prótesis, Herodoto describe a un preso que escapó de sus cadenas cortando su pie, que posteriormente sustituyó con uno de madera [3].



Figura 1.3 Prótesis de alux de una momia egipcia

Durante la edad media hubo algunas prótesis, sólo que eran en su mayoría cosméticas lo cual implicó un desarrollo bajo en cuanto a funcionalidad se refiere.

En una pintura descubierta en 1949 que data de alrededor de 1490 se observa como el artista pintó a algunas personas con prótesis de pierna como se muestra en la Figura 1.4.



Figura 1.4 Sagas Vikingas

Hay también otros vestigios en diferentes culturas antiguas, como son las sagas Vikingas, cerámica Inca, o en textos de medicina de la cultura romana, que dan muestra de la utilización de prótesis [3], además en la cultura Mexica se observa una representación (ver Figura 1.5) de Tezcatlipoca donde éste tiene una prótesis de obsidiana en la pierna derecha.



Figura 1.5 Señor del cielo Tezcatlipoca

A principios del siglo XVI el médico cirujano del ejército francés Ambroise Paré, diseñó una prótesis para amputados por arriba de la rodilla (Figura 1.6), la cual tenía conceptos de diseño de prótesis que hasta el siglo XXI siguen siendo utilizados, sin embargo su alto peso no permitió que se empleara [1].

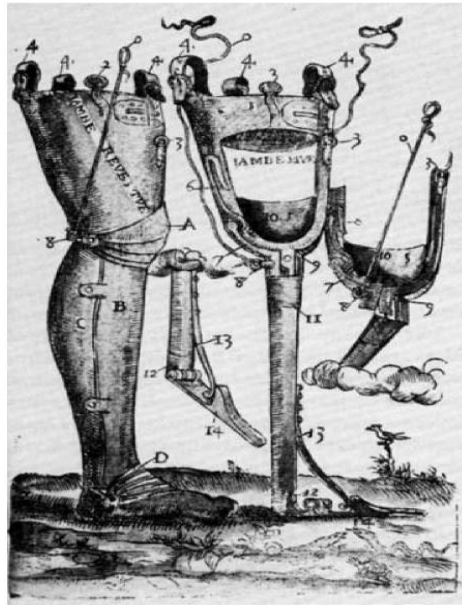


Figura 1.6 Prótesis de Ambroise Paré

En 1805 James Potts obtuvo en el Reino Unido una patente de una prótesis de pierna con un *socket* de madera, una articulación de acero para rodilla y un pie con tendones que iban desde un poco arriba de la rodilla hasta el tobillo, en 1816 Potts construyó una prótesis de pierna para el Marqués de Anglesey (Figura 1.7) [1].

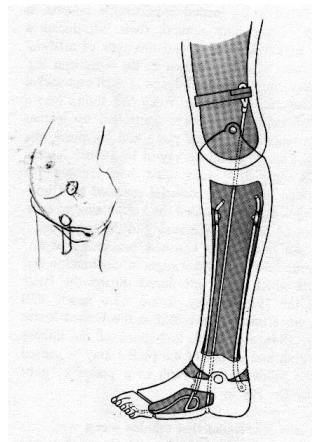


Figura 1.7 Prótesis de James Potts

En 1858 el Dr. Douglas Bly inventó y obtuvo la patente en EE. UU de una prótesis endo-esquelética de extremidad inferior que tenía articulaciones de rodilla y tobillo, lo que permitía extender y flexionar la pierna, además de la eversión e inversión del pie (Figura 1.8) [3].

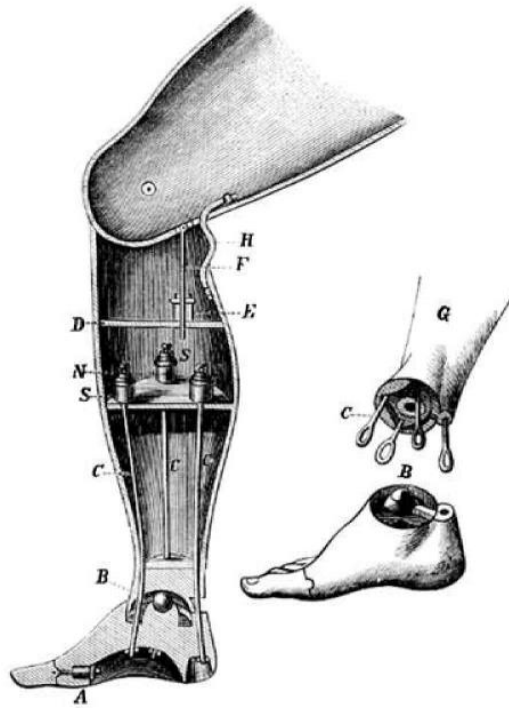


Figura 1.8 Prótesis de Dr. Bly

Fue hasta la guerra civil de EE. UU. AA. con su estimado de 30,000 amputados [4] que la ciencia y tecnología para prótesis comenzó su desarrollo, la primera guerra mundial trajo consigo la creación de la *American Prosthetics and Orthotics Association* y después de la segunda guerra mundial la necesidad de dar mejores opciones a los amputados trajo consigo desarrollos como un socket para unir las prótesis al muñón hecho en 1946 en Berkeley.

En 1975 Ysidro M. Martínez desarrolla una prótesis transtibial, pero con la gran diferencia que ya no trató de hacer una prótesis que emulara a la natural en forma, sino que buscó la funcionalidad, dando como resultado una mejor prótesis transtibial [3].

La información sobre la fibra de carbono o de algunos plásticos más resistentes fue del dominio público hasta las décadas de los años 1960 y 1970. Con ello se logró introducir el concepto de prótesis modulares haciéndolas más ligeras y resistentes. Por ejemplo una prótesis modular para amputado transfemoral consta de por lo menos cuatro partes, a saber; socket, la rodilla, una extensión para conectar la rodilla con el pie protésico y todas estas partes pueden, de manera independiente, ser utilizadas dependiendo el nivel de amputación del miembro inferior.

Aun cuando existía la idea de tener prótesis de pierna controladas electrónicamente, no es sino hasta el desarrollo y miniaturización de dispositivos electrónicos y después de muchos prototipos, que prótesis como la C-Leg (Figura 1.9) se han podido utilizar comercialmente [2].



Figura 1.9 Prótesis modular de rodilla con articulación C-Leg.

1.2 Biomecánica de la marcha humana normal

Con seguridad se puede afirmar que la mayoría de los seres humanos no son conscientes de algo tan importante para ellos como es el caminar, difícilmente se han preguntado qué hace su cuerpo para que ellos den un sólo paso.

La marcha humana es un proceso cíclico en el cual el centro de gravedad se va moviendo hacia delante por efecto del movimiento armónico de las extremidades inferiores e indirectamente con ayuda de las extremidades superiores.

La marcha de un ser humano está afectada tanto por factores internos como por factores externos, siendo los primeros las condiciones propias de la anatomía humana, el estado emocional, alguna patología o traumatismo que afecte momentánea o totalmente la marcha del que los padece, la edad, la raza, peso, etc.

Los factores externos tienen que ver con las condiciones del entorno, como el tipo de suelo donde se camina, la temperatura, las cosas que se cargan y el lugar del cuerpo donde se cargan, en general las condiciones del entorno afectan el cómo se camina.

El movimiento del centro de gravedad para una marcha humana en terreno plano fluctúa en una banda imaginaria contenida en el plano sagital (el plano sagital divide al cuerpo humano en una parte izquierda y otra derecha) de aproximadamente 5 cm [5], valores más grandes provocan que algunos músculos del cuerpo se vean forzados a compensar ese defecto y como consecuencia se ensanchan lo que implica un gasto de energía mayor.

1.2.1 Planos principales del cuerpo humano

Para ubicar un cualquier punto en el espacio son necesarias tres coordenadas, en la anatomía y por ende en la descripción de la biomecánica son necesarios tres planos como se muestra en la Figura 1.10. Si bien este trabajo está relacionado con el control, éste se está desarrollando para una prótesis de rodilla.

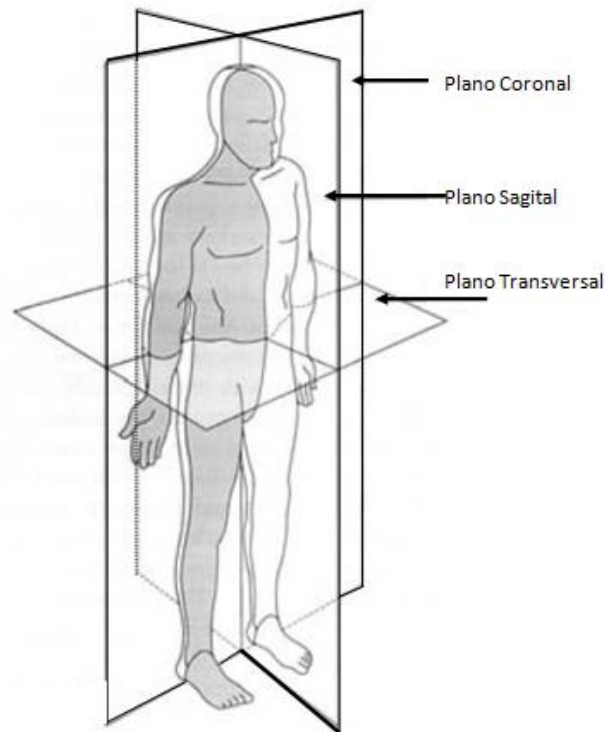


Figura 1.10 Planos anatómicos principales del cuerpo humano.

1.2.2 Parámetros de la marcha humana [5]

Siguiendo con el apartado anterior, para describir y entender la marcha humana es necesario definir algunos conceptos, los que se muestran a continuación:

Longitud de la zancada

Es la distancia que existe entre los pies, cuando un pie inicia el apoyo y el otro la fase de balanceo.

Longitud de paso

Es la distancia media entre dos puntos del mismo pie después de un paso.

Cadencia

Es el número de pasos por unidad de tiempo generalmente se mide en pasos/minuto.

Ancho de paso

Es la separación lateral entre los dos pies, normalmente varía entre 5 y 6 cm aunque en algunas patologías puede superar los 10 cm.

Ángulo del pie

Si se supone una línea recta entre los dos pies cuya dirección es la misma que la dirección de caminado, entonces el ángulo del pie es el que guarda la línea media de este con respecto al plano sagital. Normalmente es de unos 15 °.

1.2.3 Rangos de movimientos de la rodilla

Una persona sana necesita que su rodilla pueda flexionarse desde un ángulo de cero grados, donde la pierna está totalmente extendida hasta un ángulo de flexoextensión de 135° para realizar la mayoría de las tareas que se le presentan en su vida diaria como se muestra en la Tabla 1.1, la excepción son algunas posturas en algunas religiones como la musulmana y el budismo.

Tabla 1.1 Rango de movimiento de una rodilla sana, donde 0 ° se da con una pierna totalmente extendida [6].

Actividad	Rango del ángulo de flexoextensión (AFER) Nordin [°]	AFER (Mulholland) [°]
Andar	0-67	-
Subir escaleras	0-83	-
Bajar escaleras	0-90	-
Sentarse	0-93	-
Atarse un zapato	0-106	-
Elevar un objeto	0-117	-
Ponerse en cuclillas	-	111-165

Nordin (ver Tabla 1.1) considera que es necesario un ángulo de flexoextensión de la rodilla de máximo 117 ° para realizar la mayoría de las tareas en la vida diaria, sin embargo la mayoría de las prótesis comerciales están diseñadas para soportar un AFER (Ángulo de flexoextensión) mayor a 120 ° esto es corroborado por [7] y [8] donde se estudia ese ángulo para 50 pacientes. En el caso de la prótesis que se desarrolla en este proyecto ese valor es

de 140 °, con este ángulos se cubre la mayoría de los rangos de movimiento mostrados en la tabla 1.1, y cubre en parte la posición de ponerse en cuclillas, dando como resultado que el paciente pueda realizar todas las actividades de la vida diaria.

1.2.4 Fases de la marcha humana

Para su estudio, la marcha humana normal se ha dividido en dos grandes fases o etapas que en la literatura pueden denominarse de varias maneras, en este trabajo se les nombrará como:

- Fase de apoyo
- Fase de balanceo

Tabla 1.2 Ciclo de marcha humana con sus respectivos ángulos de flexoextensión de la rodilla y los músculos que actúan durante el ciclo [9]

Marcha humana normal	Balanceo derecho(Apoyo izquierdo simple)			Apoyo doble (10% del ciclo de marcha)		Apoyo Derecho		
	Inicio del balanceo	Balanceo medio	Final del balanceo	Contacto inicial del talón con el piso	El pie derecho se apoya totalmente en el piso	Apoyo medio (El dedo gordo del pie derecho despega del piso)	Apoyo final (comienza la fase de balanceo en el pie izquierdo)	Pre-balanceo (La planta del pie despega del piso)
Eventos durante el ciclo de marcha								
Ángulo de flexoextensión[°]	40	60	30	0	0-15	15	5	0
Porcentaje del ciclo de marcha	Fase de balanceo 40%			Fase de apoyo 60%				
Músculos implicados en la marcha humana								
Aductores				X	X			
Glutius medio	X	X						X
Glutius maximus	X							X
Psoas ilíaco						X		
Triceps				X	X	X	X	X
Hip abductor								
Cuadriceps	X	X			X			X
Isquiotibiales	X	X						X
Sartorio					X			

Si bien es cierto que la marcha humana es un proceso periódico, por convención, la fase de apoyo se inicia cuando el talón de un pie hace contacto con el suelo, después de lo cual el Centro de Gravedad del cuerpo Humano (CGrH) se traslada hacia adelante de tal manera que el CGrH toma como pivote el punto de apoyo del pie con la superficie, es en ese momento que el otro pie hace contacto y el pie que estaba haciendo contacto con la superficie despegas del piso comenzando así la siguiente fase de la marcha llamada fase de balanceo, como se muestra en la tabla 1.2 el porcentaje del ciclo correspondiente a la fase de apoyo es de un 60% y el 40% corresponde a la fase de balanceo, aunque a mayor velocidad de marcha el periodo de doble apoyo disminuye, siendo nulo en la carrera.

De manera muy somera la marcha se podría describir como se hizo en el párrafo anterior; sin embargo cada una de las dos fases de la marcha pueden subdividirse en otras subfases. El entendimiento detallado de estas sub-fases ayuda a tener claridad al momento de elaborar algoritmos que describan tal proceso y con ello controlar de una manera más adecuada una prótesis para el caso de personas que sufren de la pérdida o ausencia de la extremidad inferior.

Fase de apoyo

Se divide en 5 subfases o intervalos [5] y se muestra en la Figura 1.11:

1. Inicio del apoyo (El talón del pie toca el piso)
Inicia cuando el talón hace contacto con el piso, la rodilla está totalmente extendida, el dedo gordo de la pierna antagonista está a punto de despegar del piso e iniciar la fase de balanceo u oscilación.
2. El pie se apoya totalmente en el piso.
Para este momento el pie se ha apoyado totalmente en el piso la rodilla está flexionada unos 15° de tal manera que el CGrH no se eleva.
3. Apoyo medio (El trocante mayor se alinea con el centro del pie en cuestión) El cuerpo está totalmente apoyado en el pie y además el cuerpo rota con respecto al tobillo llevando adelante y hacia arriba con respecto al plano transversal el centro de gravedad.
4. Despega el talón del suelo
La planta del pie de apoyo despega del piso la rodilla tiende a flexionarse un poco (10°).
5. El pie despega del piso
La rodilla está un poco flexionada dado que el tobillo está en dorsi-flexión y buscando que el centro de gravedad no baje más allá de unos 4 o 5 *cm*.

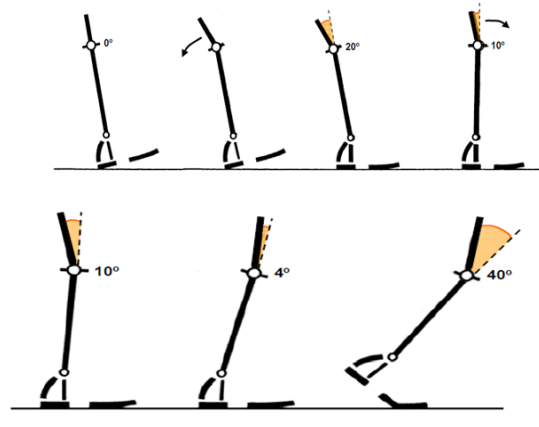


Figura 1.11 Ángulos de la rodilla durante la fase de apoyo [10]

Fase de balanceo

La fase de balanceo se divide en tres subfases, gráficamente se muestra en la Figura 1.12.

1. Rotación de la cadera. Debido al efecto del centro de gravedad que trata de ir hacia adelante y hacia abajo la cadera y con ello toda la extremidad tienen que rotar de tal manera que la pierna se encuentre lista para extenderse. Es en esta parte donde la rodilla se queda flexionada y se da una extensión del tobillo para que el pie logre pasar el piso.
2. La pierna que está en fase de balanceo pasa por enfrente de la pierna que para ese momento está en fase de apoyo; el centro de gravedad está en su punto más alto.
3. Extensión de la rodilla. Debido a que la rodilla está flexionada es necesario que ésta se extienda para que el pie quede listo para el siguiente ciclo.

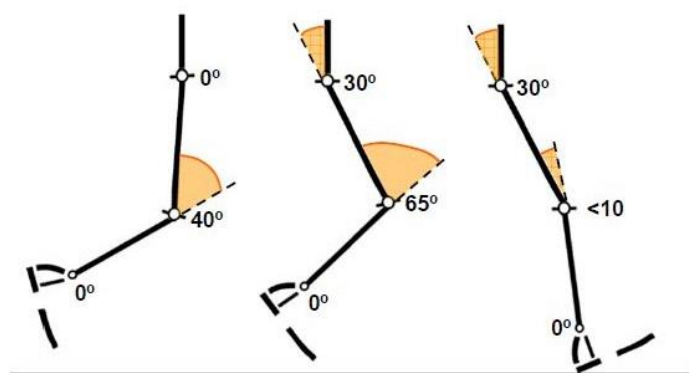


Figura 1.12 Ángulos de la rodilla durante la fase de balanceo [10]

Estado del arte

1.3 Prótesis de rodilla

Las prótesis externas de rodilla pueden clasificarse, como se muestra en el Diagrama 1.1 por su capacidad para reaccionar a su entorno, por su centro instantáneo de rotación (CIR), por el implemento utilizado para evitar que la rodilla se flexione durante la primera parte de la fase de apoyo. Esta clasificación sólo sirve para tener claridad de dónde está posicionado el diseño de prótesis que en este trabajo se presenta [11].

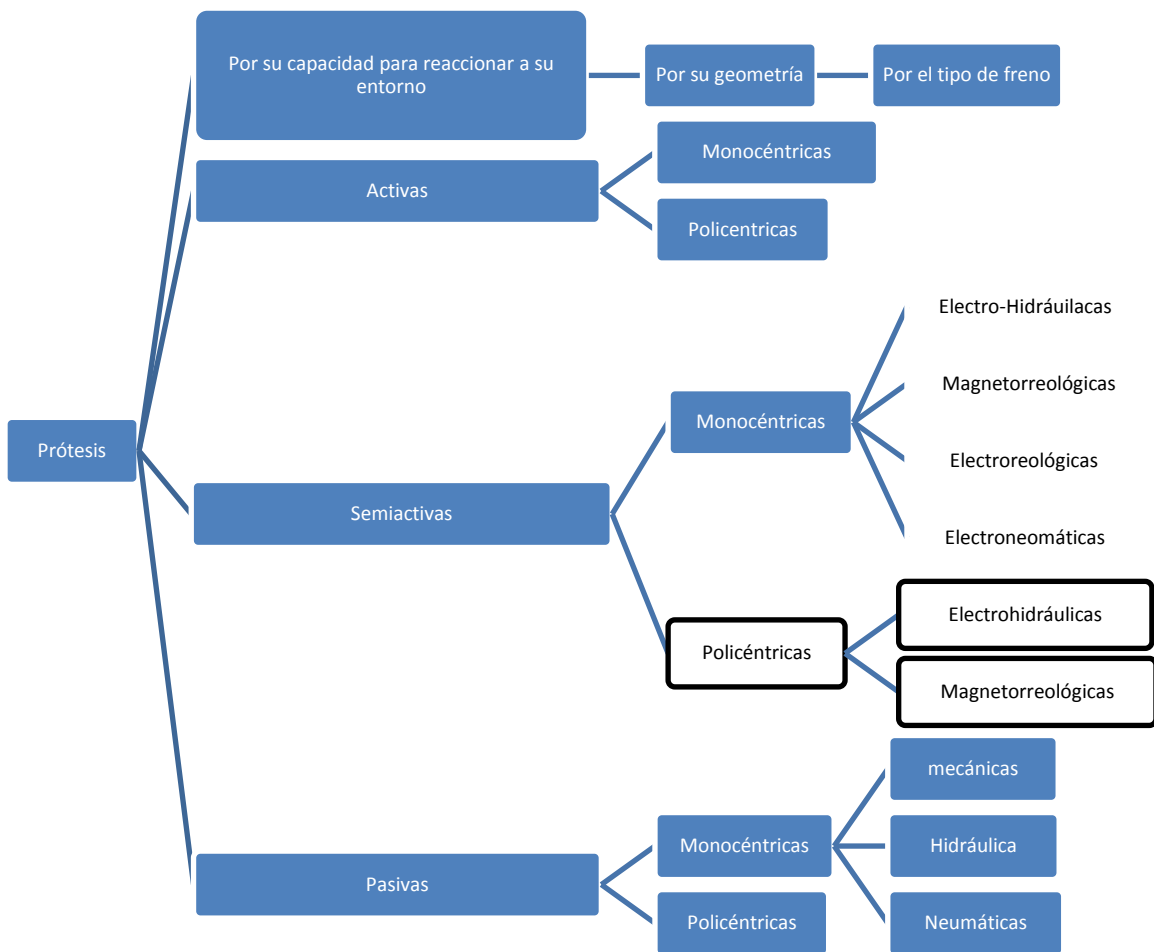


Diagrama 1.1 Clasificación de las prótesis de rodilla externas o exoesqueléticas

1.3.1 Prótesis pasivas

Mecánicas e hidráulicas

No es casualidad que hasta antes del desarrollo de sistemas microelectrónicos, la opción para el desarrollo de prótesis haya sido utilizar dispositivos mecánicos. Este tipo de prótesis tiene como característica que se trata de un elemento netamente pasivo, es decir, que no se le pueden variar sus características mecánicas de acuerdo a las condiciones de marcha, esto provoca que el paciente no pueda cambiar de entorno sin que ello repercuta en un funcionamiento de su prótesis.

Aún con esta deficiencia, existen muchos tipos de prótesis mecánicas que pueden suplir en parte las funciones de marcha, estas se pueden dividir por el mecanismo en que se basan, en dos grandes grupos: monocéntricas y policéntricas.

Monocéntricas

Una prótesis mono-céntrica tiene un sólo eje de rotación como se muestra en la Figura 1.13, como una puerta, rota alrededor del eje de una bisagra, con la diferencia que contiene un elemento amortiguador y un resorte que ayudan a absorber la energía durante la fase de apoyo y extender la prótesis durante la fase de balanceo. Su mecanismo básico es un triángulo donde dos de sus lados son constantes y uno de ellos (generalmente un amortiguador) varía proporcionalmente al ángulo de flexoextensión.



Figura 1.13 Prótesis de rodilla tipo monocéntrica

Policéntricas

En realidad el movimiento que describe la articulación de la rodilla no está definido por un eje de rotación como lo establece el modelo más básico que utilizan los médicos,

además de rotar alrededor de un eje perpendicular al plano sagital se desplaza en el mismo plano, por lo que su centro de rotación no es único. Luego, con las prótesis tipo policéntricas (Figura 1.14y Figura 1.15) se busca emular el desplazamiento de una rodilla sana en el plano sagital.

Una característica importante de este tipo de rodillas artificiales es que en vez de flexionarse cuando son sometidas a carga en la fase de apoyo, estas tienden a extenderse, dado que la línea de carga que se forma al unir el talón con la cabeza del fémur, pasa por enfrente del CIR de la prótesis como se puede ver en la Figura 1.15.



Figura 1.14 Rodilla policéntrica basada en un mecanismo de 4 barras en líneas negras.

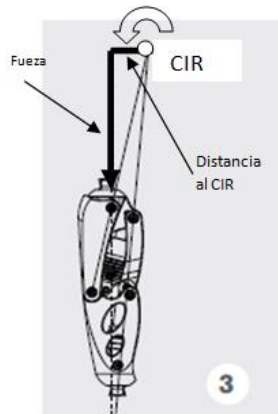


Figura 1.15 Centro instantáneo de rotación (Otto bock 3R60)

1.3.2 Prótesis de rodilla semiactivas (controladas artificialmente)

Un sistema de control semiactivo no puede proporcionar energía al sistema. Pero a través de este se pueden cambiar algunas propiedades del sistema como la rigidez de la estructura y su capacidad de amortiguamiento [12] y [13].

Siguiendo con el párrafo anterior, se entenderá como una prótesis semiactiva, aquella cuyo actuador no inyecta energía sobre el sistema, sino que es capaz de disipar de una manera controlada la energía generada por una carga aplicada al actuador dentro de la prótesis.

Lo anterior quiere decir que la energía que entra al sistema es provista por el paciente que utiliza la prótesis y es disipada de una manera controlada por el mismo, a diferencia de las prótesis pasivas que sólo la disipan y de las prótesis activas que de alguna manera inyectan energía al sistema en la fase de balanceo sin que esto de la capacidad a la prótesis para extender la rodilla cuando existe carga plena (ver Figura 1.16).

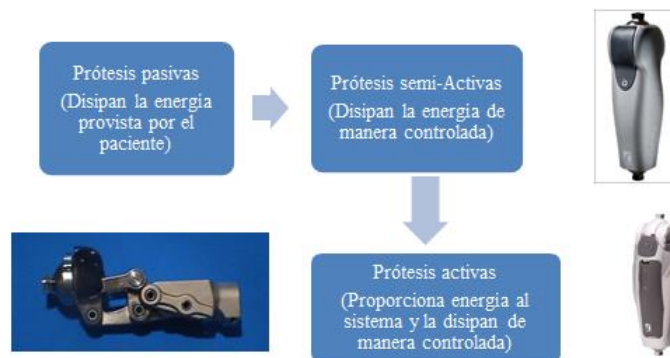


Figura 1.16 Tipos de prótesis según como disipan la energía, no controlada y controladas

1.3.3 Comparación entre distintas prótesis semiactivas

En el mercado existen al menos cinco modelos de prótesis que son controladas artificialmente. Cuatro utilizan un mecanismo tipo monocéntrico (ver Figura 1.13) con el cual se realiza la flexoextensión. Uno de ellos utiliza un mecanismo tipo policéntrico de cinco barras. Su masa varía entre 1050 y 1630 g como se muestra en la tabla 1.3. También están diseñadas para un rango de actividad bajo hasta uno alto. Esto significa que el usuario o paciente puede, hacer tareas como estar sentado o caminar en casa hasta realizar actividades como salir a caminar en calle a manera de ejercicio.

