



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica

Sección de Estudios de Posgrado e Investigación

Unidad Profesional Adolfo López Mateos Zacatenco

CONTROL INTELIGENTE DE MECANISMOS CON APLICACIONES EN LA BIOMECÁNICA - PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