Es de señalar que no existe un estudio donde se defina el peso que debe tener la prótesis de rodilla en relación con el peso de la persona, sin embargo se busca que el peso sea el menor posible, considerando que el igualar el peso del miembro sano es inadecuado debido a que ya no se tiene toda la maquinaria biológica con la que cuenta la rodilla de un paciente sano.

De las seis prótesis mostradas en la Tabla 1.3, cinco de ellas comerciales y una en desarrollo son consideradas inteligentes, sin embargo sólo una de ellas, Rheo-Knee (ver Figura 1.17) es capaz de adaptarse al entorno sin la necesidad de que un técnico protesista realiza adecuaciones. Todas las prótesis están diseñadas para pesos de pacientes que rondan los 100 kg.



Figura 1.17 Prótesis Rheo-Knee de Ossur




Algo importante en una prótesis es el rango de flexoextensión el cuál debe ser de al menos 120° cuando la cadera está en extensión total, sin embargo para algunas tareas como la posición en cuclillas se necesitan ángulos que rondan los 140° [6].




Otro aspecto no menos importante es la independencia energética de las prótesis, la cual debe ser de al menos un día, aunque algunas prótesis logran hasta dos días, menores tiempos de independencia ocasionan problemas al paciente debido a que este tiene que estar recargando la prótesis, dando como resultado, que el paciente tenga que adecuar sus actividades a la prótesis y no al contrario, como debe ser.

En este apartado se hizo una revisión de la biomecánica de la marcha, sus fases o etapas, los ángulos de flexoextensión que una persona sana alcanza, derivado de esto se presenta en una Tabla 1.3 distintos tipos de prótesis y alguna de sus características. De aquí se puede resaltar que las mejores prótesis son aquellas que son controladas artificialmente, más aún son prótesis que sensan su entorno, se adaptan a esa condición y al paciente.

En el apartado siguiente, se mostrará la teoría de la lógica difusa, que es en la que basa este trabajo y que tiene como una de sus características, que se pueden construir controladores adaptables y robustos.

Tabla 1.3 Comparativa entre distintas prótesis semiactivas de rodilla

Nombre de la prótesis	Tipo de mecanismo y actuador	Ángulo máximo de Flexión [°]	Peso [g]	Sistema de control	Peso máximo del paciente que soporta g	Independencia hr	Uso	Frecuencia Muestras/s
C-Leg	Monocéntrica Electro-hidráulica 	125	1236	No adaptable	124.7	45	Moderado - alto	50
Rheo-Knee	Monocéntrica Magnetorreológica 	120	1630	Adaptable	100 máximo	24-48	Bajo - moderado	1000
Smart adaptive	Monocéntrica Hidráulica y neumática 	140	1360	Adaptable	124.7	40-45	Moderado - altoAlto	62.5

Nombre de la prótesis	Tipo de mecanismo y actuador	Ángulo máximo de Flexión [°]	Peso [g]	Sistema de control	Peso máximo del paciente que soporta g	Independencia hr	Uso	Frecuencia de muestreo
SLK	Policéntrica Electro-Neumática 		-	Adaptable	No disponible	-	-	No disponible
Prolite Smart Magnetix	Magnetorreológica Monocéntrica 		-	No-Adaptable	No disponible En desarrollo	-	-	No disponible
Plié	Hidráulica Monocéntrica 	125	1050	Adaptable	125	48	-	1,000

1.4 Lógica difusa

1.4.1 Historia de la lógica difusa

El concepto de conjuntos difusos o borrosos fue introducido en la década de los 60 por Lotfi A Zadeh en un artículo denominado “Fuzzy sets” [14] en este artículo se presenta de manera formal las matemáticas relativas a los conjuntos difusos, que características tienen, la manera de realizar operaciones con estos etc.

Zadeh va más allá de la lógica clásica donde un objeto sólo puede pertenecer sólo a un conjunto a la vez, e introduce el concepto de pertenencia, es decir, que un objeto puede ser parte de distintos conjuntos a la vez, sólo que ahora tal objeto tiene un grado de pertenencia distinto para cada uno de los conjuntos en los que está inmerso.

En lógica difusa las afirmaciones no son falsas ni verdaderas completamente sino que una afirmación puede ser falsa o verdadera al mismo tiempo [15].

La lógica difusa permite pasar de enunciados cualitativos cómo “un objeto es muy grande” a valores numéricos, los cuales pueden ser utilizados en la ingeniería.

1.4.2 Definición de un conjunto difuso

Sea X un espacio de puntos u objetos, cuyo elemento arbitrario se denota por x .

$$X = \{x\}$$

Un conjunto difuso A de X estará determinado por una función de membresía o pertenencia

$\mu_A(x)$ donde a cada elemento del conjunto se le asocia un valor real del intervalo $[0,1]$ [14] [16] [17]

Nótese, que un miembro de un conjunto difuso puede pertenecer a varios conjuntos difusos, esto es una de las diferencias principales con los conjuntos clásicos donde un miembro de un conjunto sólo puede pertenecer a uno y sólo a un conjunto, aún con esto, un conjunto con lógica clásica sólo es un subconjunto de un conjunto difuso en el cual sus miembros sólo pueden tomar valores de cero y uno, es decir que pertenecen o no pertenecen al conjunto.

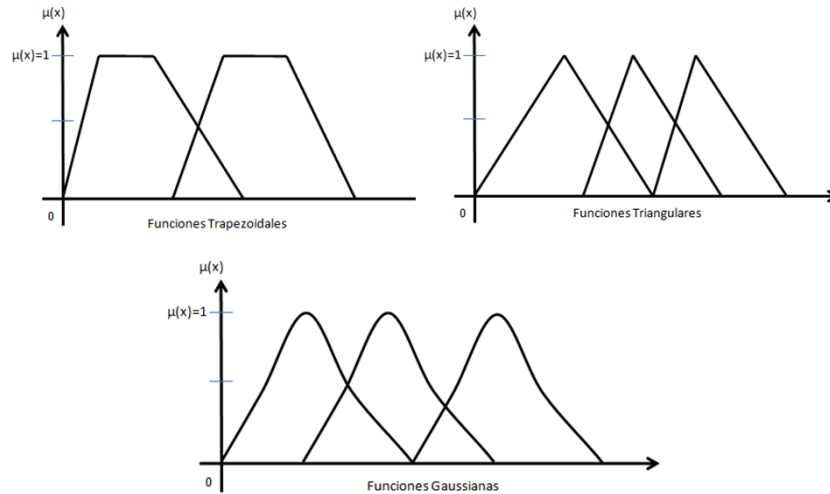


Figura 1.18 Funciones de pertenencia de uso generalizado

Como antes se mencionó una función de membresía es la que determina el peso de cada miembro del conjunto, esta puede variar en el intervalo cerrado de 0 a 1. Gráficamente la función puede ser expresada como se muestra en la Figura 1.19, en dicha figura se presenta un ejemplo del conjunto difuso que representa a un grupo de personas y se divide en tres subconjuntos donde una persona puede ser de estatura: baja, mediana y alta, las funciones difusas son de tipo triangular y trapezoidal.

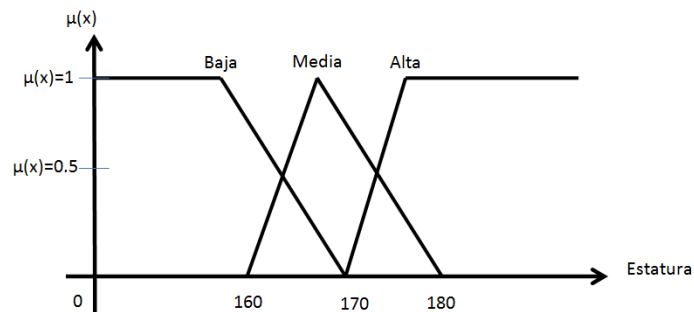


Figura 1.19 Función de membresía o pertenencia para el conjunto que define la estatura de un grupo de personas

1.4.3 Operaciones con conjuntos difusos

Las operaciones básicas o estándar entre conjuntos difusos están definidas como sigue:

$$\mu_{A \cap B}(x) = \min(\mu_A(x), \mu_B(x))$$

$$\mu_{A \cup B}(x) = \max(\mu_A(x), \mu_B(x))$$

$$\mu_{\bar{A}}(x) = 1 - \mu_A(x)$$

Los sistemas de control difuso permiten describir el conjunto de reglas que utilizaría un ser humano que controlase el proceso, con toda la imprecisión que poseen los lenguajes naturales y, sólo a partir de estas reglas, generan las acciones que se realizan en el control. [18] [15]

El control difuso establece el algoritmo de control del proceso como un conjunto de relaciones difusas entre las variables de entrada del sistema, con el que se condiciona el proceso que va a ser controlado y con ello las salidas del sistema expresadas en valores numéricos exactos.

El controlador en si se expresa como un conjunto de expresiones:

SI condiciones ENTONCES acciones o consecuencia

en las que las variables, toman valores lingüísticos y aparecen oraciones difusas. Por ejemplo:

SI temperatura es pequeña Y humedad baja ENTONCES inyecte mucha energía

SI temperatura es pequeña Y humedad alta ENTONCES inyecte poca energía

Estas expresiones son las reglas de control difuso, y en el diseño de un controlador difuso está enfocado en generar tales reglas que gobernarán al sistema.

Los controladores difusos están formados por grupos de reglas y actúan de la forma siguiente: Cuando se les proporciona el valor actual de las variables de entrada se obtiene el valor de las variables de salida, calculado mediante un método de inferencia difusa.

Es de notar en las reglas difusas ciertas operaciones como AND y OR difusas, tales operaciones se realizan como sigue. Sean los conjuntos A y B cuyas funciones de pertenencia están representadas en la Figura 1.20:

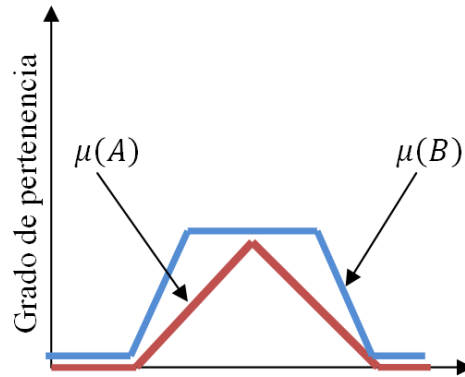


Figura 1.20 Función de membresía $\mu(A)$

La operación $\mu(A) \text{ AND } \mu(B)$, $\mu(A) \text{ OR } \mu(B)$ y $\overline{\mu(B)}$ se expresa en las Figura 1.21a, Figura 1.21b, Figura 1.21b y Figura 1.21d, como:

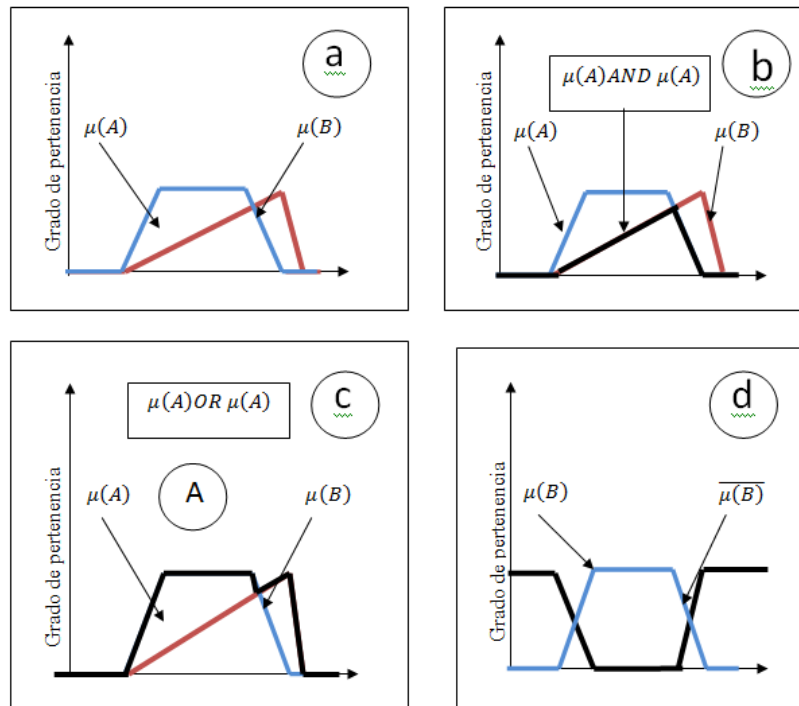


Figura 1.21 Operaciones básicas para conjuntos difusos

1.4.4 Componentes de un controlador difuso

Una de las aplicaciones más importantes de la lógica difusa son los controladores difusos, en los cuales, a diferencia de los controladores basados en modelos que usan ecuaciones diferenciales para describir, el sistema utilizan un experto el cual provee esos valores que describen el sistema, estos datos pueden ser obtenidos por medio de la

experimentación, modelos matemáticos aproximados o también a través del aprendizaje del sistema de control, esto último se logra cuando al controlador difuso se le agrega una red neuronal, la que permite que el sistema vaya aprendiendo a través del tiempo.

Un controlador difuso se compone de cuatro elementos [19] como se muestra en la Figura 1.22 con funciones bien definidas, estos son:

- Fusificador,
- Máquina de inferencia,
- Experto y
- Defusificador

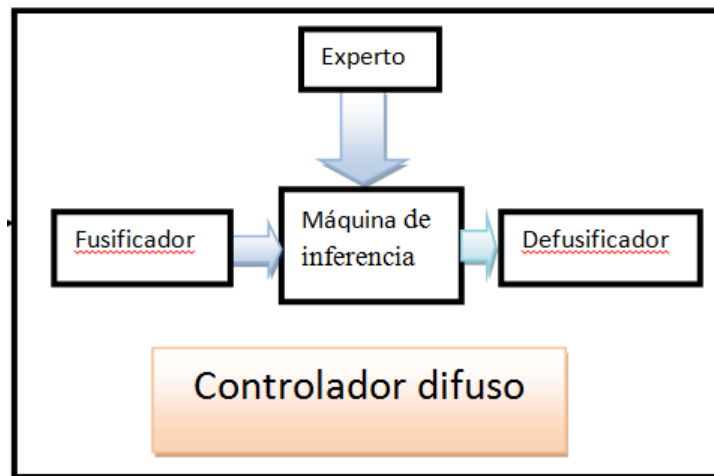


Figura 1.22 Controlador difuso y sus elementos que lo componen

A continuación se hace una breve descripción del funcionamiento de cada uno de los elementos del controlador difuso.

Fusificador

Se encarga de transformar los valores de la señal de entrada en valores difusos para que estos puedan ser manipulados por el operador o máquina de inferencias lingüísticas. Tal procedimiento se realiza utilizando unas funciones de membresía en las cuales a cada valor de entrada se le asigna un valor de pertenencia o membresía al conjunto difuso. Un ejemplo muy usado es definir qué tan caliente o fría es la temperatura en un lugar, es decir el concepto de frío o caliente depende de la persona que lo esté diciendo y con ello al ambiente al que esa misma persona está acostumbrada a vivir. Para saberlo definiremos las funciones de membresía para la temperatura en un ambiente dado (Figura 1.23) el cual se divide en:

Temperatura muy baja

Temperatura baja

Temperatura media

Temperatura alta

Temperatura muy alta

El rango de variación de la temperatura será de 0 °C a 50 °C

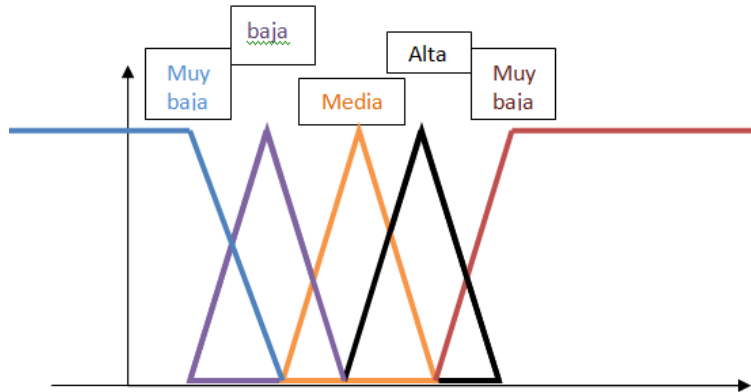


Figura 1.23 Conjunto difuso para un rango de temperaturas

Experto

En esta parte del controlador están depositados los datos referentes al comportamiento dinámico de la planta o de todo el sistema. El experto es una parte importante de un controlador difuso, ya que con él se puede hacer más eficiente el funcionamiento del microprocesador.

Máquina de inferencias

Aquí es el lugar donde se describe el conjunto de reglas lingüísticas con el que el sistema tomará las decisiones.

Haciendo un símil con el ser humano donde su vida está llena de decisiones que debe tomar, estas acciones se llevarán a cabo tomando en cuenta las condiciones del entorno, la experiencia a lo largo de la vida y los procesos deductivos de un ser humano.

Decidir entonces implica elegir entre un cúmulo de alternativas que lleven a un resultado que puede ser el esperado o no. Lo que dependerá en gran medida de lo dicho en el párrafo anterior.

La máquina de inferencias entonces contiene todas las reglas que gobernarán el controlador difuso de tal manera que la mayor parte del diseño de un controlador difuso se encuentra en esta parte.

Defusificador

Su función es transformar variables difusas a valores numéricos, los cuales son utilizados para realizar la acción de control deseada. Los métodos más utilizados son el del centroide y el de una función asociada.

En el primer caso y después de que se genera el conjunto difuso de salida proveniente de la máquina de inferencia, se calcula el centroide del conjunto difuso de la salida, este valor tendrá asociado un valor de membresía pero también estará asociado a un valor no difuso a la salida. Este valor puede ser utilizado para realizar la acción de control pertinente.

El segundo caso el cálculo del valor de salida estará asociado a una función lineal que depende enteramente de las entradas.

Métodos para defusificar

1. Valor máximo: Dada la salida se toma el valor máximo de la salida como se muestra en la Figura 1.24, esto con la idea de sacar el valor cuyo peso sea el más alto, sin embargo en algunos casos la salida tiene varios valores cuyos pesos son los mismos.

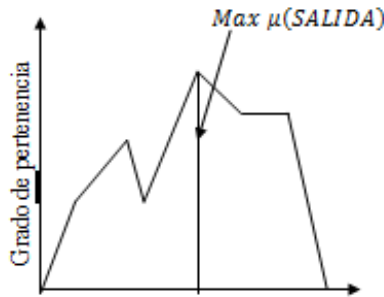


Figura 1.24 Valor máximo

2. Método del centroide: Dada la salida mostrada en la Figura 1.25 el método calcula el centroide o centro de gravedad de la figura en la dirección del eje x el cual será el valor de la salida en términos de un sólo valor.

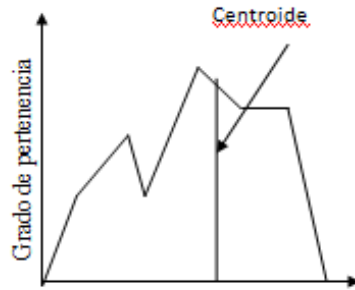


Figura 1.25 Método del centroide

3. Método de los pesos ponderados: Dada la salida mostrada en la Figura 1.26, se hace la suma ponderada de todos los valores de la salida, el resultado es el valor deseado y matemáticamente se calcula como sigue:

$$x = \frac{\sum \mu(x_i)x_i}{\sum \mu(x_i)}$$

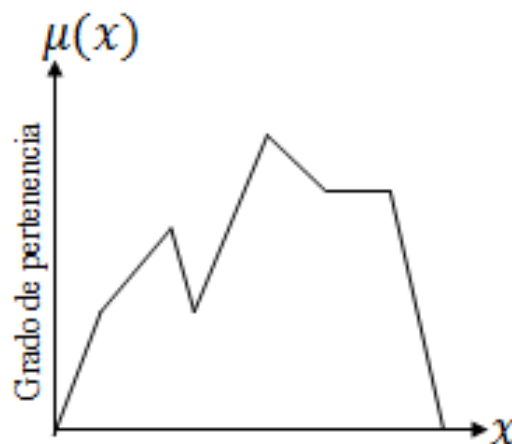


Figura 1.26 Pesos Ponderados

1.4.5 Tipos de controladores difusos

En este apartado se presentan los dos tipos de controladores difusos más utilizados.

Mamdani

Este tipo de controlador es el más utilizado debido a la intuitividad, fue propuesto por Mamdani en 1975 [20].

1. Se determinan las entradas y las salidas
2. Se definen las funciones de pertenencia asociadas a cada una de las entradas y salidas.
3. Se definen las reglas difusas que servirán para saber cómo se combinarán las entradas y salidas, este paso es el más importante ya que una buena definición de las reglas hará un controlador más adecuado.
4. Se determina cómo se combinarán las consecuencias y por ende cómo quedará la salida
5. Se define en método de inferencia difusa, en este caso se utiliza el método del centroide.

Gráficamente el método está planteado en la

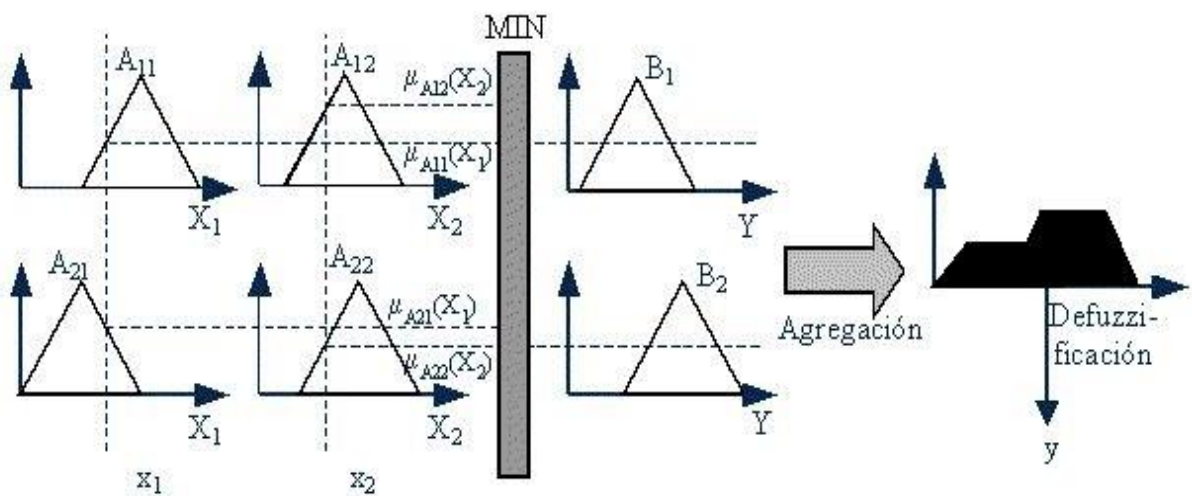


Figura 1.27 Controlador de Mamdani y su proceso.

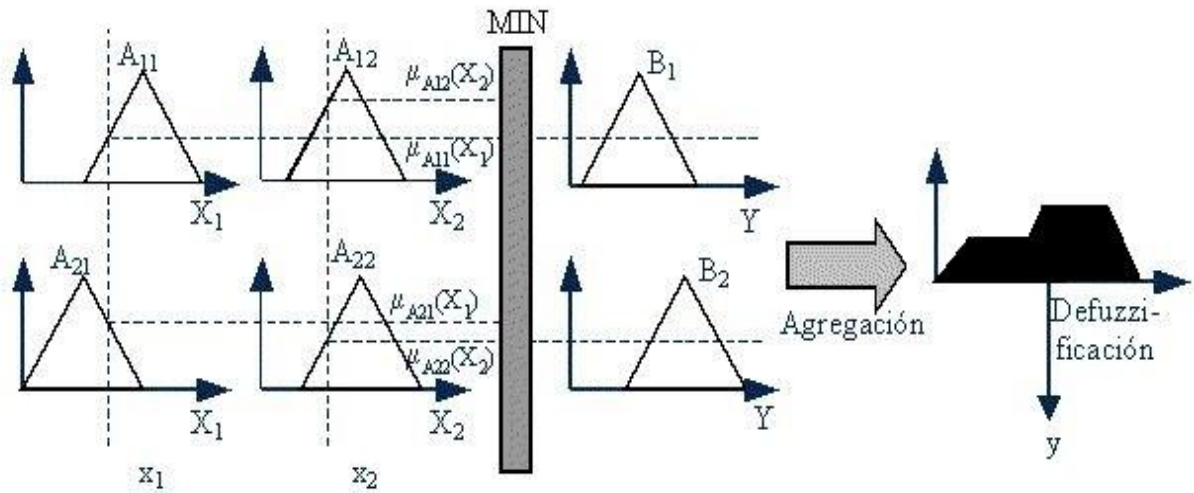


Figura 1.27 Controlador de Mamdani y su proceso

Takagi-Sugeno [21] [15] [19]

El modelo de TSK fue propuesto por Takagi, Sugeno y Kang en donde el antecedente está conformado por reglas lingüísticas como en el modelo propuesto por Mamdani y el consecuente está conformado por funciones que depende de las variables de entrada. Las reglas se expresan de la manera siguiente:

$$\text{IF } X_1 \text{ es } A \text{ AND } X_2 \text{ es } B \text{ THEN } Z = f(X_1, X_2)$$

Generalmente la función de salida es un polinomio que está en función de X_1 y X_2 , en general x y para un número N de entradas el modelo TSK se puede expresar como sigue:

$$R_i: \text{IF } x_1 \text{ es } A_{i1} \text{ AND } x_2 \text{ es } A_{i2} \text{ AND } \dots \text{ AND } x_n \text{ es } A_{in} \text{ THEN } f_i(x_1, x_2, x_3, \dots, x_i),$$

$$i = 1, 2, 3, \dots, n$$

$$R_i: \text{IF } x_1 \text{ es } A_{i1} \text{ AND } x_2 \text{ es } A_{i2} \text{ AND } \dots \text{ AND } x_n \text{ es } A_{in} \text{ THEN } f_i(x_1, x_2, x_3, \dots, x_i),$$

$$i = 1, 2, 3, \dots, n$$

$$f_1, f_2, f_3, \dots, f_n \text{ son funciones } X = X_1, X_2, X_3, \dots, X_k \quad A_i = \bigwedge_{j=1}^k A_{kj}$$

La salida del sistema está dada como una medida ponderada de todas las reglas y se calcula como en la siguiente ecuación:

$$R(x) = \frac{w_1(x)f_1(x) + w_2(x)f_2(x) + w_3(x)f_3(x) + \dots + w_n(x)f_n(x)}{w_1(x) + w_2(x) + w_3(x) + \dots + w_n(x)}$$

De manera esquemática el proceso para dos entradas se representa en la Figura 1.28.

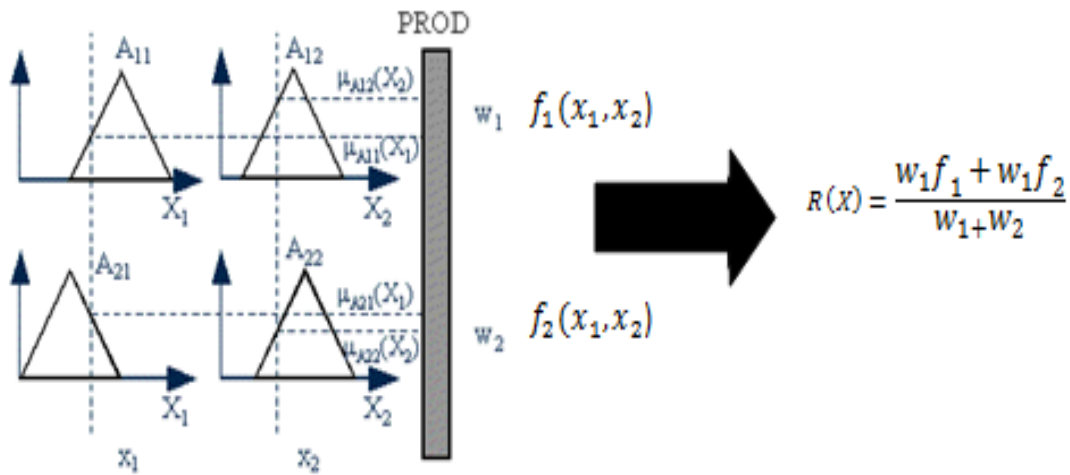


Figura 1.28 Diagrama del controlador TSK

Una ventaja importante de este controlador difuso es que es más fácil utilizar una computadora para realizar los proceso de inferencia, basta con decir que en el apartado siguiente se une el modelo TSK con una red neuronal.

Esta ventaja favorable para la implementación, hace que se haga difícil para una persona que desea entender las reglas por sí mismas, esto porque los consecuentes ya no son etiquetas lingüísticas como “mucho”, “poco” o “nada”, sino que son funciones lineales.

1.4.6 ANFIS (Adaptative Neural Fuzzy Inference Systems)

Uno de los problemas que existen en el diseño de controladores difusos es saber cuáles son las reglas que normarán el controlador difuso (predecir la salida como una acción de control en términos de las entradas del controlador), la solución puede ser dada por medio de un experto que propone las reglas con base en su experiencia y que afina el sistema por medio de prueba y error, o por algoritmos que de forma sistemática realizan dichas tareas, por tales motivos en 1996 Jyh-Shing Roger Jang proponen una red neuronal basada en el modelo del controlador difuso propuesto por Takagi, Sugeno y Kang. Como se muestra en la figura 1.28 ANFIS consta de cinco capas, cada una de estas capas es uno de los pasos que se emplean para calcular la salida en el modelo TSK, la red mostrada en la Figura 1.29 consta de dos entradas aunque se puede generalizar para n-entradas [22][21].

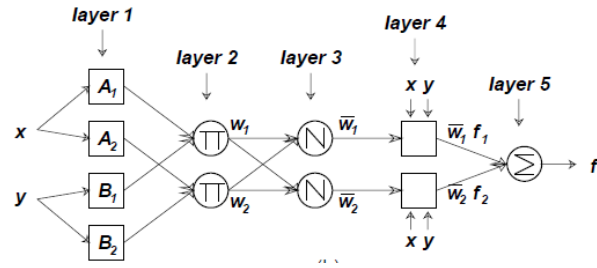
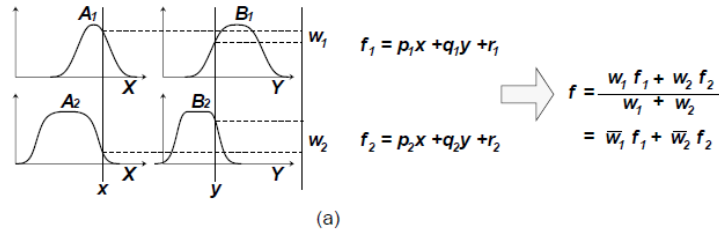


Figura 1.29 Comparación entre TSK y ANFIS

Capa 1

Para cada nodo en la capa 1 corresponde una función de pertenencia expresada como sigue:

$$O_i^n = \mu_{A_i}(x_i) \quad i = 1, 2, 3, \dots, n$$

Donde x es la entrada para cada uno de los nodos i y A_i son los niveles lingüísticos para las entradas, es decir a cada nodo corresponderá una función de pertenencia.

$$\mu_{A_i}(x) = \frac{1}{1 + \left[\left(\frac{x - c_i}{a_i} \right)^2 \right]^{b_i}} \quad i = 1, 2, 3, \dots, n$$

Donde (a_i, b_i, c_i) son parámetros de la función de pertenencia que se elija.

Capa 2

En esta capa cada nodo tiene la tarea de multiplicar todas las entradas del sistema, es decir multiplica las funciones de pertenencia:

$$w_i = (\mu_{A_i}(x_1)) * (\mu_{A_i}(x_2)) * (\mu_{A_i}(z)) *, \dots, * (\mu_{A_i}(x_n)) \quad \text{tal que } i = 1, 2, 3, \dots, n$$

Capa 3

En esta capa los valores w_i calculados en la capa anterior son normalizados como se muestra en la siguiente ecuación:

$$\bar{w}_i = \frac{w_i}{w_1 + w_2 + w_3 + \dots + w_n} \text{ donde } i = 1, 2, 3, \dots, n$$

Capa 4

A cada nodo de esta capa le corresponde le corresponde multiplicar el valor \bar{w}_i correspondiente a cada nodo de la capa anterior por la función de salida asociada a cada uno de los nodos:

$$O_i^n = \bar{w}_i * f_i = \bar{w}_i * (x_1 * p_{1i} + x_2 * p_{2i} + x_3 * p_{3i} + \dots + x_n p_{ni}) \quad \text{donde } i = 1, 2, 3, \dots, n$$

Capa 5

En esta última capa los valores obtenidos en la capa anterior se suman, dando como resultado la salida del sistema.

$$O_i^n = \sum_i \bar{w}_i * f_i = \frac{\sum_i w_i * f_i}{\sum_i w_i}$$

Con estas cinco capas se conforma una herramienta para generar modelos inversos, que a la vez es un modelo difuso que sirve para identificación de sistemas.

ANFIS es una red neuronal difusa que funciona como un aproximador universal, por lo que sirve como herramienta poderosa para diseñar un controlador difuso para la prótesis de rodilla policéntrica.

Capítulo 2

Requerimientos, especificaciones y diseño conceptual

En el capítulo que se presenta a continuación, quedarán definidos los requerimientos y las especificaciones asociadas, con éstas se hará una propuesta conceptual del controlador para la prótesis de rodilla.

2.1 Requerimientos

Clientes potenciales

Dado que se trata de una prótesis externa de rodilla, los clientes potenciales son los pacientes con amputación transfemoral hasta el tercer nivel electivo o pacientes con ausencia de la pierna hasta el mismo nivel que en la amputación.

Se han identificado las siguientes necesidades:

- Que sea ajustable a variaciones de la velocidad de marcha

Una de las deficiencias principales de las prótesis pasivas es que no tienen la capacidad de ajustarse a una variación en la velocidad de marcha, esto provoca que el paciente se vea limitado y, por ende, sus actividades se ven restringidas.

- Que le permita al paciente bajar escaleras y rampas

Esta función de la prótesis promueve que el paciente pueda tener más actividades, si se toma en cuenta que en su estado (amputación) no puede deambular por cualquier parte, ya que se ve limitado cuando se encuentra con obstáculos como: bajar o subir rampas, escaleras o simplemente con la guarnición de la banqueta.

- Que funcione igual cuando cargue algo

Cualquier persona se ve en la necesidad de cargar un objeto de cierto peso y su cuerpo reacciona a esa carga, sin embargo una persona amputada que tiene una prótesis pasiva está limitada porque su dispositivo protésico fue diseñado para una carga bien definida, lo que lo obliga a no cargar tanto si su prótesis es para marcha abundante o caminar poco si su prótesis fue diseñada para cargar mucho.

- Que consuma poca energía

El hecho de que una prótesis semiactiva no pueda ser utilizada por la falta de energía da como resultado una prótesis ineficiente, por ello es necesario que al menos la batería tenga la suficiente energía para un día.

- Que se logre un paso natural

El ideal de cualquier prótesis de rodilla es ayudar al paciente a que no se note que este lleva puesta una prótesis, sin embargo las prótesis pasivas no lo logran, luego, es importante que la prótesis de rodilla que aquí se diseña provea al paciente de un paso natural o al menos cercano en su cadencia.

- Que no canse

Uno de los problemas de las prótesis pasivas es que provocan que el paciente se canse mucho, ello se debe a que no es eficiente en las distintas fases de la marcha, lo que implica que el paciente tenga que usar distintos músculos para controlar la prótesis.

- Que no falle y/o descomponga

Este requerimiento es muy importante para el paciente, ya que siempre esperará de su producto que este no falle cuando se esté utilizando.

- Que se adapte a las condiciones de su entorno.

Esto tiene que ver con que la prótesis reaccione a distintas condiciones de marcha, lo que implica que se ajuste a ambientes distintos: suelos duros y planos, suelos pedregosos etc.

2.2 Especificaciones de diseño

Las especificaciones de diseño son la traducción de los requerimientos dados en un lenguaje coloquial a valores acotados, sirven como base para saber qué tan cercano está el diseño final con respecto a lo que se deseaba obtener, en este apartado se mostrarán las especificaciones necesarias para que el controlador y la prótesis al final cumplan con los requerimientos explicados en el apartado anterior.

Adaptable a variaciones de la velocidad de marcha

Para esta necesidad será necesario que la prótesis y por ende el controlador estén diseñados de tal manera que el paciente pueda variar la velocidad desde estar quieto a una marcha normal, es decir, que soporte variaciones desde 0 hasta los 5.5 *km/h*.

Adaptable a variaciones de carga

Para que el sistema cumpla con este requerimiento deberá ser capaz de adaptar el sistema a cargas que van desde el peso del paciente más el del sistema protésico hasta 20 *kg* más. Es necesario aclarar que el sistema mecánico está diseñado para soportar pacientes cuyo peso no exceda los 120 *kg*.

Eficiencia del sistema

El sistema será aceptable si el centro de gravedad del paciente tiene variaciones menores al 10%. Es decir, el centro de gravedad deberá estar dentro de una banda contenida en el plano sagital cuya amplitud no rebase 55 *mm* como se muestra en la Figura 2.1.

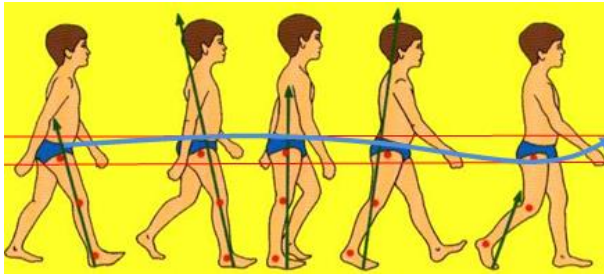


Figura 2.1 Variación del centro de gravedad del cuerpo humano durante la marcha

Bajar escalones y pendientes

El sistema estará diseñado para librar en bajada escalones con un peralte de 25 cm como máximo y rampas de máximo el 20%.

Paso natural

El hecho de que el sistema cumpla con la eficiencia deriva en que para ello el paso debe ser lo más cercano a lo natural.

Entradas del controlador

A continuación se especificarán las características básicas de las señales de entrada al controlador, teniendo en consideración que no es en esta parte del trabajo que se propusieron, sino que esto se hizo en el diseño conceptual que se presenta más adelante, sin embargo, aquí se tratarán las características básicas que deberán cumplir los sensores encargados adquirir las señales.

En general, el sistema deberá soportar cualquier señal proveniente de los sensores cuya amplitud deberá ser de menos de 12 V pico a pico, además los sensores (a excepción del sensor para la SAS) deberán soportar frecuencias mayores a 200 Hz.

Para cada una de las entradas, su sensor asociado deberá ser capaz de medir:

- Un ángulo de flexo-extensión de la rodilla (AFER) de 0 a 140 [°]
- Una fuerza sobre la prótesis de rodilla (FAR) de al menos 1.5 veces el peso del cuerpo humano.
- Capaz de medir velocidades de marcha (VM) mayores a 5.5 Km/h
- Capaz de medir velocidades verticales (VV) mayores a 9.81 m/s
- La señal de apoyo sensorial (SAS) esta es una señal proveniente de la activación de los músculos, la cual tiene un rango de frecuencia de entre 50 y 150 Hz, esto quiere decir que al menos debe muestrear a 300 Hz

Salida del controlador

Al igual que en la entrada el sistema deberá ser capaz de enviar datos al AMR a por lo menos 200 Hz.

2.3 Diagrama funcional de la prótesis de rodilla

En la Figura 2.2 se presenta el diagrama funcional de la prótesis, el cual está conformado por 13 funciones, de todas estas, la función sobre la que se trabajará en esta tesis será la de controlar la prótesis.

Se hablará brevemente de cada una de ellas, con el fin de tener claridad de los elementos necesarios a desarrollar, para que la prótesis se pueda controlar.

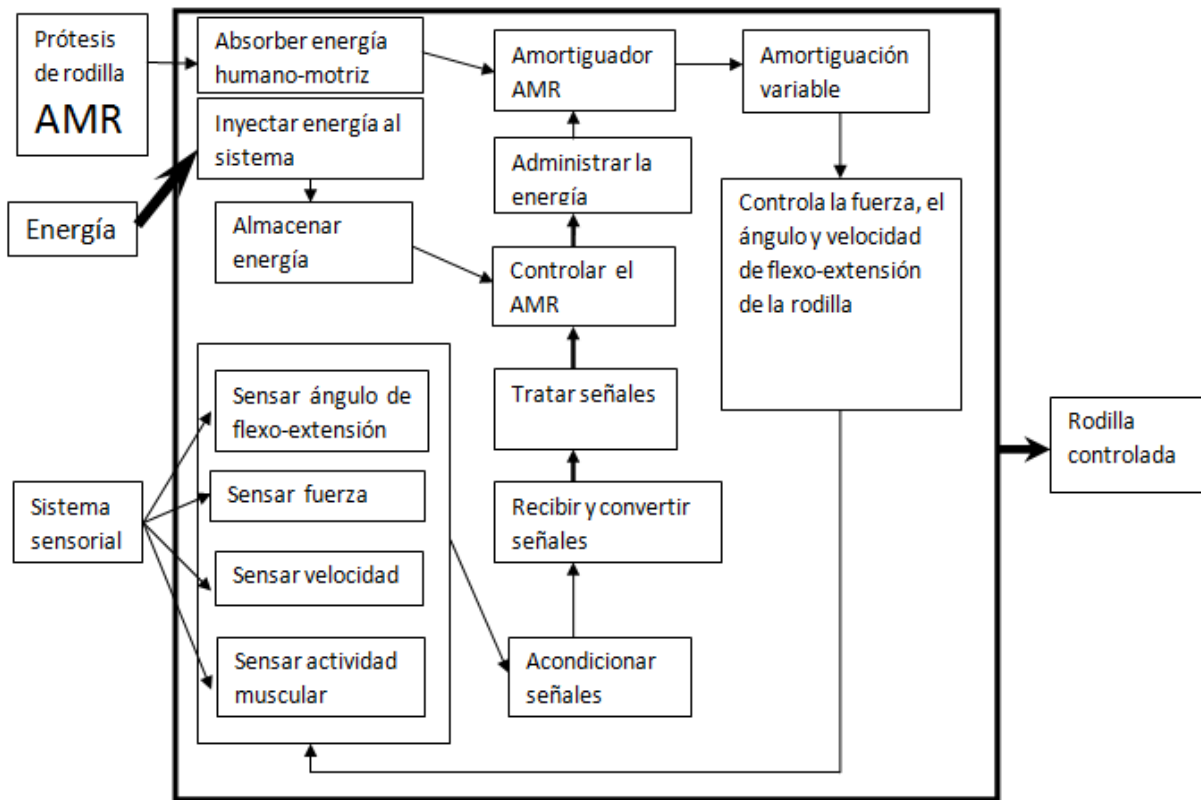


Figura 2.2 Diagrama funcional de la prótesis de rodilla

2.3.1 Acondicionar señales

Cuando se busca sensar señales, estas generalmente están mezcladas con otras señales indeseables, su calidad no siempre es la más adecuada para el sistema donde serán utilizadas, además, estas deben tener: cierto rango de amplitud y frecuencia.

Para obtener lo expuesto en el párrafo anterior, es necesaria una etapa de acondicionamiento de señales, tal trabajo no se presenta en esta tesis pero si está siendo desarrollada por otro miembro del proyecto.

Lo que se expone en este proyecto son las características que deberán tener las señales para su utilización dentro del sistema y dependerá de cómo se implemente el sistema de control, los sistemas electrónicos utilizados, etc.

2.3.2 Recibir señales

El proceso de recibir o adquirir señales para su posterior tratamiento o trabajo se hará utilizando una tarjeta de adquisición de datos como la que se muestra en la Figura 2.3, lo anterior se hará en la etapa de pruebas del sistema, ya que posteriormente esa adquisición se hará utilizando un convertidor analógico digital contenido en un sistema embebido, además de que se compone de más elementos con los cuales se lleva a cabo la función de recibir las señales.



Figura 2.3 Tarjeta de adquisición de datos NI USB-6216

2.3.3 Tratar señales

Las variables de entrada para el controlador no necesariamente se pueden obtener directamente de los sensores, pero si se pueden obtener indirectamente después de un tratamiento matemático, el cual se puede realizar utilizando circuitos electrónicos o de manera digital con un sistema que procese la señal.

La primera opción implica la utilización de circuitos electrónicos encargados de realizar las operaciones matemáticas de manera analógica, propiciando, si se tiene en cuenta el número de señales de entrada, un número muy grande de circuitos, mayor gasto de energía y más ruido causado por todos esos circuitos.

La segunda opción, tratamiento digital de señales, tiene como una ventaja que se puede realizar en un sistema simulado (utilizando una computadora) que después puede ser

colocado en un sistema embebido, disminuyendo de esa manera el número de componentes electrónicos y las consecuencias adyacentes que traen estos.

Como otras ventajas se tienen: la capacidad de ser afinado sin la necesidad de cambiar o aumentar partes electrónicas, la capacidad para ser robustecido con la misma capacidad de hardware.

Tomando en cuenta lo anterior se considera adecuado utilizar un tratamiento digital de las señales, primero utilizando una computadora y después en un sistema embebido (PIC, DSP, etc).

2.3.4 Controlar la prótesis de rodilla

La función principal es controlar el desplazamiento D , su velocidad y la fuerza de oposición que existe en el vástago del amortiguador que se presenta en la Figura 2.4 y que está inmerso dentro del chasis que es parte de la prótesis, como se muestra en la misma Figura 2.4, las variables están en función de la corriente eléctrica que pasa por la bobina dentro del AMR, esto en resumen sería controlar la prótesis de rodilla.

Existen varias maneras de controlar un dispositivo, a continuación se presentan dos maneras de hacerlo: por métodos basados en lógica clásica que utiliza un modelo matemático del sistema a controlar y métodos basados en la experiencia (métodos heurísticos) en este segundo grupo se encuentra el diseño de controladores basados en lógica difusa.

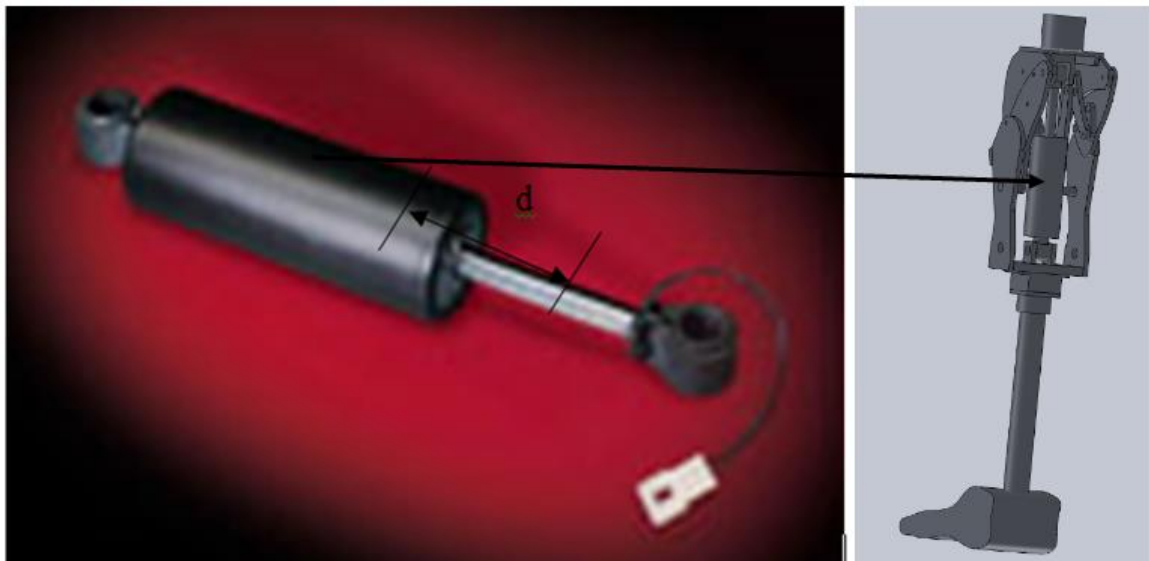


Figura 2.4 Amortiguador magnetorreológico.

2.3.5 Propuesta uno: Controlador basado en lógica tradicional (Clásica)

La idea fundamental de estos métodos es generar y analizar un modelo matemático del sistema a controlar, después de lo cual se diseña el controlador, el diagrama de bloques de un controlador de lazo cerrado se muestra en la Figura 2.5.

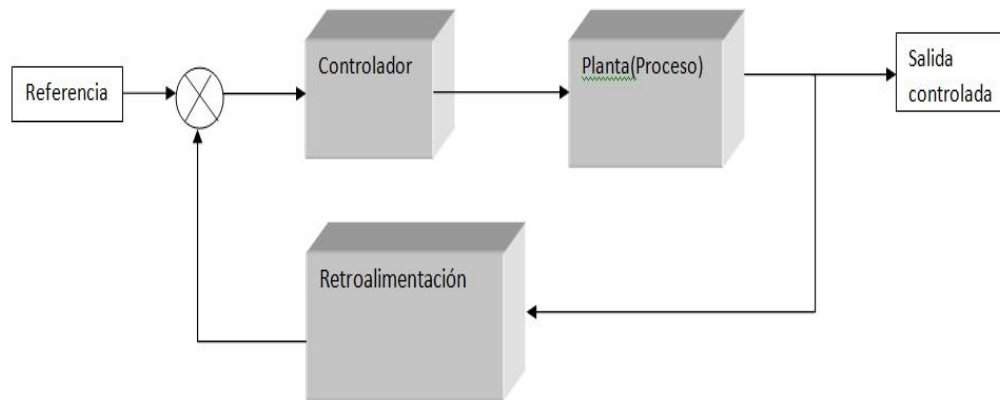


Figura 2.5 Control de lazo cerrado.

2.3.6 Propuesta dos: Controlador basado en lógica difusa

El primer controlador donde se aplicó la lógica difusa fue propuesto por Mamdani en 1974 [23][22], su estructura general es la que se muestra en la Figura 2.6 y consta de un elemento Fusificador, una máquina de inferencias que contiene las reglas difusas, un experto que entre otras cosas crea las reglas difusas además del tipo de funciones de pertenencia a utilizar y un elemento que transforma los valores difusos a valores reales.

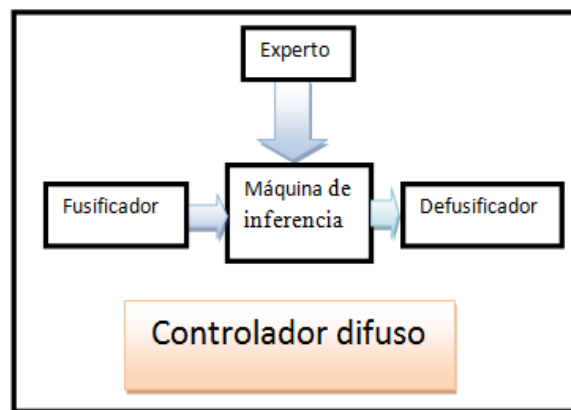


Figura 2.6 Esquema básico de un controlador difuso

Ventajas y desventajas entre las dos propuestas

El controlador tradicional es tan bueno como lo sea el modelo matemático que lo sustenta; es poco adaptable a cambios en las condiciones de uso si estas no fueron tomadas en cuenta en el modelo matemático; poco tolerante al ruido, por lo que las señales que alimentan el controlador deben estar bien filtradas.

El controlador difuso no se ve afectado por variaciones pequeñas en las entradas, principalmente y como se dijo en los antecedentes, los valores difusos tienen un grado de pertenencia, esto quiere decir que valores alrededor del valor ideal tienen un grado de pertenencia similar, es adaptable a cambios en las condiciones del entorno, fácil de manejar ya que se asemeja al lenguaje utilizado por el ser humano, escalable, se le pueden agregar sistemas capaces de afinarlo de manera continua, inherentemente robusto.

Por las razones mencionadas en los dos párrafos anteriores se considera que un controlador difuso es más adecuado para realizar el control de la prótesis de rodilla.

2.4 Diagrama funcional del controlador difuso

En términos de un diagrama funcional el controlador difuso de rodilla se puede descomponer como se muestra en la Figura 2.7 y se basa principalmente en el diagrama de la Figura 2.6 agregando las entradas y otros elementos intermedios, como el acondicionamiento y posterior tratamiento de señales.

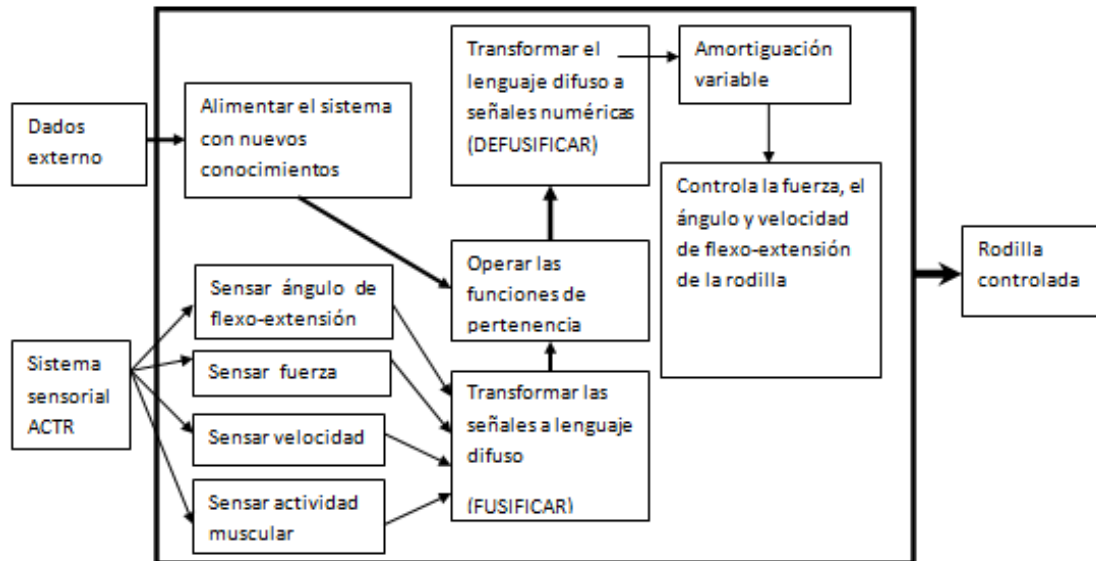


Figura 2.7 Descomposición de la función controlar el AMR donde ACTR significa que las señales de entrada ya fueron tratadas y acondicionadas

La descripción de cada una de estas partes se realizará en los párrafos subsecuentes.

2.4.1 Fusificar (Fuzzy)

En esta sub-función se transforman los datos de entrada (que son valores reales y en términos de lógica difusa su grado de pertenencia al conjunto entrada es uno) a funciones de pertenencia o valores difusos, tales funciones de pertenencia pueden ser de una infinidad de formas sin embargo para este trabajo se utilizarán en primera instancia las funciones de tipo triangular como se muestra en la Figura 2.8 y se cambiarán a otras (Trapezoidales, gaussiana u otra) si su funcionamiento no es aceptable.

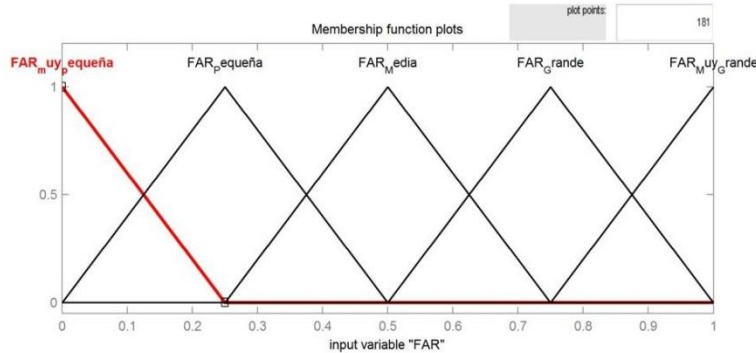


Figura 2.8 Esquema de la variable supuesta FAR_m con funciones de pertenencia triangulares y cinco niveles lingüísticos que se distribuyen en todo el rango de la variable

2.4.2 Máquina de inferencia

Como se mencionó en el capítulo anterior, la máquina de inferencias contiene el cúmulo de reglas que gobernarán el controlador difuso, tales reglas tienen la forma:

IF Antecedente *Then* Consecuente (SI antecedente ENTONCES consecuente)

Donde el antecedente estará definido por las entradas del sistema las cuales estarán relacionadas por operadores lógico-difusos AND OR y NOT, el uso de estos operadores dependerá exclusivamente de la relación existente entre las entradas y la o las salidas del mismo sistema. Por ello, cuáles reglas se utilizarán, el número y la razón para ello serán tratadas en el diseño de detalle.

2.4.3 Defusificador

Un controlador difuso trabaja con objetos (enunciados lingüísticos) que pertenecen a un conjunto difuso, para transformar esos valores lingüísticos en números, existen técnicas para hacerlo, sin embargo, al momento de seleccionar el tipo de controlador a utilizar se elige la manera en cómo se defusificarán los valores del controlador.

Aun cuando existen varias formas de defusificar, son dos las más utilizadas:

- Por el método del centroide (Controlador de Mamdani)
- Utilizando funciones lineales (Modelo TSK)

El primero es altamente intuitivo ya que trabaja con palabras difusas tanto en la entrada como en la salida, lo que permite un mejor acercamiento con el que crea las normas difusas. Aun cuando es aplicable a sistemas multi-salida, por este mismo hecho los cálculos en la defusificación se hacen mucho mayores si el número de reglas difusas se hace muy grande.

El controlador TSK utiliza como defusificador funciones lineales las cuales definen la salida, tales funciones están en términos de parámetros que pueden ser afinados por un experto humano o hacerlo de manera automática utilizando algoritmos de redes neuronales, lo que lo hace un sistema adaptable, es más tolerante al ruido, lo que le permite ser más robusto que el controlador de Mamdani. Debido a que las salidas del controlador TSK son funciones se tiene una ventaja para ser tratado por otros algoritmos[23].

A diferencia del controlador de Mamdani, el controlador TSK tiene problemas para trabajar con sistemas multi-salida, sin embargo esto se puede resolver fraccionando el problema de tal manera que dos o más salidas se tomen como entradas de la salida final como se muestra en las Figura 2.9 y Figura 2.10.

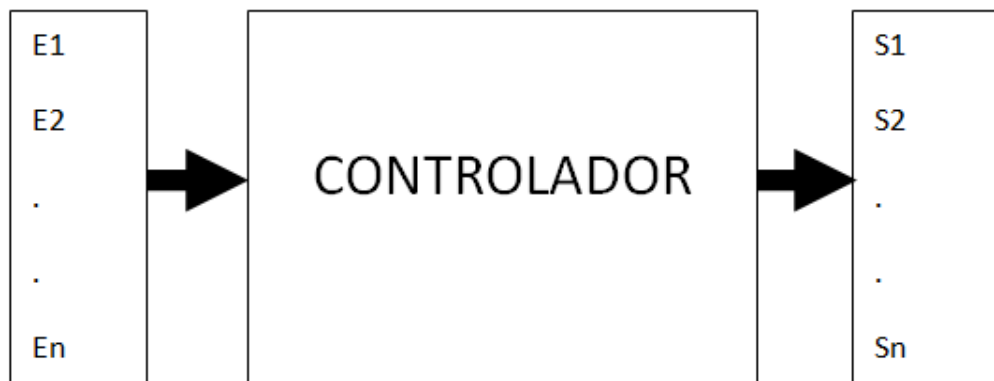


Figura 2.9 Controlador con múltiples entradas y múltiples salidas

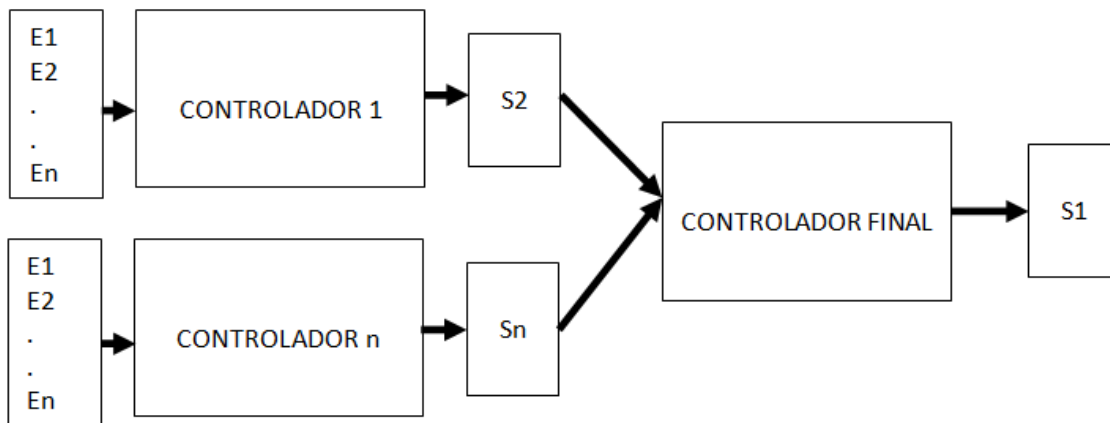


Figura 2.10 Controlador fraccionado, con etapas intermedias

Considerando lo anterior se utilizará el modelo TSK aunque esto puede cambiar si su funcionamiento no es el adecuado.

2.4.4 Experto

En un controlador difuso un experto es aquel ente que crea las reglas difusas, las funciones de pertenencia y todos los elementos del controlador difuso. En este trabajo se clasificará al experto en tres grupos como se muestra en la Figura 2.11.

El uso de uno en particular o la combinación de los tres dependerá de las condiciones del sistema con el que se trabaja, es decir, si el sistema a controlar consta de varias partes y una de sus partes cuenta con un modelo matemático extensamente probado, lo más adecuado es utilizar ese modelo para crear las reglas. Además de lo anterior el modelo matemático sirve como base o acercamiento para sistemas no lineales.

Sin embargo, la marcha humana es un proceso profundamente cambiante, por lo que es necesaria la obtención de datos reales, tal información puede obtenerse a través de un laboratorio fijo o uno móvil el cual estaría adosado al cuerpo de una persona sana. Con estos datos experimentales también se pueden generar las reglas difusas, con la diferencia en comparación con un modelo teórico, que los datos son más cercanos a la marcha humana.

Con los datos obtenidos de manera teórica (modelo matemático) y experimental (Laboratorio móvil), se puede alimentar un algoritmo capaz de afinar el sistema difuso, lo que hace posible utilizar el acercamiento propuesto con experiencia o de manera teórica como base para un controlador mejor.

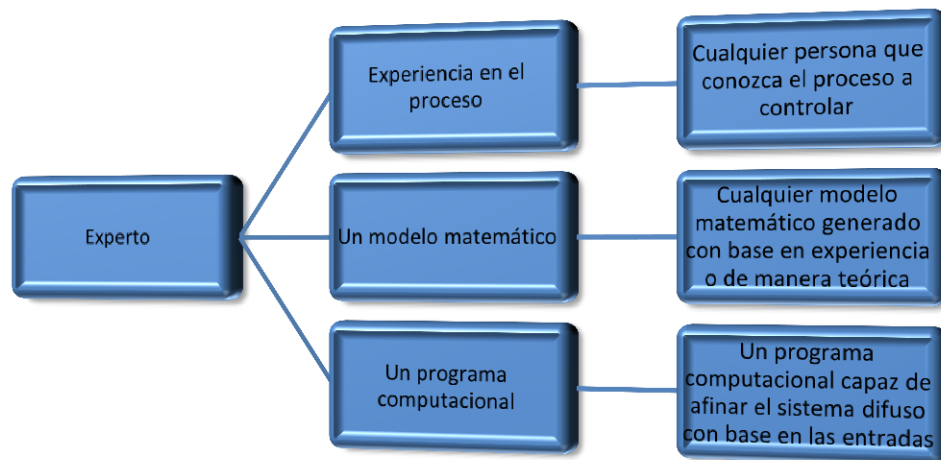


Figura 2.11 Esquema donde se muestran los tipos de expertos que se pueden utilizar cuando se diseña un controlador difuso

De acuerdo a lo expuesto se considera adecuada la utilización de los tres grupos.

2.4.5 Sensor ángulo de flexoextensión

Una función importante es saber cuál es el ángulo de flexión de la prótesis y su variación en el tiempo, luego se debe elegir un elemento capaz de dar al sistema de control esos valores, para este trabajo se piensa que es adecuado un potenciómetro (ver Figura 2.12), dada su facilidad de implementación, costo bajo en comparación a otros sistemas o componentes y que su salida es proporcional a la variación de la resistencia.



Figura 2.12 Muestra de un tipo de potenciómetro como el que se podría utilizar para obtener la señal del ángulo de flexoextensión de la prótesis de rodilla

2.4.6 Sensor fuerza

Otro parámetro a tomarse en cuenta es la carga a la que está sometida la prótesis en todo momento, además de saber si el pie está o no tocando el piso y si el paciente aumenta la carga sobre la prótesis cuando carga algún objeto.

Además de que el conocimiento de este parámetro, junto con los que se sensarán, permitirá saber si el paciente es mujer u hombre, si deambula sobre uno u otro terreno, si baja escaleras o rampas.

Luego entonces, existen distintas maneras de sensor la fuerza sobre la rodilla, utilizando:

1. Sensores piezoeléctricos
2. Galgas extensiométricas
3. Sensores capacitivos

Sin embargo la utilización de un sensor basado en galgas extensiométricas permite una implementación más sencilla y muy probada para este campo.

2.4.7 Sensor velocidad

La velocidad que se desea saber es la que tiene la rodilla y con ella la velocidad de marcha (VM) a la que camina el paciente como se muestra en la Figura 2.13. De este sensado de la VM se puede saber si el paciente está variando su velocidad de marcha y con

ello permitiría que la prótesis reaccione de una mejor manera a distintas condiciones en su entorno.

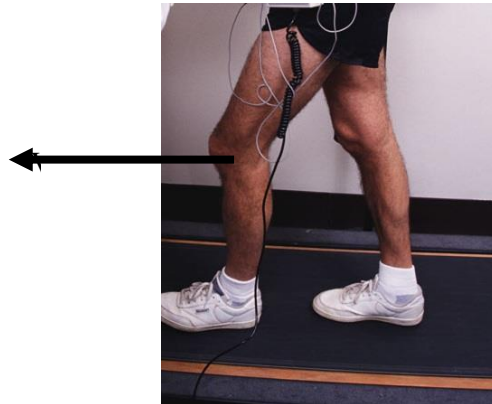


Figura 2.13 Velocidad de la rodilla y la velocidad de marcha (VM).

Para obtener el componente la velocidad de la rodilla se utilizará un acelerómetro, en este caso se tiene uno de tres ejes como se muestra en la Figura 2.14.



Figura 2.14 Acelerómetro de tres ejes

Las razones principales para la elección de este dispositivo son:

- Tamaño pequeño (el chip mide 4x4x3 mm)
- Su bajo consumo de energía (utiliza menos de 10 mA)
- La facilidad de implementación.

2.4.8 Sensor actividad muscular

Cuando un ser humano camina no sólo sus músculos encargados de mover sus piernas están activos, también los ojos, los brazos, los músculos del torso, el oído interno etc., la marcha humana, en mayor o menor medida, está relacionada con otros sistemas del cuerpo humano.

La idea de utilizar un sensor mioeléctrico como se muestra en la Figura 2.15 es para de una manera indirecta se sensen las ordenes que el cerebro le da a los músculos de las

piernas para que estos realicen cierta tarea, esto se puede hacer en los músculo encargados de mover los brazos o también en los músculos asociados al bamboleo del cuerpo humano.

Se pueden recolectar datos sin la necesidad de utilizar métodos invasivos ya que no se encuentran diferencias significativas entre una señal intramuscular y una de superficie [24] [25], por esta razón se plantea la necesidad de utilizar electrodos de superficie, los cuales tienen como una ventaja importante, el que no son parte de un método invasivo.

Si bien la piel tiene una resistencia eléctrica natural alta, ésta se puede disminuir con la aplicación de alcohol y un gel que mejore la conductividad eléctrica. También y dado que son señales unidimensionales, se podrá utilizar cualquier técnica de procesamiento de señales [24].

Los criterios para seleccionar el músculo con el cuál se obtendrá la señal de apoyo sensorial son básicamente:

- Que el músculo esté asociado a la marcha de manera directa o indirectamente
- Que sea superficial
- Que su ubicación se pueda ocultar bajo la ropa

En [26] se muestra cómo se pueden obtener las señales de diferentes músculos a qué tipo de actividad están asociados, el tipo de señal que se ha obtenido y la ubicación adecuada de los electrodos para realizar la lectura de señal.

Es necesario recalcar que la instrumentación de la prótesis de rodilla se está desarrollando por otro miembro del proyecto, el cual sigue los requerimientos que en este trabajo se piden.



Figura 2.15 Sensores superficiales para adquirir señales mioeléctricas

Es de señalar que no se busca tener un control consciente de las señales musculares como en el control mioeléctrico que se realiza de algunas prótesis de extremidad superior, sino sólo saber que ese sistema sensado está indirectamente relacionado con gran parte del ciclo de la marcha y que siempre se activa al momento de dicho ciclo.

2.4.9 Inyectar energía al sistema

Aun cuando la prótesis no requiere de energía para realizar los movimientos, si requiere de la energía para el sistema que controlará la prótesis, esta energía se puede obtener por distintos medios, sin embargo se considera que la utilización de pilas es la opción más viable dada su facilidad de uso y su disponibilidad en el mercado, además de que servirá como opción para cumplir con el almacenado de la energía que es el siguiente punto a tratar.

Otra razón es que en este trabajo no se pretende diseñar un sistema de recarga (inyección de energía) adecuado para la prótesis sino que esto se hará en otras etapas del proyecto.

2.4.10 Almacenar la energía

Uno de los requerimientos mencionados en la primera parte de este capítulo es que la prótesis deberá aguantar al menos un día sin la necesidad de ser recargada, esto quiere decir que es necesario un sistema que tenga la capacidad de proveer la energía a la prótesis en todo momento. Existen maneras distintas de lograrlo, pero siguiendo con el punto anterior el sistema de almacenaje será la utilización de baterías, por lo tanto el tipo de baterías a utilizar serán pilas AA con el mayor almacenaje de energía.

2.4.11 Absorber energía humano-motriz

Como se comentó, el elemento que se seleccionó en una etapa previa para absorber energía, fue un amortiguador magnetorreológico como se muestra en la figura 2.4 a y 2.4b, la razones principales fueron que el AMR tiene un rango de funcionamiento de los 667 *N* con $I_{amr}=0$ A y 20 *cm/s* hasta los 224 *N* con 1 A y 5 *cm/s*, sus velocidades de reacción están en el orden de los 15 *ms* y que la manipulación de sus característica de amortiguamiento se pueden modificar con sólo variar la corriente eléctrica que fluye por la bobina del AMR.

2.4.12 Administrar la energía

Para que el sistema pueda ser controlado se debe implementar un sistema o etapa de potencia la cual proveerá la energía al sistema electrónico de control y la planta (AMR) para que de esta manera funcione la prótesis de rodilla.

En otras palabras la señal que sale del controlador no tiene la potencia necesaria que necesita el AMR.

En esta parte de este trabajo no se describirá la etapa de potencia sino que ésta quedará bien definida cuando ya se tengan seleccionados varios elementos electrónicos, aunque para este momento ya se tengan datos del AMR.

Hasta aquí se definieron las especificaciones para el controlador que se plantea desarrollar para la prótesis de rodilla así también se planearon opciones de control y se eligió la lógica difusa como una solución viable. A partir de lo anterior se procederá a desarrollar el diseño de configuración para el controlador seleccionado.

Capítulo 3 Diseño de configuración

3.1 Configuración del controlador difuso

En esta parte del diseño se busca la configuración que permita un funcionamiento del controlador. Aquí se plantean tres posibilidades: diseñar un controlador de 5 entradas y una salida como se muestra en la Figura 3.1, dividir el sistema en dos partes donde haya un controlador para la prótesis en general y un controlador para el AMR como se muestra en la Figura 3.2 de tal manera que la salida del primer controlador sea la entrada de la segunda y una tercera opción es dividir el controlador general en varios controladores difusos de menos entradas y después hacer las salidas entradas de un controlador difuso como se muestra en la Figura 3.3.

Controlador en una sola etapa

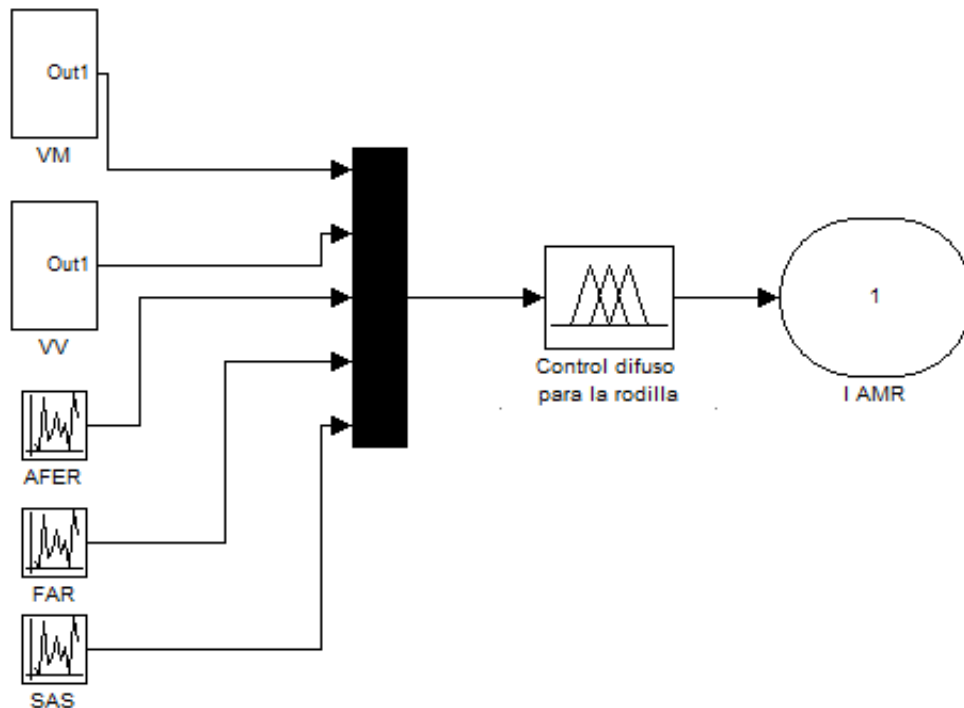


Figura 3.1 Controlador difuso en una sola etapa en el cual se ejemplifican las cinco entradas y una salida

Controlador en dos etapas

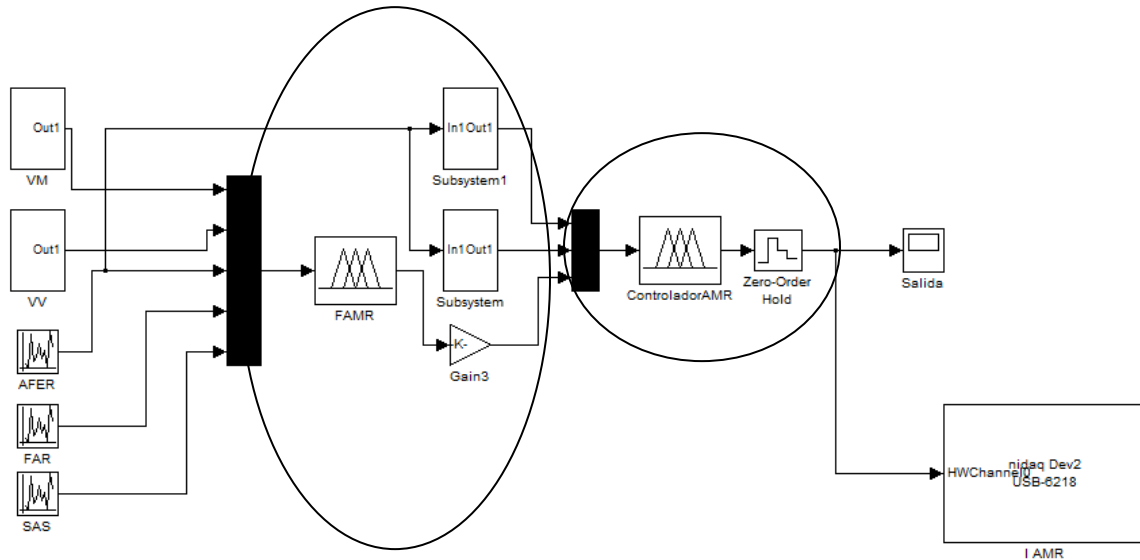


Figura 3.2 Esquema conceptual de un controlador en dos etapas donde se ejemplifica las etapas del controlador.

Controlador en tres etapas

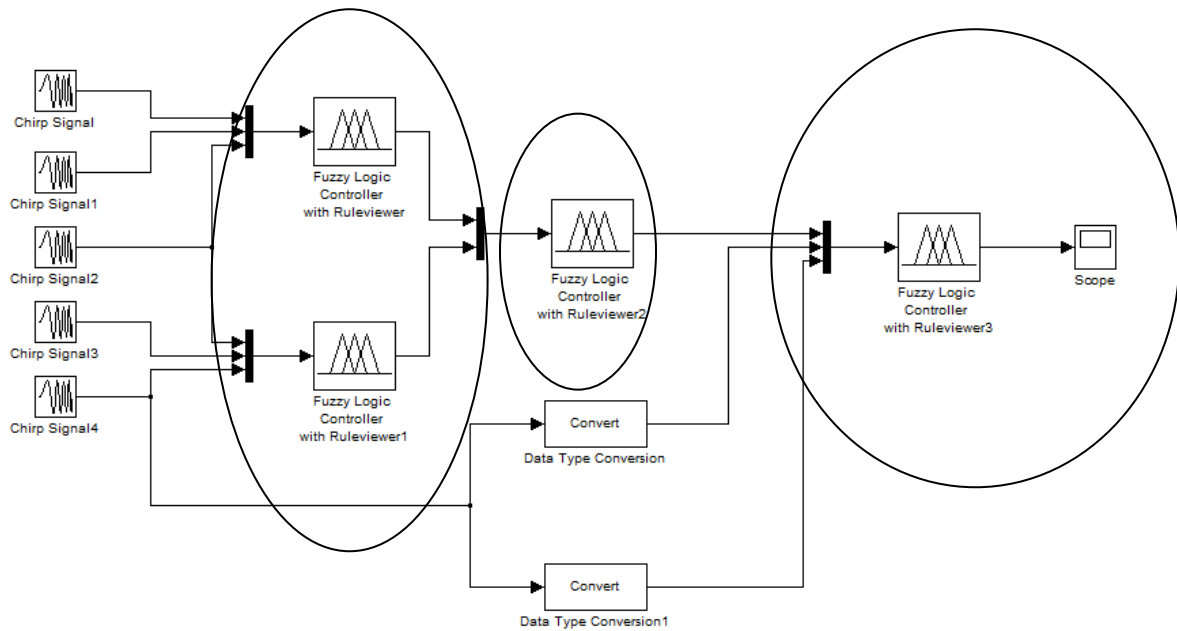


Figura 3.3 Esquema conceptual del controlador fraccionado en etapas intermedias

Un problema con la primera opción y la segunda es manejar un número de reglas muy grande que para este caso donde se considera un sistema de 5 entradas una salida y 5 niveles para cada entrada, el número de reglas a considerar es de 5^5 reglas difusas. Para la segunda y tercera opción, el problema es encontrar una variable intermedia de salida que sea representativa del sistema y que además sea real.

En el caso de la tercera opción se pueden utilizar variables intermedias conocidas como el ángulo de flexoextensión y la fuerza deseados, simulando así un sistema de cinco salidas una entrada.

El hecho de que el problema se pueda dividir y resolver en partes hace posible un manejo más sencillo de las posibles reglas provenientes de la combinación de entradas y sus subniveles.

Además con una configuración de varias etapas se pueden estimar variables intermedias, que de otra manera tendrían que ser calculadas mediante procesamientos usuales (operar la señal con sumas, restas, multiplicaciones, derivadas, etc.).

Considerando lo anterior se utilizará la configuración mostrada en la Figura 3.3, teniendo claro que su funcionamiento no sea el adecuado.

3.2 Configuración de los sensores

3.2.1 Posición del sensor de velocidad de marcha y sensor de velocidad vertical

En la Figura 3.4 se proponen tres lugares donde puede estar el sensor de velocidad, las dos primeras en la parte superior de la prótesis y la tercera en la parte inferior de la misma.

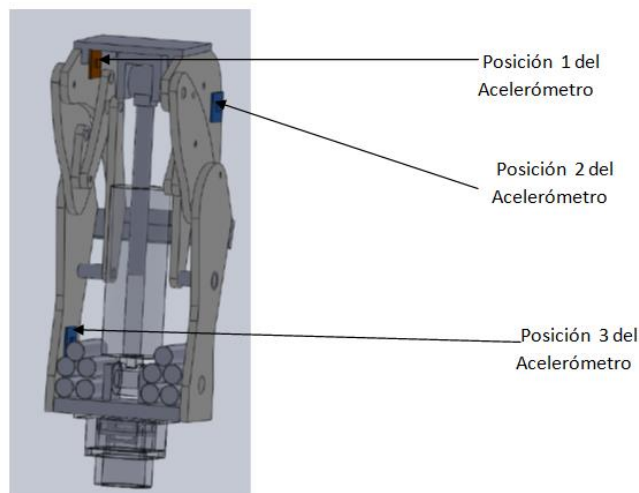


Figura 3.4 Opciones para la ubicación del acelerómetro.

En la posición tres al momento de flexionar la pierna es necesaria una etapa intermedia que compense la desviación de los ejes asociados al acelerómetro debido a la flexión de la prótesis. Es decir que los ejes del acelerómetro estarán desorientados un cierto ángulo μ como se muestra en la Figura 3.5.

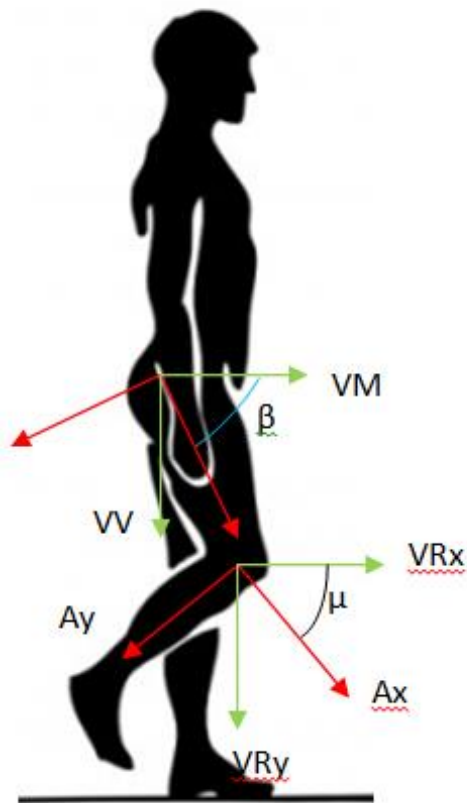


Figura 3.5 Desorientación de los ejes del acelerómetro donde VM es la velocidad de marcha, VV es la velocidad en la vertical, VRx es la velocidad de la rodilla en la horizontal, VRy la velocidad de la rodilla en el eje vertical y Ax y Ay es el valor vertido por el acelerómetro en esa dirección.

Esta desorientación es sin considerar la flexión β de la cadera por lo que también se tendrá que hacer la compensación en cualquiera de las tres posiciones; sin embargo se considera que son más adecuadas las posiciones uno y dos ya que necesitan una compensación menos que la opción tres.

Además de lo anterior es importante mantener los sistemas electrónicos protegidos por lo que la opción dos obliga a diseñar una carcasa para el acelerómetro lo que no pasa con la opción uno ya que como se muestra en la Figura 3.4 la estructura de la prótesis sirve como protección.

Por lo que se considera que es más adecuada la primera opción aunque esta decisión puede variar si así se considera en el diseño de detalle.

3.2.2 Uso de una entrada calculada o directa

El controlador difuso que se propone consta de cinco entradas que serán obtenidas utilizando cuatro sensores distintos, como ya se ha dicho en el diseño conceptual; sin

embargo, la relación entre la variable de entrada del controlador difuso y el parámetro medido no es directa como se muestra en la Figura 3.6 por lo que se visualizan dos opciones:

- Por medio de operaciones matemáticas y utilizando el parámetro medido por el sensor, calcular la variable de entrada del controlador difuso.
- Directamente, asumiendo que la variable de entrada es similar al parámetro medido.

Si se utiliza el parámetro sentido como base para calcular la variable de entrada, se realiza un paso intermedio de cálculo que no es necesario para los cálculos que realizará el controlador difuso, es decir, si la aceleración es alta la velocidad será alta también.

De lo anterior se desprende que es posible utilizar el parámetro sentido como si fuera la variable de entrada al controlador difuso.

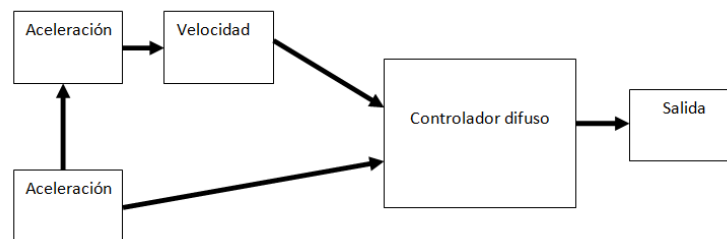


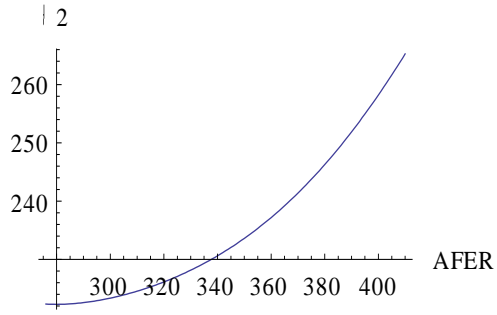
Figura 3.6 Parámetro directo o derivado

Además el uso de la velocidad como entrada del controlador sólo es porque conceptualmente es más entendible para la creación de las reglas difusas, entendiéndose que aun cuando se defina a la velocidad como una entrada en realidad se utiliza a la aceleración dada por el sensor.

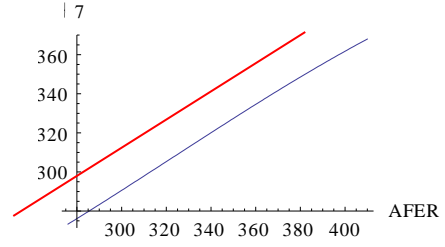
3.2.3 Sensor del Ángulo de flexoextensión

Para la posición del sensor del ángulo de flexoextensión de la rodilla, (AFER) se busca que la curva que describe el ángulo de rotación de la barra en cuestión, en términos del AFER sea lo más lineal posible.

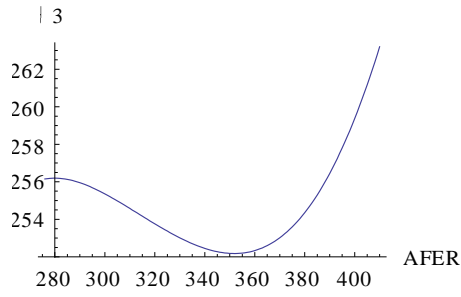
Como se observa en las gráficas mostradas en las Gráficas 3.1c, 3.1d y 3.1e las barras mostradas en la Figura 3.7 cuya rotación de su ángulo asociado es lo más lineal posible son la barras 7, 5 y 4. Teniendo en cuenta lo anterior se busca que el sensor de ángulo no interfiera con el movimiento de alguna de las barras o con el AMR.



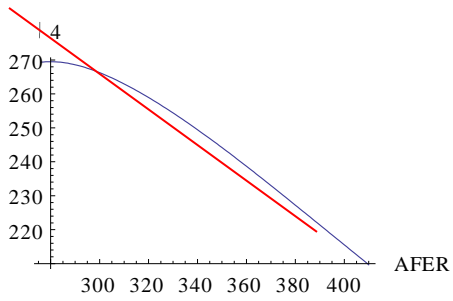
Gráfica 3.1a Barra 2



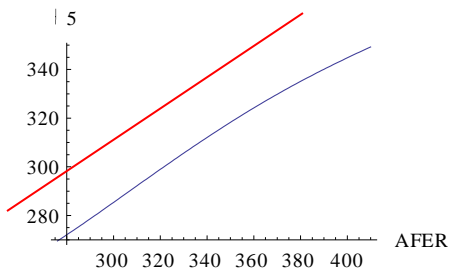
Gráfica 3.1e Barra 7(AMR)



Gráfica 3.1b Barra 3



Gráfica 3.1c Barra 4



Gráfica 3.1 d Barra 5

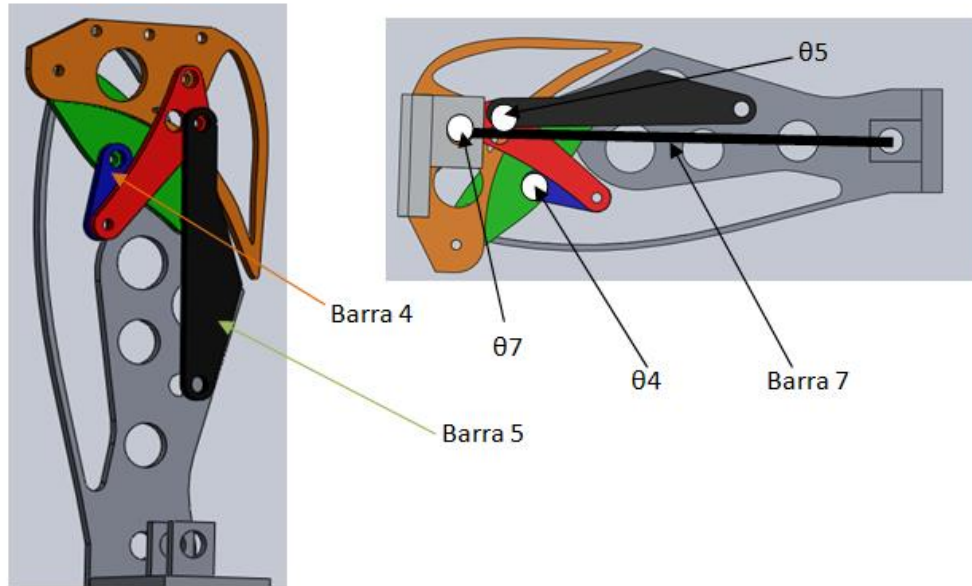


Figura 3.7 Barras y nodos asociados a los ángulos de cada barra

Luego entonces la posición que se considera más adecuada es la mostrada en la Figura 3.8 que es la parte superior de la prótesis de rodilla y que además la posición del potenciómetro queda en la articulación asociada a la barra siete que es el AMR.

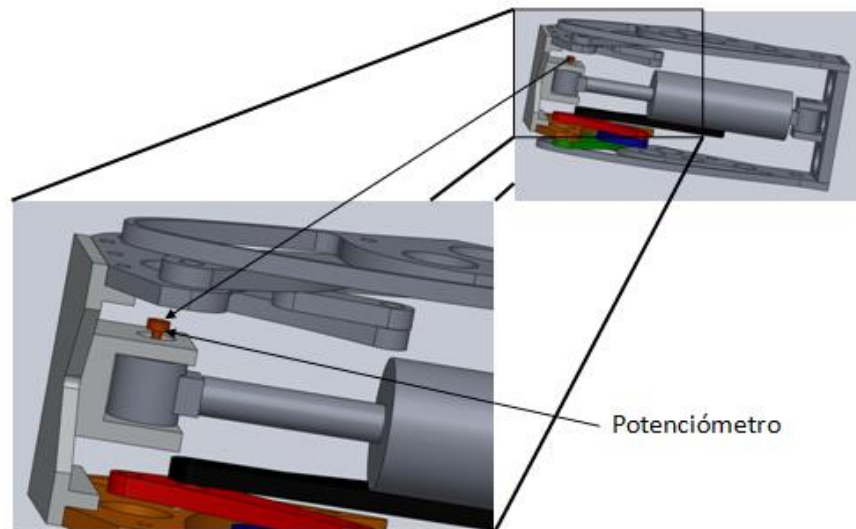


Figura 3.8 Posición del sensor de ángulo de flexoextensión (AFER)

3.2.4 Sensor de fuerza

El sensor de fuerza deberá estar lo más cerca de la línea de acción de la fuerza la cual está definida por una línea entre el punto de apoyo medio del pie y el centro de la

articulación de la cadera como se muestra en la Figura 3.9, de tal manera que el momento de la fuerza resultante con respecto a la posición del sensor sea los más pequeño posible.

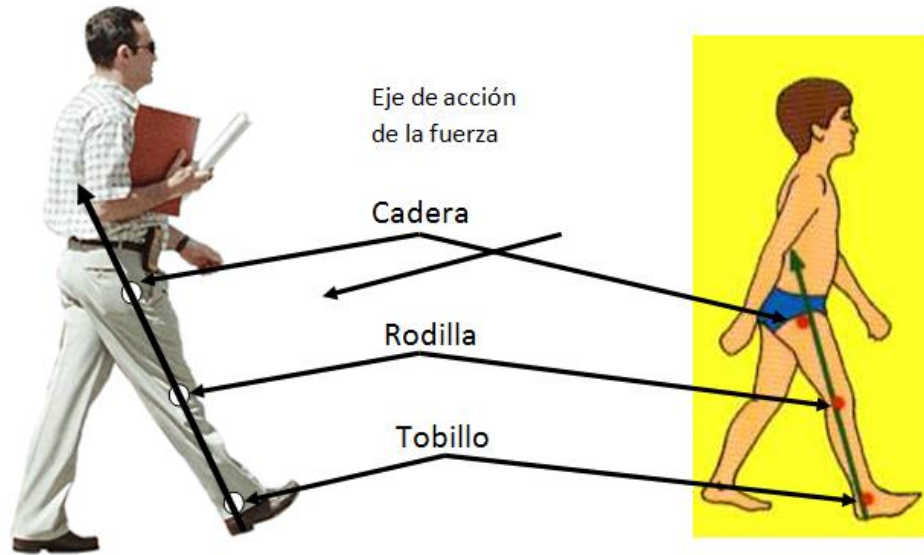


Figura 3.9 Línea de acción de la fuerza en el inicio de la fase de apoyo

Se tienen dos opciones de colocación del sensor de fuerza como se muestra en la Figura 3.10: la distal que está más alejada del tronco y la proximal que está más cercana (conectada con el muñón).

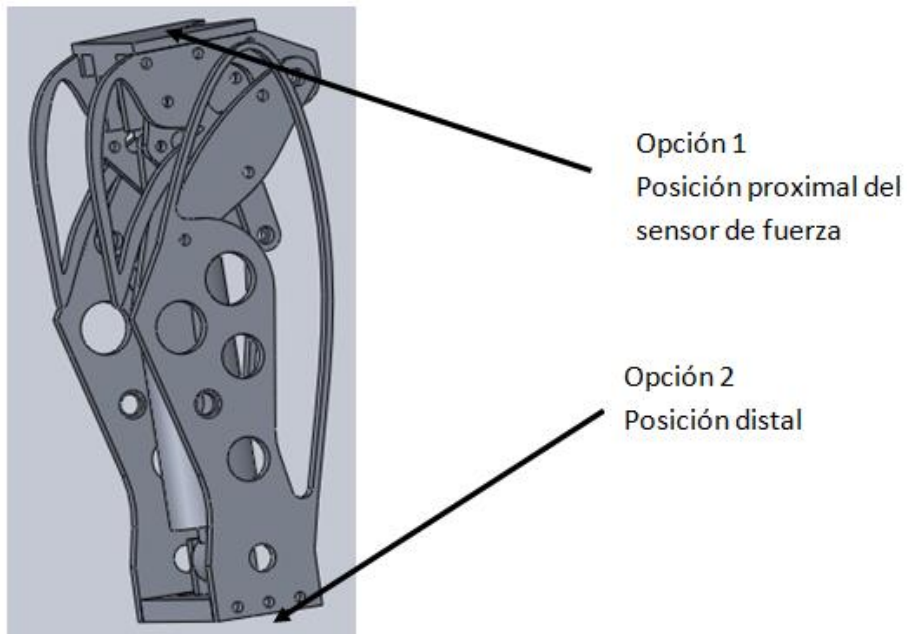


Figura 3.10 Posición del sensor de fuerza

Colocado en la parte distal de la prótesis como se muestra en la Figura 3.11, existe un espacio mayor para colocar circuitos electrónicos y una mayor facilidad de implementación, ya que si es colocado en la parte proximal hay menos espacio ya que estaría entre la prótesis y el socket.

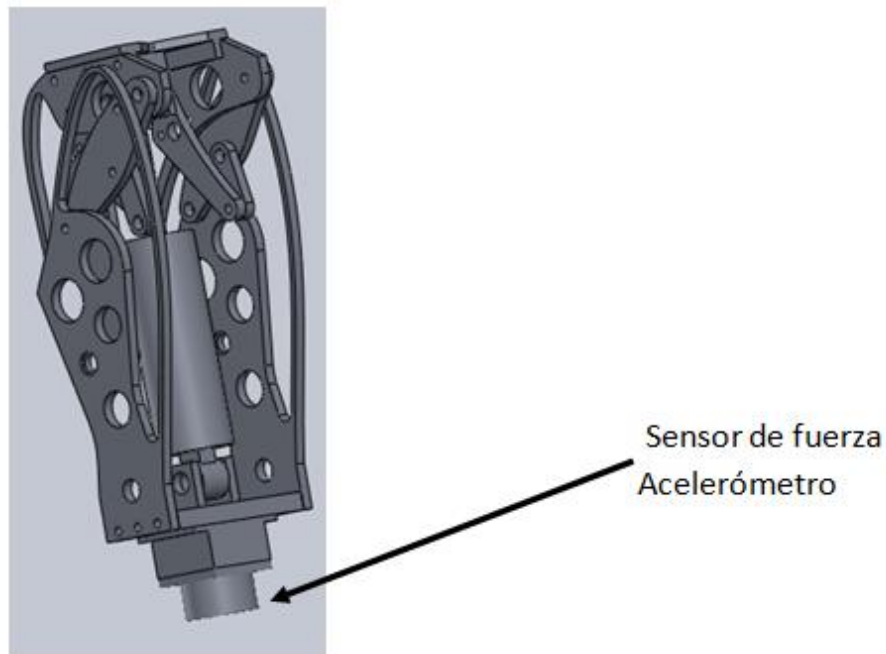


Figura 3.11 Sensor de fuerza en la parte distal

Más importante aún es que el momento que se genera por efecto del peso sería más grande si se busca que el sensor esté colocado en la parte central del conector superior de la prótesis lo que dificultaría una buena colocación en el paciente.

Por lo anterior se considera que colocar el sensor en la parte distal o conector inferior de la prótesis es una opción mejor.

3.2.5 Sensor de señal de apoyo sensorial

En el diseño conceptual se habló de criterios para saber qué características debería tener el músculo del cual se obtendría la señal, en esta etapa se decidirá cuál será el músculo seleccionado.

Como se dijo en el diseño conceptual y se recalca en este apartado, en el control mioeléctrico se busca obtener señales asociadas a los músculos del miembro remanente y que el paciente pueda manipular la contracción muscular y con ello la señal eléctrica que se produce. En este trabajo en cambio, se parte de la base de que el control de la marcha no sólo tiene relación con los músculos asociados a los miembros inferiores, sino que también la tiene con músculos que trabajan en otras partes del cuerpo.

En realidad al momento de caminar todos los músculos del cuerpo humano realizan alguna función que se podría asociar a la marcha humana; sin embargo, son sólo algunos

los que tienen una mayor actividad: los músculos del dorso, los músculos de los glúteos y los músculos asociados al movimiento de los brazos [26] como se muestra en la Figura 3.12.

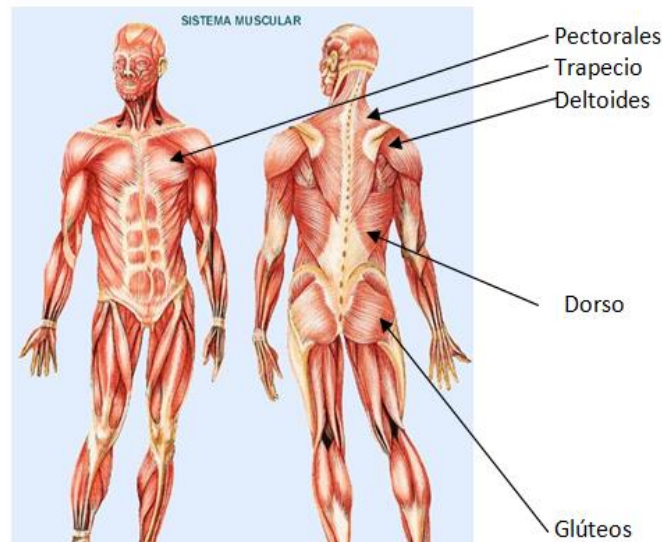


Figura 3.12 Músculos indirectamente asociados a la marcha humana

Además de la razón funcional es importante saber que dado que los músculos no están al descubierto, la calidad de la señal disminuye cuando el músculo a sensar está debajo de otra capa muscular, lo que deja fuera a algunos músculos que aunque su relación con la marcha humana es más directa su sensado se complica aún más.

En la Figura 3.12 se muestran cinco músculos que cumplen con el criterio, sin embargo no se selecciona uno en especial, tal tarea es del otro integrante del proyecto, el cual se encargará de seleccionar entre todos ellos el que tenga mejores prestaciones.

Ya que se tiene el diseño de configuración el paso siguiente es realizar el diseño de detalle para el controlador difuso planteado.

Capítulo 4 Diseño de detalle

Controlador difuso

Como se ha mencionado en capítulos anteriores, el sistema que se desea controlar es un prótesis de rodilla como la mostrada en la Figura 4.1, esta prótesis cuenta con un amortiguador magnetorreológico (AMR) lineal el cual será el elemento a controlar.

Si bien se debe controlar el AMR, son necesarias las señales que le digan al AMR qué debe hacer, por lo que se necesita un ente que proporcione esas señales.

Este hecho hace que el problema de controlar la prótesis se haga más complejo, porque la marcha humana es un proceso que varía sus condiciones en todo momento, por lo que ese ente debe ser capaz de adecuarse a esas variaciones.

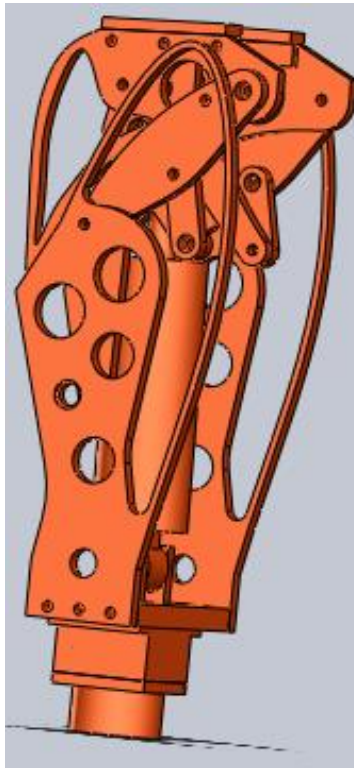


Figura 4.1 Prótesis de rodilla tipo policéntrica para amputado transfemoral[1]

Con un sistema de control se busca que por algún método se realice alguna acción de control sobre la planta. Usualmente la estrategia seguida para el diseño de controladores es la mostrada en la Figura 4.2 en la cual necesariamente debe generarse un modelo matemático de la planta [19].

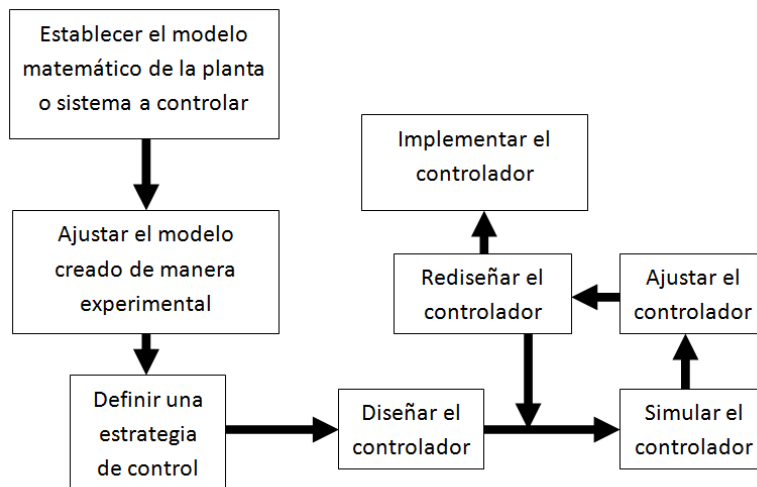


Figura 4.2 Diseño de un controlador

Los parámetros de los sistemas tradicionales pueden ser propuestos por el diseñador aunque usualmente se llega a un modelo que acepta muchas variaciones en el rango de sus parámetros, los cuales dependen de las características del sistema a construir.

Es en esta etapa, la implementación del sistema, donde el control tradicional tiene dificultades ya que se muestran características del sistema que no pudieron ser consideradas en el modelado del sistema y diseño del controlador.

Si bien, cuando se implementa un controlador tradicional, la primera solución no es la adecuada y se sintoniza el sistema para lograrlo, se puede pensar que es también un proceso iterativo, sin embargo si se tomaran en cuenta la mayoría de los parámetros del sistema, no tendría que ser necesario realizar un largo proceso iterativo de sintonización.

A diferencia de esta manera de trabajar, un controlador no convencional basado en reglas parte del supuesto de que se tienen o se conoce el objeto a controlar [19].

El primer problema que se presenta es, qué pasa cuando no se tiene un objeto físico o se está diseñando desde cero. Las respuestas pueden ser variadas:

- Construir y después controlar
- Diseñar el sistema físico, modelar
- Modelar, simular el controlador y después implementarlo

En el caso del primer punto y parte del segundo, en un principio se eligió construir la prótesis y después probar y ajustar el controlador en la prótesis colocada a un paciente, sin embargo debido a que aún no se ha construido la prótesis se optó por utilizar modelos teórico- experimentales de los objetos a controlar de tal manera que el controlador diseñado sea muy cercano a lo que será en la realidad.

Un controlador difuso entra en el campo de los sistemas de control no convencionales donde el desarrollo del controlador no necesariamente implica que se deba utilizar un modelo matemático para la planta.

En los sistemas de control difusos aunque se puede seguir una serie de pasos establecidos con anterioridad como se muestra en la Figura 4.3, tal hecho no garantiza que se llegue a un resultado aceptable, por lo que su proceso de desarrollo es netamente iterativo.

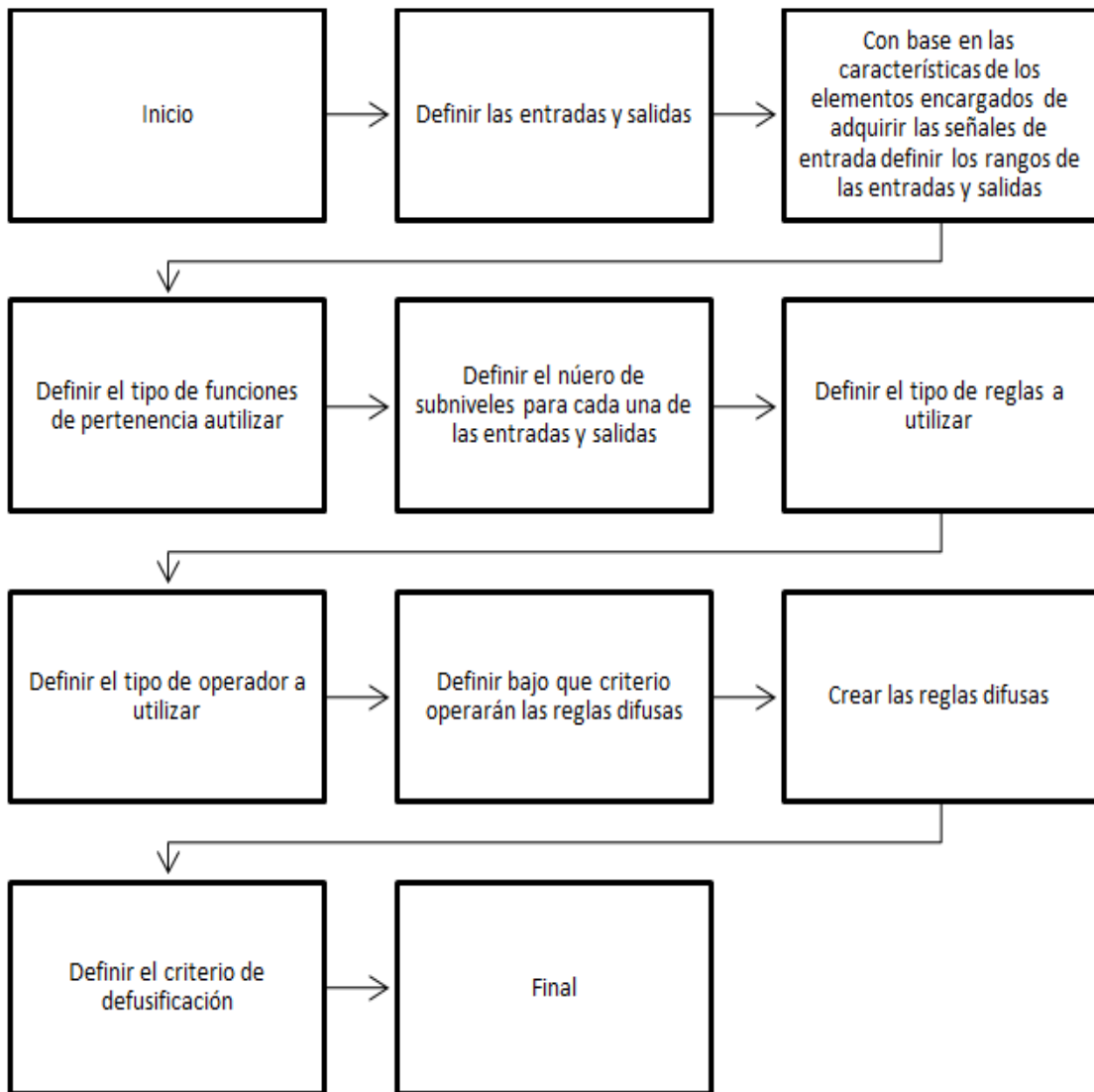


Figura 4.3 Diseño de un controlador difuso básico

4.1 Propuesta del primer controlador difuso

Tomando en cuenta el primer paso del diagrama de proceso mostrado en la Figura 4.3 se definieron cinco entradas para el controlador y una salida, como se muestra en la Figura 4.4:

- La fuerza que se ejerce sobre la prótesis (FAR)
- El ángulo de flexoextensión de la rodilla (AFER)
- La velocidad de marcha (VM)
- La velocidad de la prótesis en la vertical (VV)
- Una señal de apoyo tomada del sistema sensorial humano (SAS)

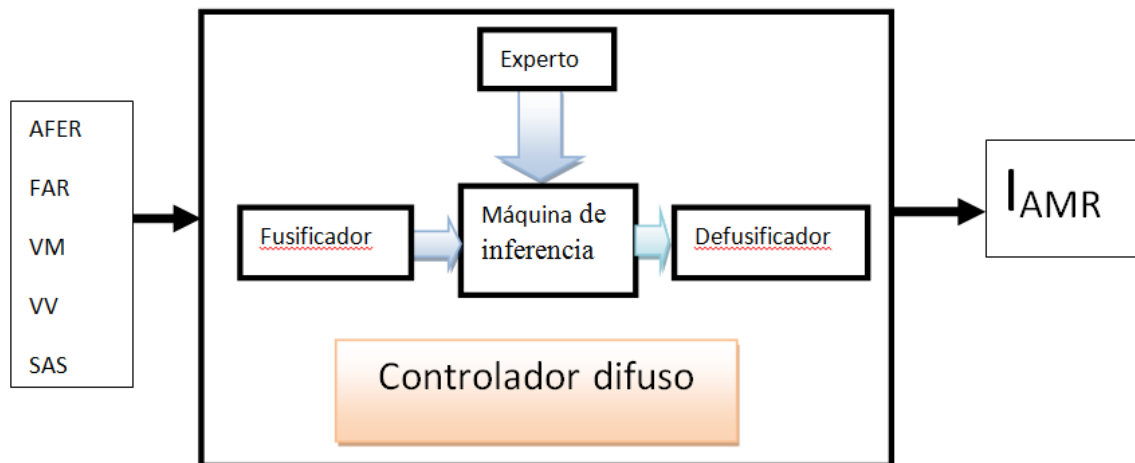


Figura 4.4 Controlador difuso de un sólo paso

En esta etapa es importante explicar la función de la SAS, la idea para tomar una señal del cuerpo humano es que el cerebro tratará de realizar acciones de control para que el paciente no se caiga, esto quiere decir que esas órdenes del cerebro se verán reflejadas en el movimiento de varios músculos asociados indirectamente con la marcha humana, los cuales pueden estar asociados directamente con el movimiento de los brazos, los ojos, el torso, la cabeza o cualquier parte del cuerpo humano.

Lo anterior implica que esa señal puede ser extraída leyendo el movimiento de los ojos, por ejemplo. Sin embargo se eligió tomarla de la contracción de los músculos asociados al movimiento de la cadera, que están relacionados con el movimiento de la extremidad inferior pero no inciden directamente sobre el funcionamiento de la rodilla.

También es necesario aclarar que la utilización de esta señal no es con el fin de realizar un control mioeléctrico, ya que la señal mioeléctrica a utilizar no es conscientemente generada.

Lo que se busca obtener es la existencia del movimiento como reflejo para realizar una acción de control que es mandada desde y por el cerebro.

4.1.1 Definición de la salida

Dado que desde inicios del proyecto se eligió un amortiguador magnetorreológico la salida del controlador deberá ser la corriente aplicada al AMR (IAMR). La cual deberá ser potenciada ya que si se considera que la IAMR proviene de un microcontrolador entonces no tendrá la potencia adecuada para realizar la acción de control.

Para el AMR seleccionado se tienen las características siguientes:

Tabla 4.1 Características del AMR

Entrada	Magnitud
Corriente eléctrica de manera continua	1 A max
Corriente intermitente	2 A max
Voltaje	12 V
Resistencia	5 Ω

4.1.2 Definición del rango para las funciones de pertenencia

El rango para cada una de las entradas estará definido por el funcionamiento del sensor que adquiere la señal cuando se cuenta con los sensores o desde el diseño considerando que será necesario agregar un elemento que de la proporcionalidad entre la señal medida con cierta amplitud y la amplitud de la señal con la que se crea el controlador.

4.1.3 Definición de las funciones de pertenencia

Por facilidad se decidió que las funciones de pertenencia a utilizar serían de tipo triangular y que si era el caso se cambiarían por otro tipo de funciones de pertenencia, para el caso de la fuerza aplicada sobre la rodilla (FAR) las funciones de pertenencia asociadas se muestran en la Figura 4.5

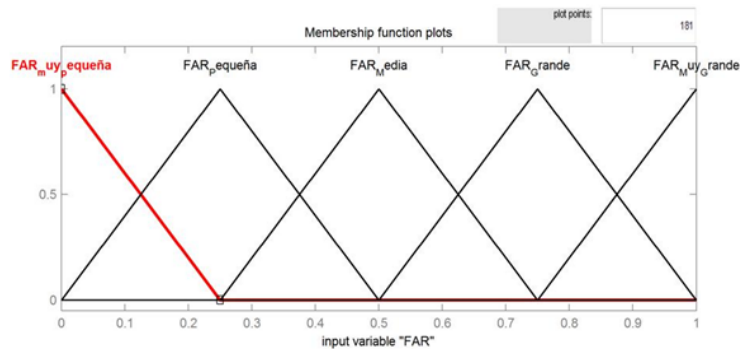


Figura 4.5 Funciones de pertenencia tipo triangular asociadas a FAR

Se decidió también que además el número de niveles lingüísticos fuera de cinco {FAR Muy pequeña, FAR Pequeña, FAR Media, FAR Grande, FAR Muy grande} dado que con ese número se podría seguir de una mejor manera las señales, tanto de las entradas como de la salida.

Con esta configuración se decidió utilizar un controlador tipo Mamdani cuyo funcionamiento se explicó en el primer capítulo de este trabajo, la razón para ello fue que era fácil de construir e ir modificando según ameritara y que se puede generar una regla difusa y visualizar como tendría que ser la salida para realizar cierta acción de control, sin embargo el número de reglas a estudiar fue muy grande, del orden de 3125.

Si bien fue posible hacer una reducción de tal número a unas 500 reglas porque todas las demás era imposible que se cumplieran, ya que físicamente no se dan las condiciones establecidas por cada regla, tal número siguió siendo muy grande. Es de precisar que no existe un número máximo de reglas que pueda ser considerado adecuado, quedando como única limitante la capacidad de cómputo del sistema donde estará simulado o implementado el controlador.

Bajo tal consideración y al momento de simular un controlador de pocas reglas (50) se pudo observar que el tiempo para realizar una simulación de un segundo era de más de diez segundos para un controlador difuso tipo Mamdani, por lo que se buscó hacer una propuesta diferente.

4.2 Propuesta del segundo modelo de controlador difuso

Debido a que en un principio se pensó que no era posible una reducción mayor en el número de reglas se decidió utilizar otro modelo de controlador difuso. Sin embargo un menor número de reglas no se debe al modelo de controlador en sí mismo, sino a la manera en cómo trabaja el sistema a controlar y por ello a la base de datos que conforman el experto que decide cuáles y cuándo utilizar las reglas difusas.

Por lo anterior se buscó un sistema de control difuso que permitiera generar las reglas difusas, lo que se encontró es que se podía utilizar el modelo TSK y con él se utilizaría una red neurodifusa (ANFIS) con la cual se podría sintetizar un controlador difuso TSK con las reglas necesarias para la máquina de inferencias.

Es así como se planteó un controlador de un sólo paso con cinco entradas y una salida como se muestra en la Figura 4.6 y similar al planteado en la primera propuesta de controlador difuso.

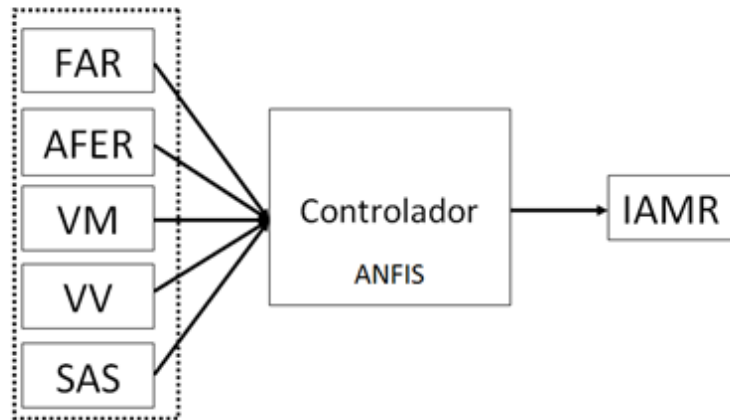


Figura 4.6 Controlador TSK cinco entradas una salida

El primer paso entonces fue trabajar con cinco entradas una salida y se comenzó a separar el rango de cada entrada en tres niveles, los cuales para este caso no tenían un identificador como en el controlador de Mandani (muy pequeño, mediano, grande por ejemplo).

Se observó que el controlador calculado tenía errores de más del 20% en promedio por lo que se pensó en aumentar el número de niveles lingüísticos para cada entrada llegando hasta 20 niveles.

Se observó que más allá de 15 niveles el Error Cuadrático Medio (ECM) ya no variaba y si aumentaba el tiempo necesario para obtener el controlador, el hecho de que se necesitaran por lo menos 15 niveles era sinónimo de que el número de reglas difusas sería muy alto es decir del orden de 5^{15} reglas, dando como resultado un tiempo de ejecución en la simulación muy alto, el cual no se pudo obtener porque la computadora en la cual se simuló el sistema se bloqueaba.

En conclusión, al igual que en la primera propuesta, la segunda opción tuvo el mismo problema, los recursos de cómputo necesarios para poder simularla, lo que deriva en la baja posibilidad para su implementación en una siguiente etapa.

4.3 Propuesta del tercer modelo de controlador difuso

Este tercer modelo se derivó de la segunda propuesta, con la diferencia que ya no existirían cinco entradas una salida si no que se estimarían valores intermedios para que se utilizaran menos entradas, dando como resultado un controlador difuso que trabaja en etapas.

La primera etapa que recibe las señales de entrada estima señales intermedias que servirán como señales de entrada para la etapa siguiente, de esta manera el problema de la interpretación de un número muy grande de reglas se reduce y el sistema se trabaja como una red de controladores difusos como muestra la Figura 4.7.

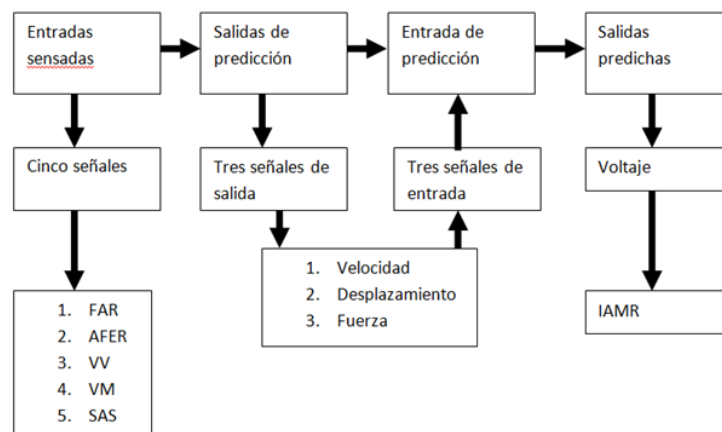


Figura 4.7 Diagrama de cómo las señales son sensadas

Las ventajas son que se puede tener un manejo mejor de cada elemento de la red difusa, se pueden combinar dos o tres entradas de las disponibles para obtener una salida deseada que es la salida deseada del AMR en el momento siguiente, es decir se calculan las variables deseadas y si se cuenta con un modelo inverso del AMR entonces se podría calcular la corriente necesaria para tal condición.

La diferencia en tiempo entre el estado actual y el siguiente que se propone es de 10 ms, sin embargo el tiempo entre estado presente y siguiente puede variar, esto depende del funcionamiento de la rodilla.

Lo siguiente fue definir las entradas y salidas para el controlador de la propuesta, se buscó en la literatura qué señales de entrada son utilizadas por los sistemas de control de las prótesis comerciales y se encontró:

- El ángulo de flexoextensión
- La velocidad de flexoextensión
- La fuerza que actúa sobre la rodilla protésica y
- El momento de flexión de la prótesis de rodilla

Ahora bien, en el diseño de configuración se decidió la estructura del controlador difuso en lo general y en el diseño conceptual desde el análisis funcional se propuso que el número de entradas fueran cinco, la razón para esto se explica a continuación:

Se buscaron variables que estuvieran directamente relacionadas con el proceso de la marcha humana, que pudieran ser medidas y que los sensores para medir las señales fueran de fácil implementación dejando de lado el diseño de sensores especiales.

De lo anterior se observaron cuatro señales FAR, VM, VV y AFER la quinta y última señal se propuso con la intención de hacer una conexión entre el sistema protésico artificial y el cerebro humano.

Lo siguiente fue hacer grupos de dos o tres entradas y una salida que sería la señal deseada para el AMR, se buscó combinar las entradas de tal manera que existieran relaciones directas entre las entradas propuestas y la salida deseada, quedando como sigue:

Estimación de la fuerza deseada para el AMR (FDAMR)

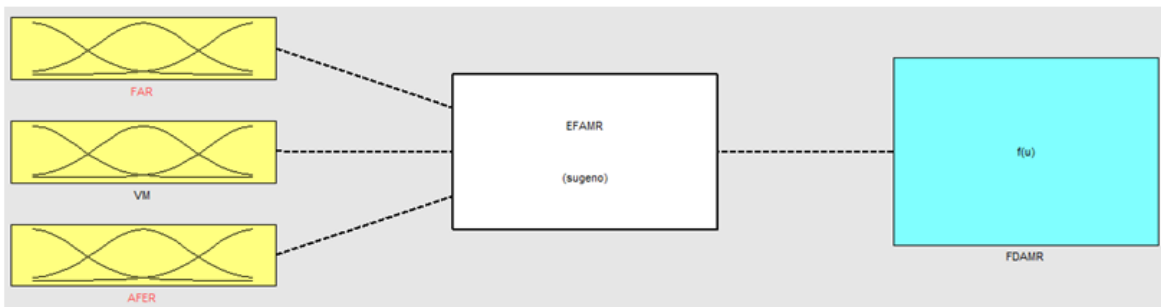


Figura 4.8 Estimación de la fuerza deseada sobre el AMR

Donde

- FAR La fuerza aplicada sobre la rodilla
- VM la velocidad de marcha
- AFER El ángulo de flexoextensión de la rodilla

Estimación del desplazamiento para el AMR la (DDAMR)

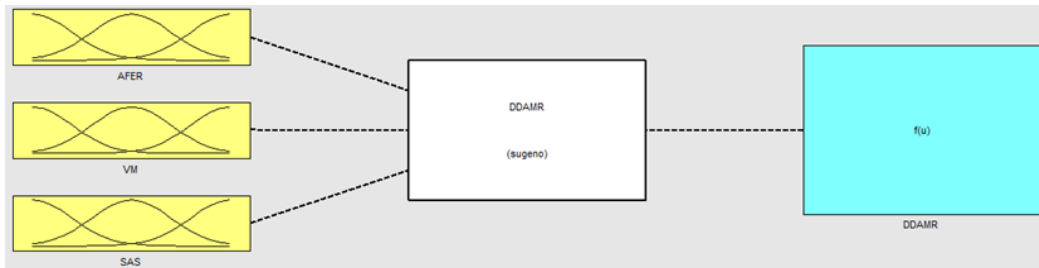


Figura 4.9 Estimación del desplazamiento deseado para el AMR

Donde

- AFER El ángulo de flexoextensión de la rodilla
- VM es la velocidad de marcha del paciente (VM)
- SAS Una señal de apoyo que nos serviría para tener apoyo del sistema sensorial humano

Estimación de la Velocidad Deseada para el AMR (VDAMR)

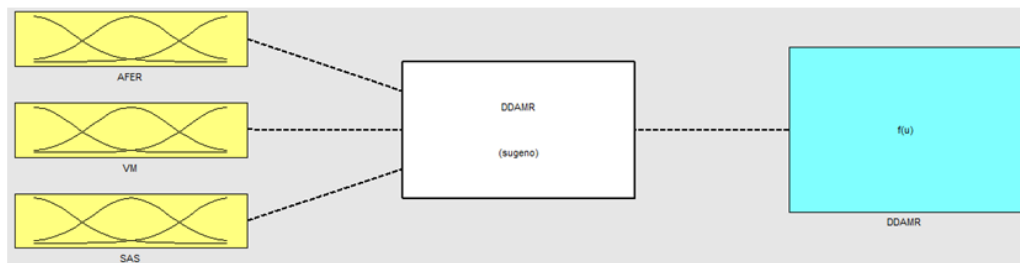


Figura 4.10 Estimación de la VDAMR deseada para el AMR

Donde

- AFER El ángulo de flexoextensión de la rodilla
- VM es la velocidad de marcha del paciente (VM)
- SAS Una señal de apoyo que nos serviría para tener apoyo del sistema sensorial humano

La razón de por qué se establecieron tres salidas estimadas quedará clara cuando se describa el modelo inverso del AMR ya que ese modelo funciona con tres entradas, como las que se proponen.

Para relacionar las entradas con la señal deseada en lógica difusa se utilizan reglas lingüísticas, pero para ello es necesario saber cómo debería o debe ser la salida, por lo que se propuso utilizar como experto las gráficas obtenidas de los análisis de marcha humana, dado que aún no se cuenta con tales gráficas y que las que existen en la literatura no se muestran todas estas se propondrán las de: velocidad de marcha, velocidad vertical y la señal de apoyo sensorial.

La velocidad de marcha se considera como un escalón cuyo punto máximo es la velocidad promedio de marcha, la cual en personas sanas es de unos 5.5 km/h. Es importante recalcar que para un caso real esta velocidad es variable.

La velocidad vertical se considera siempre positiva y varía desde cero a un valor máximo, es importante señalar que esta variable se propone como medio para determinar que una persona está bajando escaleras, pendientes o que va a caer, sin embargo también existen variaciones en la velocidad vertical en todo momento.

La SAS tiene características bien estudiadas como se muestra en la tabla 4.2, pero para este trabajo sólo se desea saber que el músculo seleccionado está activo durante el proceso de la marcha, con lo que se infiere que el cerebro está realizando una acción de control, en el siguiente apartado se explica más la utilidad de esta señal.

Tabla 4.2 Características de la señales mioeléctricas.

Característica	Rango
Voltaje	5-500 μV
Frecuencia	50-150 H]

Lo siguiente es encontrar las reglas con las que se logre conectar las entradas y salidas, por lo que se propuso hacer un modelo directo de la marcha humana, para que con ello se logre predecir el momento siguiente deseado de dicho fenómeno, el método que se siguió está dado por:

- Se toman datos de la marcha humana normal
- Se define la variable a estimar
- Se buscan que variables están relacionadas con el parámetro a estimar.
- Se aplica un método difuso para generar las reglas con las cuales se estimará la salida que será la entrada de la segunda etapa de control.

Con ello se pretende dar solución a la primera etapa del sistema de control y se explica con más detalle en el siguiente apartado, el controlador del AMR se describe después del modelo directo de la marcha humana. Juntos los dos sistemas conforman la propuesta de controlador difuso para la prótesis de rodilla.

Aunque ANFIS se trabajó primero en el modelo inverso del AMR, en este trabajo se presenta el modelo de la marcha humana en primera instancia, dado que en el sistema de control total la estimación de las señales de entrada del AMR se dan antes para después estimarse la corriente eléctrica para realizar la acción de control.

4.4 Modelo difuso directo de la marcha humana

En los controladores existe un ente que da las órdenes y que de alguna manera establece una señal de referencia, este generalmente es el operador del dispositivo que se está controlando o la persona que a través de una computadora genera el código de órdenes, la pregunta que surge es ¿Cómo generar las órdenes para el controlador del AMR y por añadidura de la prótesis de rodilla?

En el ser humano y muchos seres vivos la respuesta es clara, su cerebro se encarga de procesar y decidir cuál será la tarea a realizar. En el sistema que se propone no se cuenta con un cerebro humano por sí mismo, pero existen aproximaciones que pueden utilizar algunas formas de procesamiento neuronal propias de un ser humano, tales como la lógica difusa y las redes neuronales.

La lógica difusa busca modelar la manera en como aproximamos las cosas a través de la experiencia y nuestro lenguaje poco exacto, las redes neuronales son aproximaciones al funcionamiento de neuronas en particular y algunas características cognitivas humanas en lo general.

La unión de la lógica difusa con la las redes neuronales abren la posibilidad para crear un sistema que modele la manera en cómo el cerebro controla las distintas partes del cuerpo.

ANFIS [22] es una red neurodifusa supervisada que dadas las entradas y la salida puede generar un modelo que relacione esas variables, ese mismo modelo sirve para generar un controlador difuso TSK que funcione con un controlador proporcional donde la ganancia es la unidad.

Se puede utilizar ANFIS para predecir la misma señal pero en un momento $(t+1)$ siguiente con el agregado de dos señales más las cuales sirven para crear reglas cuya salida dependa de más señales de entrada evitando que se presente un caso que se puede repetir en muchos momentos, por ejemplo el AFER por lo menos vale lo mismo en dos momentos distintos, cuando la rodilla se extiende o flexiona.

En un principio la idea sería que ANFIS funcionara como una caja negra como la Figura 4.11, donde dadas las entradas y la o las salidas se entrena la red hasta que esta converja con un cierto error.

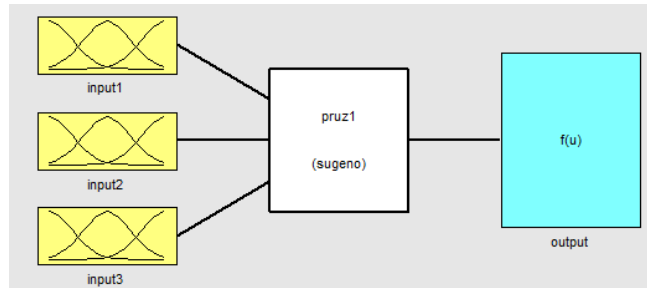


Figura 4.11 Control proporcional basado en ANFIS

De lo anterior se deriva la pregunta siguiente ¿Cómo entrenar a la red neuronal? La respuesta, como ya se mencionó en el apartado anterior, se da por tres medios:

- Utilizando gráficas de la marcha humana que están en la literatura
- Utilizando modelos matemáticos de la marcha humana
- Utilizando gráficas de la marcha humana obtenidas de manera experimental.

Siguiendo con la lógica difusa la forma más adecuada de entrenar la red ANFIS es el utilizar los datos obtenidos por medios experimentales, sin embargo, y como ya se ha mencionado, aún no se cuenta con esa base de datos; lo cual no implica que no se utilizará, sino que servirá para iteraciones posteriores.

Tomando en cuenta lo anterior se busca generar las señales de entrada tratando de igualar las señales obtenidas de una persona sana, tales datos provienen de laboratorios tradicionales dedicados al análisis de la marcha humana. Un ejemplo de estos datos se muestra en la Figura 4.12.

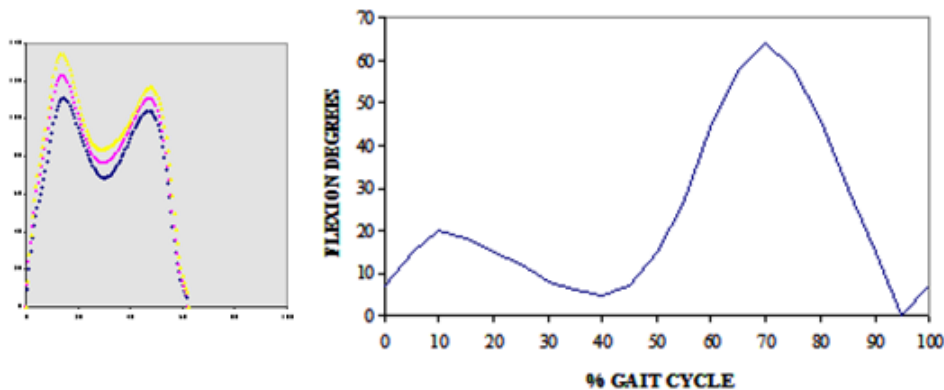


Figura 4.12 Ciclo de marcha humana, a la izquierda la fuerza vertical que se da en la rodilla y a la derecha el ángulo de flexoextensión, en ambos casos el rango del eje horizontal es de 0 a 100%, lo que completa un ciclo de marcha.

De la Figura 4.12, a la izquierda se observan tres curvas que varían en amplitud, estas curvas corresponden a tres personas distintas pero también podrían corresponder a la misma persona sólo que con una diferencia en el peso del paciente, esto querrá decir que no se podría entrenar la red neuronal con una sola curva porque se estaría creando un modelo de la marcha para una persona en especial, más aún para un tiempo y un espacio único.

La manera en la que se resuelve este problema es entrenar la red con datos con curvas como la de la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** y se varía la amplitud e estas de manera aleatoria, teniendo en cuenta los puntos siguientes:

- Se consideran los límites inferior y superior de la variable de entrada.
- Se establece si la variable de entrada es periódica

Para nuestro caso utilizando Solid Works se generó un croquis donde se pegó una imagen de la curva de la fuerza vertical sobre la rodilla como la Figura 4.12, y sobre una de las curvas se ajustó una curva por medio del comando Spline, esta curva se compone de varios puntos, para este caso de 50, estos se exportaron a Excel, para después generar las gráficas en MATLAB.

Para lograr varias curvas se escaló la curva base, después se estableció que fuera periódica como en la marcha humana, tales curvas e muestran en la Figura 4.13.

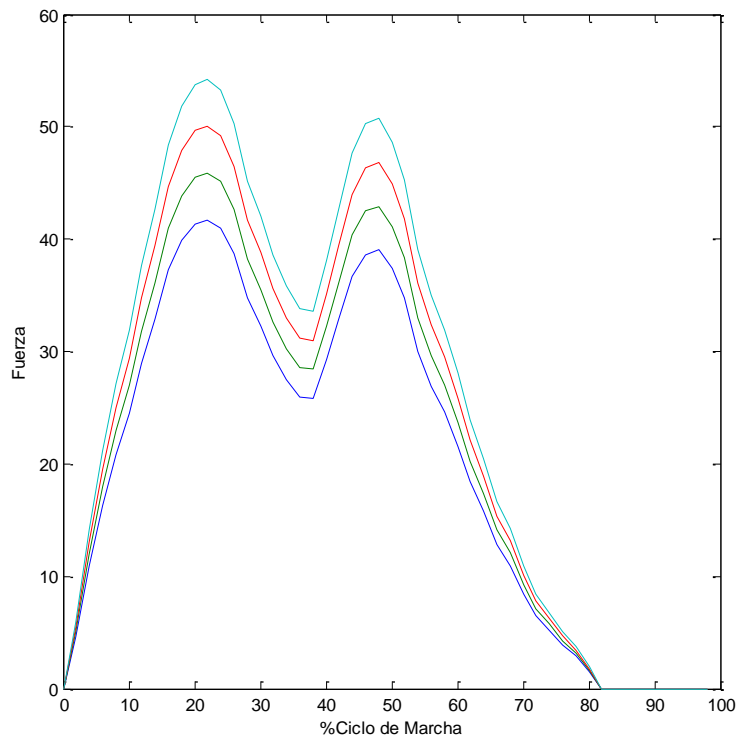


Figura 4.13 Fuerza sobre la rodilla

El mismo proceso se realizó para el caso del ángulo de flexoextensión y el caso de las otras señales propuestas siguió el proceso explicado en el apartado anterior.

4.4.1 Estimación de las variables de entrada para el AMR

De lo explicado en el apartado anterior se definen las entradas como sigue:

La fuerza aplicada sobre la rodilla (FAR)

Normalmente el parámetro que se utiliza en las prótesis de rodilla [27], [28], [29] es el momento que se genera por efecto del peso del cuerpo con respecto a la rodilla ya que si este es muy grande entonces el actuador tendrá que oponerse en la misma magnitud para evitar que la rodilla se flexione, sin embargo para este trabajo se considera que es suficiente con saber cómo es la fuerza sobre la rodilla ya que las otras señales sensadas combinadas dan la posibilidad de saber si la rodilla se está flexionando.

Una señal de apoyo que serviría para que haya una conexión con el sistema sensorial humano (SAS)

Los músculos del cuerpo están interrelacionados, es decir que en el momento de realizar una actividad, en este caso todo lo relacionado con la marcha humana, los músculos implicados en ese proceso no sólo son los directamente implicados sino los que lo hacen de manera indirecta, por ejemplo cuando se camina se mueven los brazos o el cuello [30][26].

En este caso las SAS servirán como una señal de control para así utilizar el sistema sensorial humano.

Aun cuando en la persona amputada no existe el miembro perdido, el cerebro humano manda señales a distintos músculos del cuerpo para realizar cierta tarea, buscando con ello controlar el movimiento.

La diferencia existente entre los sistemas mioeléctricos actuales utilizados para controlar algunos movimientos de algunas prótesis de mano o brazo radica en que el paciente debe aprender a controlar la prótesis, por el contrario, lo que se busca con la SAS es saber que el cerebro manda una señal que busca realizar una acción de control para realizar una tarea que se puede deducir de la contracción de músculos indirectamente relacionados con los de los miembros inferiores.

Ángulo de flexoextensión de la rodilla (AFER)

Otro parámetro importante a medir es el ángulo de flexoextensión de la prótesis de rodilla, que está definido por la línea media del fémur y la línea media de la tibia. La razón principal de este parámetro es saber qué tan flexionada está la rodilla en cierto tiempo.

Velocidad de marcha (VM)

La velocidad de marcha sirve como referencia para saber qué tan rápido va el paciente, si está caminando o realiza otra tarea distinta como balancear su pierna amputada manteniendo la otra pierna en apoyo por ejemplo.

Velocidad vertical (VV)

La velocidad en la dirección vertical se propone para los casos donde el paciente desciende, como el caso de pasar por pendientes inclinadas o escaleras o saber cómo está variando la velocidad del centro de gravedad del paciente.

Todas las señales en conjunto sirven como medio para saber las condiciones de la marcha humana y se parte de que el cuerpo humano tiene un sistema nervioso que cuenta con millones de inervaciones que en conjunto sensan la interacción del cuerpo con el medio y con el entorno, permitiendo al cerebro realizar una acción de control.

4.4.2 Relación entre entradas y salidas

Ahora se busca encontrar qué variables medidas están relacionadas con la salida que se desea estimar, por ejemplo si se quiere saber la velocidad deseada del vástago en el AMR entonces se tendrá que tomar en cuenta el ángulo de flexoextensión de la rodilla, con lo anterior se tendría relacionada una salida con una entrada y supondría una relación proporcional, sin embargo cuando se modelaba este caso los resultados no eran aceptables y la razón es que las condiciones en la marcha humana son muy cambiantes para una sola persona, con el agregado de que el sistema deberá funcionar para muchos pacientes con características físicas distintas.

Por la razón explicada el estimador difuso trabajará adecuadamente en las condiciones en las cuales se creó el modelo, sin embargo tendrá problemas cuando las condiciones cambien, entonces lo que se hace es agregar entradas que hagan que una salida se relacione con más condiciones medidas aun cuando el rango y frecuencia de una señal de entrada se haya tomado de una manera adecuada.

El símil, aunque lejano, es con el sistema nervioso que funciona de la misma manera, con la diferencia que en el cuerpo humano se tienen millones de inervaciones que funcionan como igual número de señales sensadas y en este caso sólo se tienen cinco señales.

La primer prueba que se hizo fue proponer una señal periódica como entrada y como salida la misma señal pero desplazada 0.1 s como se muestra en las Figura 4.14 y Figura 4.15, el resultado fue que el ECM obtenido fue de 10×10^{-7} sin embargo esto sucede porque la señal no varía en amplitud y en frecuencia, esto mismo es visto cuando se hace lo mismo con una señal aleatoria, ANFIS logra predecir la salida desplazada con mucha precisión.

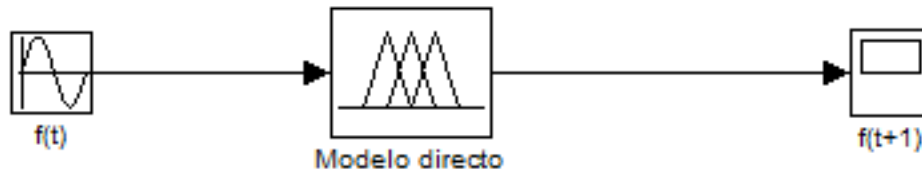


Figura 4.14 Esquema de la primera prueba

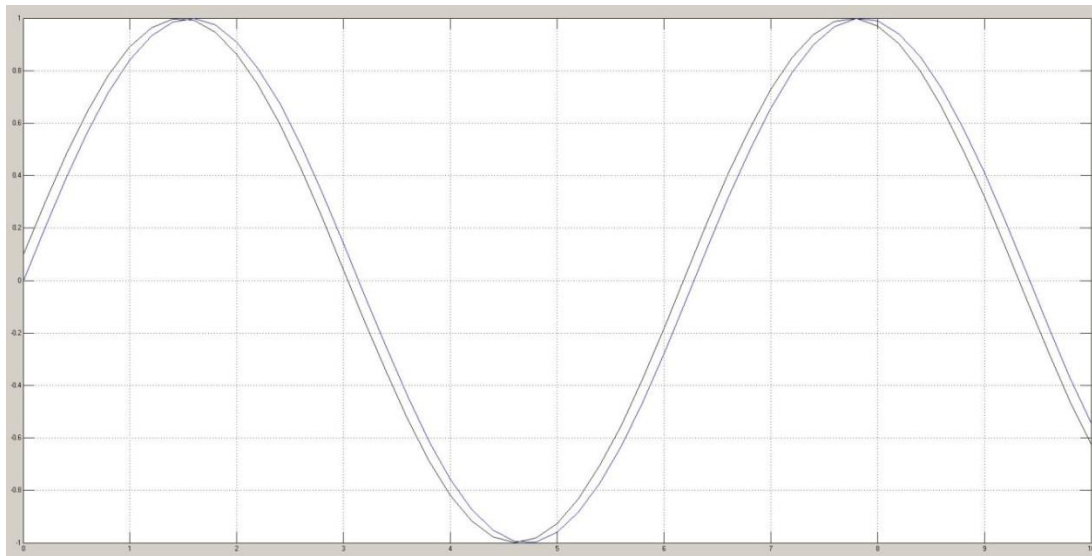


Figura 4.15 Señal de entrada $f(t)$ y $f(t+1)$

Cuando en el tiempo se varía la frecuencia o la amplitud el modelo ANFIS tiene problemas en la conversión, una manera de solucionarlo es aumentar el número de niveles lingüísticos, pero si se pretende mantener un ECM bajo del orden de 10×10^{-3} el número de niveles lingüísticos crece a unos 15 o más si se quiere un error menor, ello hace que el sistema converja pero tiene el problema que la simulación y luego la implementación se hacen complicadas, en la primera porque al simular el controlador exige muchos recursos de cómputo haciendo que un segundo se simule en por lo menos 10 s y la implementación porque ya no se tiene una computadora para poder realizar los procesos difusos asociados al controlador.

Lo siguiente fue aumentar una señal de entrada quedando dos entradas medidas una salida estimada como se muestra en la Figura 4.16, el resultado es que el número de niveles lingüísticos por entrada se redujo a cinco, con un ECM de segundo orden.

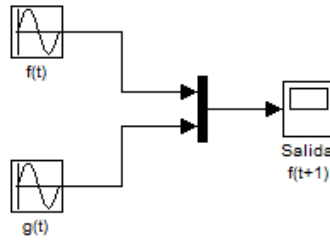


Figura 4.16 Esquema de la primera prueba

Como se pretende que exista una cierta conexión entre el sistema de control artificial y el cerebro, se decidió agregar una tercera señal de entrada, dando como resultado una primera etapa con tres estimadores difusos que alimentarán al controlador difuso del AMR, los tres estimadores con sus respectivas entradas se muestran en las Figura 4.17, Figura 4.18 y Figura 4.19.

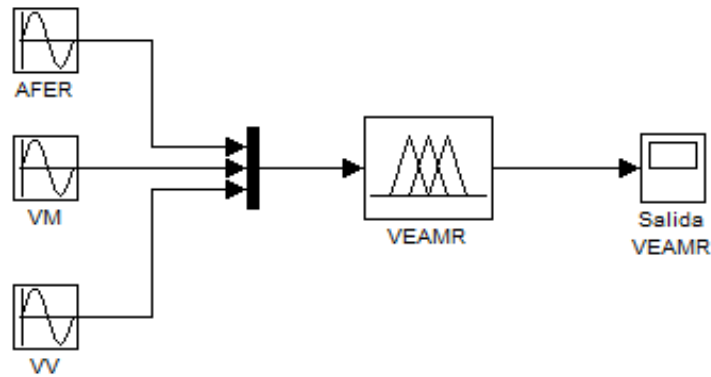


Figura 4.17 Esquema del estimador difuso para la velocidad estimada en el AMR

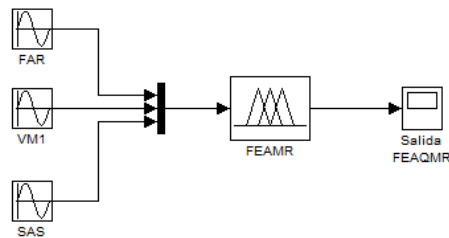


Figura 4.18 Esquema del estimador difuso para la fuerza estimada en el AMR

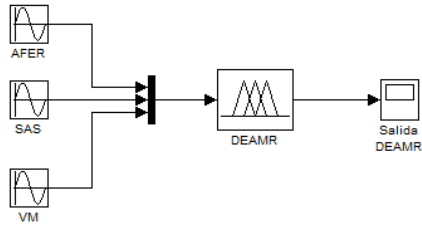


Figura 4.19 Esquema del estimador difuso para el desplazamiento estimado en el AMR

Aquí es importante aclarar que no existe un método que diga cómo combinar las señales de entrada para que se obtenga una salida adecuada, para que el resultado sea aceptable es necesario hacer las combinaciones y simular su funcionamiento. El esquema general de la primera etapa de control se muestra en la Figura 4.20.

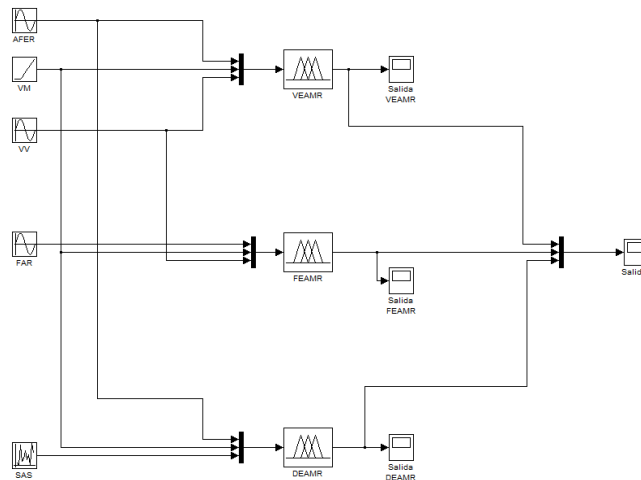


Figura 4.20 Esquema general de la primera etapa de control.

Con lo anterior se obtienen las señales deseadas y con ello se puede establecer la acción de control, en el tema siguiente se describe el modelo inverso del AMR que funciona como controlador difuso del AMR.

4.5 Modelo inverso del AMR

Un AMR (amortiguador magnetorreológico) utiliza como fluido de trabajo una mezcla de aceite con partículas de hierro esféricas de tamaño microscópico, que pueden ser alteradas por un campo magnético de tal manera que las partículas se alinean a las líneas de campo producidas por una bobina dispuesta en el interior del AMR. Este fenómeno produce un cambio en la viscosidad del fluido y con ello se modifica el coeficiente de amortiguamiento del AMR.

En el trabajo anterior [1] el AMR seleccionado fue el RD-1005-3 de Lord con las siguientes características[LORD con datos del fabricante]:

- Carrera de 53 mm
- Tiempo de respuesta menos a 15 ms
- Resistencia de la bobina 5 Ω a temperatura ambiente
- Corriente máxima 1 A si la señal es continua por un máximo de 30 s y 2 A si la señal es intermitente.

Una parte importante en el diseño de controladores difusos es tener un experto que genere las reglas difusas con las cuales se gobierne el controlador difuso, tal experto puede ser: una persona conocedora de la dinámica del sistema a controlar, un modelo matemático-teórico, un modelo matemático-experimental o la intersección de los anteriores.

En la literatura existen varios modelos matemático-experimentales de un AMR [31], [32], [33]: Bingham, Bouc-Wen, Spencer, mLG (propuesto por Jiménez). Todos ellos son modelo directos de AMR donde el desplazamiento y la corriente eléctrica son las entradas para calcular la fuerza producida por el AMR, este hecho, aunado a la complejidad de dichos modelos, hace poco factible la inversión matemática de ellos para poderse utilizar en esquemas de control donde es necesario calcular la corriente que produzca la fuerza y el desplazamiento que se desea. Por esta dificultad se han buscado otras técnicas para invertir modelos altamente no lineales como el del AMR.

Una de estas técnicas es utilizar modelos difusos y en especial modelos neuro-difusos como ANFIS para obtener ese modelo inverso [34], [35], [36].

Dado que Jiménez [36] utiliza un AMR igual al seleccionado para la prótesis de rodilla y que en ese mismo trabajo se propone un modelo directo viable del AMR, se utilizará como modelo base para generar el modelo difuso inverso.

$$\frac{1}{\alpha} \dot{y} = \dot{x} - |\dot{x}|y$$

$$f = \frac{\beta(i)}{\alpha} y + \gamma(i)\dot{x} + \delta x + \frac{\varepsilon}{\alpha} \dot{y} + f_0$$

$$\beta(i) = \alpha(q_1 i + q_2)$$

$$\gamma(i) = p_1 i^2 + p_2 i + p_3$$

Dónde:

- y es una variable interna
- X es el desplazamiento del vástago en el AMR
- f₀ es la fuerza del AMR con una i_{amr}=0 y X=0
- δ es un coeficiente asociado al resorte del AMR
- β(i), γ(i) son coeficientes viscosos que dependen de la corriente suministrada al AMR

- α es el coeficiente de amortiguamiento

Tabla 4.3 Valores de las constantes utilizadas en el modelo directo del AMR planteado por [36]

Parámetros	Valores
α	3.40 1/mm
p_1	-10.80 NS/mmA ²
p_2	17.75 NS/mmA
p_3	0.50 NS/mmA
q_1	833.85 N/A
q_2	14.72 N
ε	0.60 Ns/mm
δ	1.03 N/mm
f_0	-45.82 N

4.5.1 Entrenamiento de la red neuronal ANFIS

Como se mencionó en el apartado anterior para generar los datos para obtener el modelo inverso neuro-difuso se utilizó el modelo mLG [22,31]. El esquema general se muestra en la Figura 4.21 donde las entradas para el modelo directo son el desplazamiento del émbolo del AMR y la corriente eléctrica aplicada (IAMr), la salida es la fuerza de reacción del amortiguador.

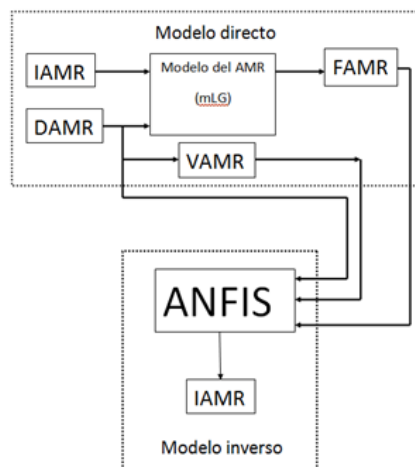


Figura 4.21 Modelo inverso basado en el modelo directo Modelo modificado de LuGre (MLG)[22,31]

La fuerza que es la salida en el modelo directo se convierte en entrada para el modelo inverso, el desplazamiento se mantiene como entrada y la I_{amr} en el modelo directo se convierte la salida.

En principio se propuso invertir el modelo mLG de tal manera que sólo se tuvieran 3 variables, dos entradas una salida, como se muestra en la Figura 4.23 Aproximador de la corriente en el AMR para un desplazamiento y fuerza deseada donde las entradas son; la fuerza generada con el modelo directo mLG y el desplazamiento es una señal aleatoria que varía en amplitud de -25 a 25 [mm] y de 0 a 3 Hz y la salida es una señal aleatoria que varía de 0 a 1.5 A y una frecuencia de 5 Hz, el espectro de la frecuencia se muestra en Figura 4.22. Esto es importante porque no tiene sentido alimentar la red neuronal ANFIS con señales con cualquier frecuencia ya que la rodilla sólo estará trabajando en una frecuencia menor a 2 Hz.

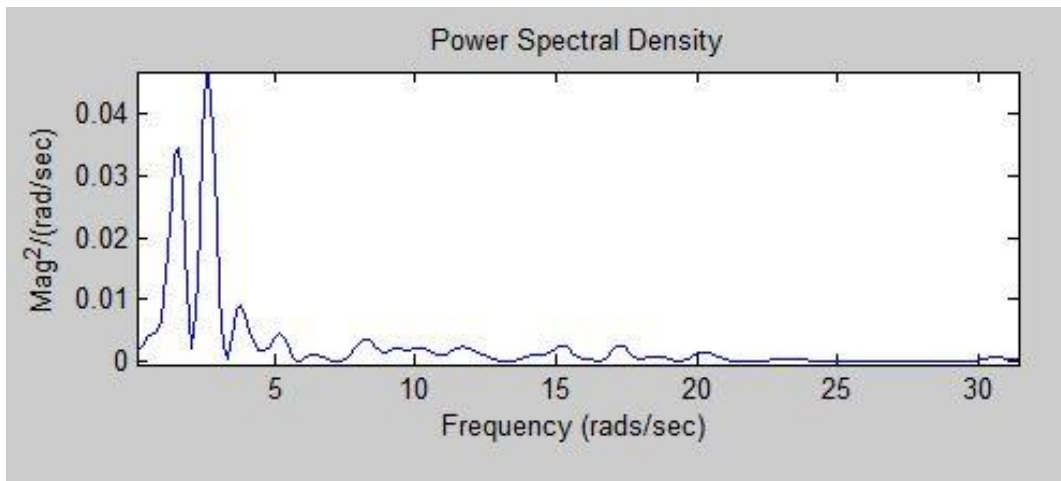


Figura 4.22 Espectro de frecuencia de las entradas y salida utilizadas para el modelo inverso del AMR.

Las señales fueron muestreadas en todos los casos en cada 0.001 s durante 50 s dando un total de 50×10^3 muestras por cada una de las señales. Estas señales fueron utilizadas para entrenar la red Neuro-difusa ANFIS.

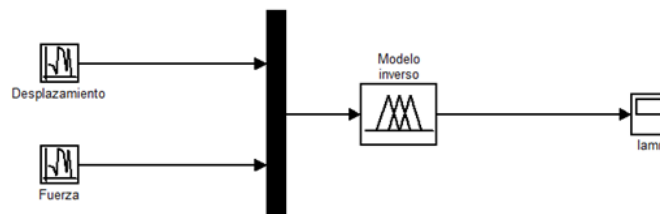


Figura 4.23 Aproximador de la corriente en el AMR para un desplazamiento y fuerza deseada

Con los datos se obtiene una matriz que para este caso es de tres columnas y 50001 filas, la cual es exportada a una aplicación que corre sobre MATLAB, como se muestra en Figura 4.24, esta se llama con el comando **anfisedit**, se elige la opción de entrenar la red desde el Workspace, se carga la matriz a la que previamente se le dio nombre, el siguiente paso es elegir le número de niveles lingüísticos y su tipo.

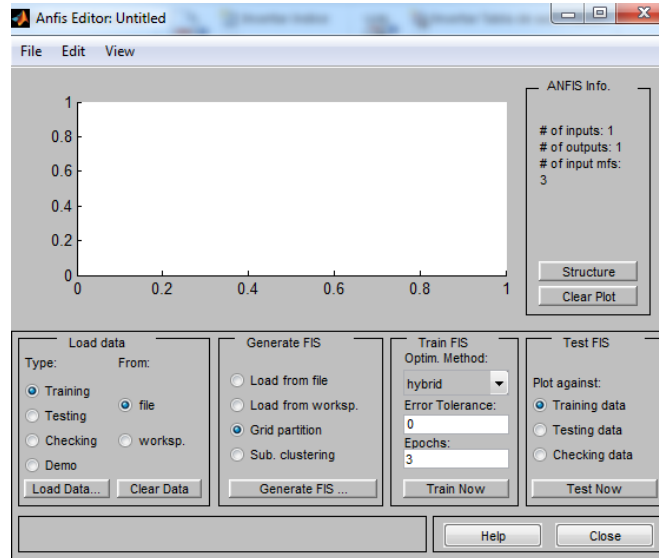


Figura 4.24 Editor de ANFIS

Para el entrenamiento del modelo mostrado en la Figura 4.23, se plantearon como funciones de pertenencia funciones tipo triangular con tres niveles lingüístico, en un primer paso se consideraron tres épocas para dicho entrenamiento y una regla de aprendizaje híbrida, cada una de estas épocas significa que el programa modificará los pesos dentro de la red neurodifusa ANFIS. La estructura de la red se muestra en la Figura 4.25.

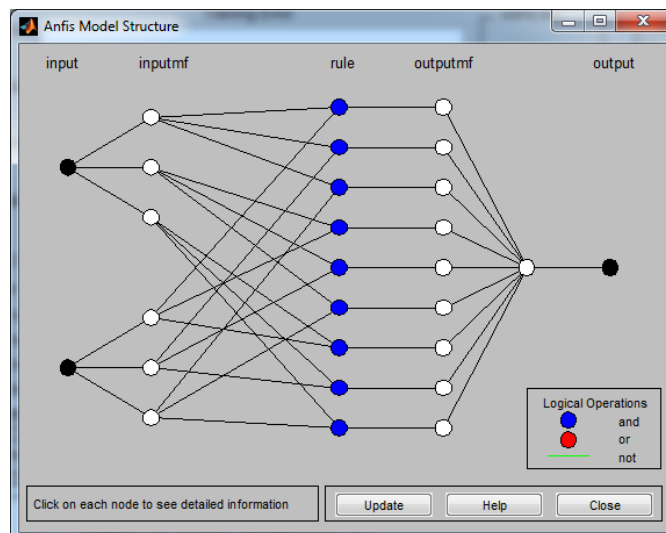


Figura 4.25 Estructura de la red para dos entradas una salida con nueve reglas difusas.

Con lo anterior se comenzó a entrenar la red, en este sentido se planteó que se consideraría finalizada la prueba cuando:

- El comportamiento del ECM ya no variará
- Que la variación del ECM al inicio y al final no fuera significativa, esto es que ya no existiera variación en el cuarto decimal.
- Que el ECM estuviera debajo de 0.1

Con lo anterior se observó que para dos entradas (Desplazamiento y Fuerza) una salida (Corriente eléctrica) ECM no era menor a 0.1, por lo que se decidió aumentar el número de niveles lingüísticos, llegando hasta nueve niveles con errores por arriba de 0.1. Aquí es necesario señalar que el número de niveles lingüísticos puede variar hasta infinito, como consecuencia el número de reglas a operar será infinito, ese es uno de los inconvenientes principales, porque si bien el rango de una variable difusa se puede fraccionar en un número de niveles suficiente para reducir el ECM, la consecuencia es un tiempo de entrenamiento mucho más grande y un número de reglas muy grande que repercute a la hora de implementar el sistema para realizar acciones de control.

Tomado lo anterior se decidió agregar una variable más de entrada y se eligió a la velocidad porque es otra de las variables con las que trabaja el modelo mLG, quedando un sistema de tres entradas y una salida.

El proceso que se siguió fue similar al caso de dos variables, sólo que se decidió realizar el entrenamiento para siete tipos de funciones de pertenencia que tiene la aplicación ANFISEDIT.

Tabla 4.4 Entrenamiento de la red neurodifusa para obtención del modelo inverso del AMR.

Número de prueba	Entradas/Salidas	Niveles lingüísticos	Función de pertenencia	Épocas	ECM
1	3/1	3	trim	50	0.080186
2	3/1		trap	50	0.16078
3	3/1		gbell	2000	0.768
4	3/1		gauss	500	0.09614
5	3/1		pim	850	0.178414
6	3/1		desig	928	0.14615
7	3/1		psig	500	0.14615
1	3/1	4	trim	500	0.092823
2	3/1		trap	309	0.089226
3	3/1		gbell	1250	0.06652
4	3/1		gauss	129	0.078535
5	3/1		pim	90	0.09157
6	3/1		desig	90	0.07388
7	3/1		psig	500	0.0739
1	3/1	5	trim	129	0.073604
2	3/1		trap	120	0.1032
3	3/1		gbell	750	0.0669
4	3/1		gauss	25	0.06858
5	3/1		pim	300	0.0889
6	3/1		desig	66	0.0783
7	3/1		psig	257	0.075777

Con base en la Tabla 4.4 se observa que es suficiente cuatro niveles lingüísticos para obtener un ECM menor a 0.1 por lo que se decidió utilizar cuatro niveles, dando como resultado N^m (donde N es el número de niveles lingüísticos y m el número de entradas) reglas, es decir 3^4 reglas difusas.

El resultado del entrenamiento es un cúmulo de reglas que gobiernan el controlador difuso tipo TSK, el cual se probó en el modelo desarrollado en SIMULINK. El funcionamiento del modelo inverso se muestra dentro del esquema mostrado en la Figura 4.26, donde se utiliza el modelo directo como el generador de las señales que alimentarán a el modelo inverso y como medio para verificar la fuerza estimada por el MDIF (Modelo difuso).

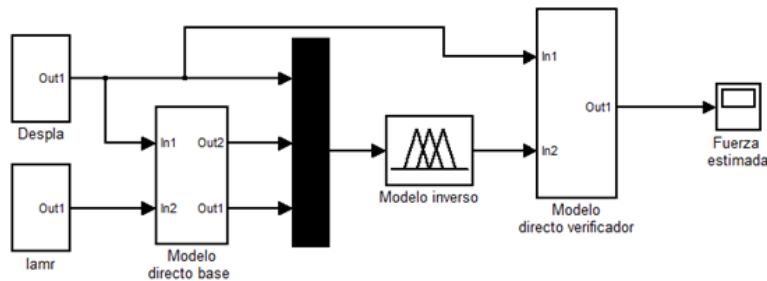


Figura 4.26 Esquema general del modelo inverso

El Bloque Despla expandido se muestra en la Figura 4.27, con lo que se genera un desplazamiento aleatorio.

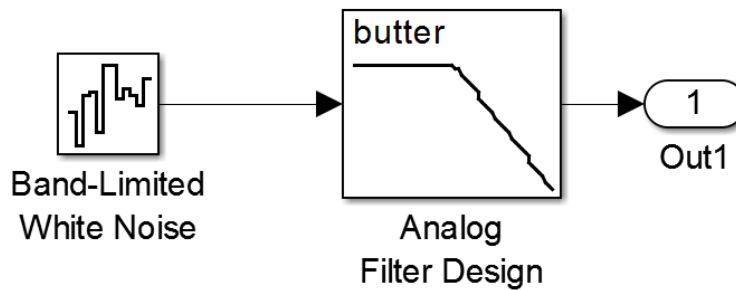


Figura 4.27 Bloque Despla

El bloque Iamr tiene componente similares a Despla, sólo que la señal es siempre positiva y varía de 0 a 1.5 A como se muestra en la Figura 4.28.

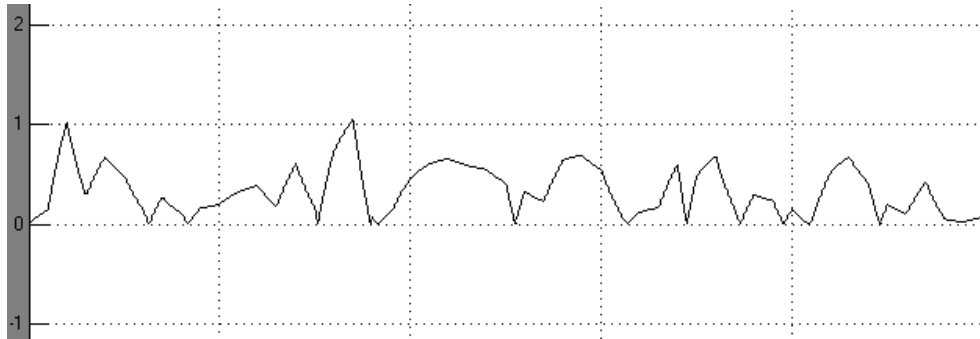


Figura 4.28 Corriente eléctrica I_{mr} vs t

El bloque Modelo directo base se representa gráficamente desde Simulink (ver Figura 4.29) y con base en las ecuaciones planteadas para el modelo mLG.

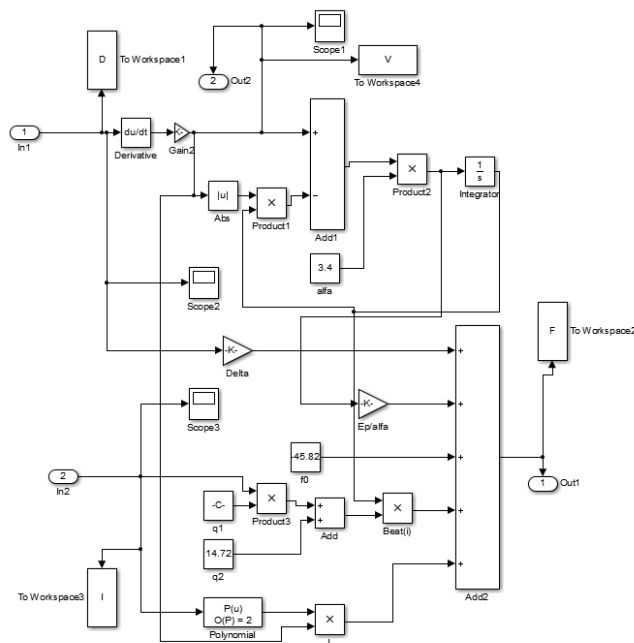


Figura 4.29 Modelo en bloques del modelo matemático mLG para el AMR, donde los bloques F (fuerza), V (velocidad), D (desplazamiento), I (Corriente eléctrica aplicada al AMR) capturan los datos que serán utilizados para entrenar la red ANFIS.

El bloque Modelo inverso, contiene las reglas que gobiernan el controlador difuso, de la Tabla 4.4 se eligió el modelo con cuatro entradas y con un error de 0.06652, lo que implica que se tienen 4^3 o 64 reglas difusas, el tipo de funciones de pertenencia son GBELL como se muestra Figura 4.30.

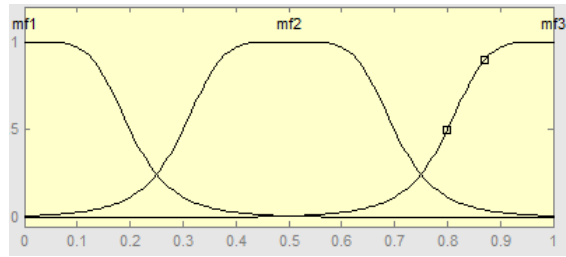


Figura 4.30 Ejemplo de una función GBELL con tres niveles linúísticos, en el eje x estaría definido el rango de la variable y en el eje y la pertenencia que varía de (0-1).

En la Figura 4.31 se muestra el comportamiento del modelo inverso bajo una señal aleatoria, la línea punteada y en color azul es la señal de referencia y se obtuvo utilizando el modelo directo mLG, la señal en rojo también se obtuvo por medio del modelo mLG, la diferencia estuvo en que corriente aplicada al AMR se calculó con el modelo inverso neurodifuso. Obsérvese que en casi todo el rango el comportamiento de la señal estimada es muy cercano al de la señal de referencia.

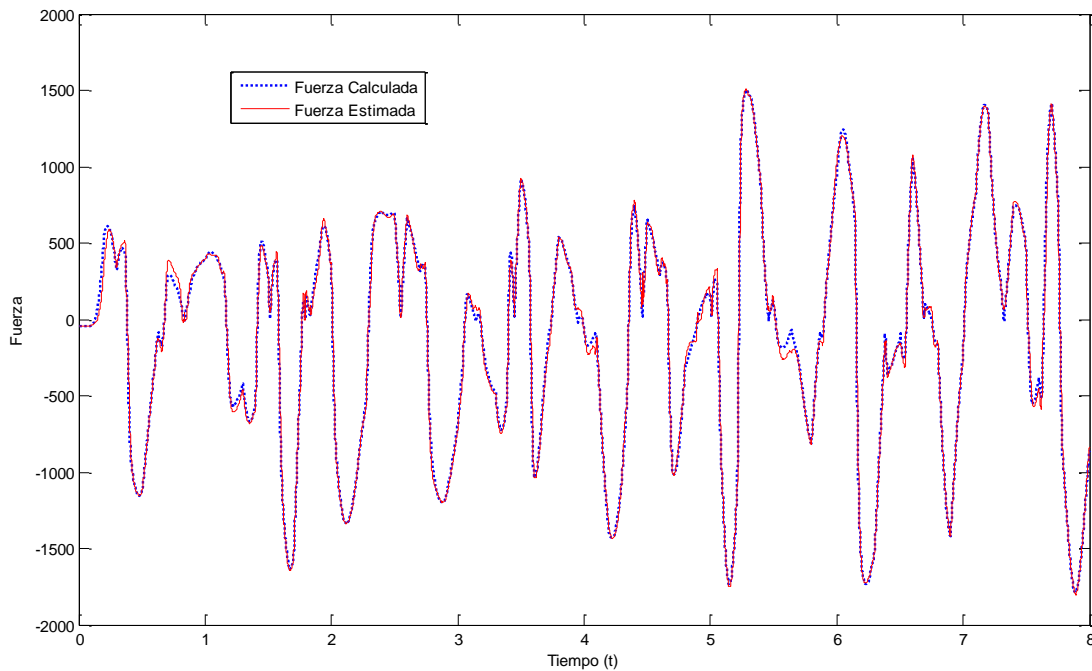


Figura 4.31 Fuerza de referencia y fuerza estimada, en línea punteada de color azul se muestra la referencia o fuerza calculada que se obtiene a través del modelo mLG y en rojo la señal estimada obtenida con la Iamr estimada por el modelo inverso neuro-difuso aplicada al modelo directo.

Lo anterior es indicativo de que el modelo inverso propuesto para este trabajo logra identificar el comportamiento no lineal del AMR, esto como se mencionó antes, con sólo 64 reglas difusas, esto es adecuado si se toma en cuenta que una de las principales críticas que se le hacen a esta técnica, es que se hacen necesarias cantidades por miles de reglas para aproximar un modelo.

La consecuencia de esa cantidad tan grande de reglas, es que sólo queda como un ensayo académico, porque se hace necesario un poder de cómputo grande para su implementación.

Contrario a lo anterior, la implementación del modelo propuesto en este trabajo, en cuanto a capacidad de cómputo se refiere, es teóricamente menor.

Para finalizar es necesario e importante recalcar que en los sistemas basados en lógica difusa no existe una serie de pasos que determinen o garanticen que el sistema calculado funcione. La razón, es el alto número de variables que se manejan, basta con decir que en la literatura no existe una serie de pasos que digan que funciones de pertenencia utilizar. La manera en cómo se trabaja y se llega a resultados es experimentando, pero las soluciones son muy simples.

Conclusiones

Se presentó un modelo inverso del amortiguador magnetorreológico que se utilizará como elemento de control para la prótesis de rodilla, este modelo se puede tomar como base para un controlador proporcional con una ganancia variable. Este modelo sirve para desarrollar un modelo que se alimente de datos experimentales.

Si bien una representación difusa es un “modelo de un modelo” ya que nace con los datos provistos por un modelo directo, su fiabilidad se sustenta precisamente en que el modelo directo da resultados adecuados.

De lo anterior, un primer paso para el desarrollo de modelos inversos que puedan ser utilizados como controladores proporcionales, es tener una base de datos que esté limpia (libre de ruidos), esto permite que llegar a un resultado adecuado se haga más fácil, ya que la suma del ruido puede comprometer el tiempo para llegar al resultado deseado o en definitiva no llegar, pudiendo suponer que el método no es adecuado.

Una de las principales objeciones contra los modelos difusos, y por ende los modelos neurodifusos es que crean una gran cantidad de reglas que hacen necesaria la utilización de procesadores robustos, sin embargo esa característica no debe tomarse como impedimento, ya que los microcontroladores de hoy tienen la capacidad para que en ellos se implementen sistemas de control como el que se presenta en este trabajo, además de que existe el algoritmo de agrupamiento difuso ya empleado que puede ser utilizado para reducir el número de reglas generadas.

El problema de una gran cantidad de reglas y su poco entendimiento puede ser resuelto utilizando estimadores difusos que trabajen por etapas de tal manera que la salida de la primera etapa sea una variable estimada de la segunda como se propone en este trabajo.

La marcha humana es un proceso que tiene un comportamiento cambiante por naturaleza, por esta razón, es necesario que se utilicen técnicas de control no tradicionales que permitan al sistema irse adecuado a los cambios o absorber las pequeñas variaciones sin que el proceso de control se vea comprometido.

Tomando como base el modelo inverso para el AMR se considera que la propuesta para generar el modelo directo de la marcha humana es factible.

Tanto para el AMR como para la marcha humana se considera que ANFIS es una herramienta adecuada para poder establecer un modelo tanto directo como inverso de los dos sistemas.

Trabajo a futuro

El funcionamiento del sistema que se presenta en esta tesis depende mucho de tener un experto fiable, tal experto sirve para generar una base de datos con la cual los modelos difusos se podrán ajustar de una manera más adecuada. El modelo que se utilizó es un modelo tomado de [31], es necesario contar con datos obtenidos de la marcha real de la persona que va a utilizar la prótesis en el terreno en el que realmente va a caminar. No es suficiente contar con datos obtenidos en laboratorio con condiciones controladas. Un sistema de adquisición de datos sobre la marcha humana para todo terreno está planteado a nivel de diseño conceptual y es la propuesta de solución planteada, la cual se desarrollará en sus etapas siguientes.

Al contar con dichos datos reales, se podrá probar si el modelo propuesto de estimación de señales deseadas o estimadas para el AMR funciona, ya que el modelo de controlador difuso que se presenta supone que una persona que tiene una prótesis de rodilla iniciará la marcha como un paciente sano y que el modelo directo de la marcha engloba la mayoría de condiciones posibles.

Otra parte importante es la instrumentación de la prótesis de rodilla, la cual se desarrolla por medio de una tesis de licenciatura, con la terminación de esta se podrá saber si una instrumentación sencilla con componentes con precisiones alrededor del 5% es suficiente para que un controlador difuso funcione.

Es conveniente utilizar un amortiguador magnetorreológico que permita la variación en la precarga del mismo, este tipo de AMR ya existe el mercado y lo provee el mismo fabricante del AMR utilizado para este trabajo (LORD), otra opción es diseñar un AMR para la prótesis de rodilla, lo que implica un rediseño del sistema mecánico en la prótesis.

Por último es necesaria la implementación del controlador con componentes no dedicados, como una computadora, para poder ajustar el sistema que se propone para que más adelante se pueda llevar todo a un sistema embebido.

Referencias

- 1] J. A. N. Castrejón, *Diseño de una prótesis policéntrica de rodilla para amputado transfemoral*, México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2007.
 - 2] «univie-History prosthetics,» [En línea]. Available: <http://www.univie.ac.at/cga/history/prosthetics.html>. [Último acceso: 15 Junio 2008].
 - 3] «Inventors,» [En línea]. Available: <http://inventors.about.com/library/inventors/blprosthetic.htm>. [Último acceso: 16 Junio 2008].
 - 4] «The UK Limb Loss Information Center,» [En línea]. Available: www.limblossinformationcentre.com/rehabilitation/prosthetics/prosthetics-general/the-history-of-prosthetics/. [Último acceso: 15 Julio 2008].
 - 5] S. Collado Vázquez, «Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. influencia del transporte de carg,» Madrid, 2002.
 - 6] M. Nordin, *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*, España: McGraw Hill Interamericana, 1991.
 - 7] K. S. Jong y K. S. Eun, «Comparison of Range of Motion of High-Flexion Prosthesis and Mobile-Bearing Prosthesis in Total Knee Arthroplasty,» *Orthopedicts*, 2005.
 - 8] S. J. Mulholland y U. P. Wyss, «Activities of daily living in non-Western cultures: range of motion requirements for hip and knee joint implants,» *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 24, n° 3, pp. 191-198, 2001.
 - 9] D. C. Arce. [En línea]. Available: <http://www.arcesw.com/principal.htm>. [Último acceso: 23 Agosto 2008].
 - 10] F. Hernández Stengele, *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*, Puebla: Universidad de las Américas, 2008.
 - 11] R. R. Torrealba, G. Ferández López y J. C. Grieco, «Towards the development of knee prostheses: review of current researches,» *Kybernets*, vol. 37, n° 9/10, pp. 1561-1576, 2008.
 - 12] P. Dupont, P. Kasturi y S. A., «Semi-active control of friction dampers,» *Journal of Sound and Vibrations*, vol. 202, n° 2, pp. 203--218, 1997.
- S. J. Dyke, B. F. Spencer y C. J. D., «Experimental verification of semi-active structural control strategies using acceleration feedback,» *Proceeding of the 3erd*

- 13] *International Conference on Motion and Vibration Control*, vol. III, pp. 291-296, 1996.
- L. A. Zadeh, «Fuzzy sets,» *Fuzzy sets; Information and control*, vol. 8, pp. 338-14] 353, 1965.
- L. Reznik, *Fuzzy Controllers*, Melbourn: Newnes, 1997.
- 15]
- S. S. a. S. N. D. S. N. Sivanandam, *Introduction to Fuzzy Logic using*
16] *MATLAB*, Berlin: Springer, 2007.
- S. Aja Fernández, *Un nuevo marco matricial para la implementación de*
17] *inferencia borrosa aplicados al proceso de información no numérica*, Valladolid: Universidad de Valladolid, 2003.
- R. Leszek, *Flexible Neuro-Fuzzy Systems*, NEW YORK: KLUWER
18] *ACADEMIC PUBLISHERS*, 2004.
- P. K. M. y Y. Stephen, *Fuzzy Control*, Addison Wesley Logman, 1998.
- 19]
- E. H. Mandani, «Application Of Fuzzy Logic To Approximate Reasoning Using
20] *Linguistic Synthesis*».
- T. Takagi y M. Sogeno, «Fuzzy Identification of Systems and Its Applications to
21] *Modeling and Control*,» *Systems, Man and Cybernetics*, Vols. %1 de %2SMC-15, nº 1, pp. 116-132, 1985.
- J. R. Jyh-Shing, «ANFIS: Adaptive-Network-Based Fuzzy Inference System,»
22] *IEEETrans. on Systems*, vol. 23, nº 3, pp. 665-685, 1993.
- J. J. Jassbi, P. J. A. Serra, R. A. Ribeiro y A. Donati, «A comparison of Mandani
23] and Sugeno inference system for a space fault detection application,» de *Automation Congress*, Budapest, 2006.
- H. A. Romo y J. Realpe, «Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación
24] en control de prótesis de mano,» *Revista Avances en Sistemas e Informática*, vol. 4, nº 1, p. 16577663, 2007.
- L. J. Hargrove, K. Englehart y B. Hudgins, «A Comparison of Surface and
25] *Intramuscular Myoelectric Signal Classification*,» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 54, nº 5, pp. 847-853, 2007.
- E. Criswell, *Surface Electromyography*, Sudbury: Jones and Bartlett Publishers,
26] 2009.

- 27] J. D. Carlson, W. Matthis y J. R. Toscano, «Smart Prosthetics Based On Magnetorheological Fluids,» de *8th annual symposium on smart structures and material*, Newport beach California, 2001.
- 28] A. O. Kapti y M. S. Yucenur, «Design and control of an active artificial knee joint,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 41, pp. 1477-1485, 2006.
- 29] H. Herr y W. Ari, «User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee,» *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 30, n° 1, pp. 42-55, 2003.
- 30] R. Jacobs, «Control model of human stance using fuzzy logic,» *Biol. Cybern*, vol. 77, pp. 63-70, 1997.
- 31] J. F. R. E., Control semiactivo de estructuras civiles utilizando amortiguadores magneto-reologicos, México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2002.
- 32] B. Spencer, S. Dyke, M. Sain y J. Carlson, «Phenomenological Model of a Magnetorheological Damper,» *ASCE Journal of Engineering Mechanics*, vol. 123, n° 3, pp. 230-238, 1997.
- 33] G. Ying-Qing, F. Shu-Min y X. Zhao-Dong, «Simulation Analysis on Intelligent Structures with Magnetorheological Dampers,» *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 19, n° 8, pp. 715-726, 2008.
- 34] M. Eltantawie, «Forward and Inverse Fuzzy Magnetorheological Damper Models for Control Purposes,» *International Journal on Automatic control and System Engineering*, vol. 10, n° 1, pp. 1-9, 2010.
- 35] D. Haiping y Z. Nong, «Evolutionary Takagi-Sugeno, Fuzzy Modelling for MR Damper,» de *6th International Conference on Hybrid Intelligent Systems*, Auckland, 2006.
- 36] R. E. Jiménez Fabián, Observadores adaptables para edificios con amortiguadores magneto-reologicos, México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2006.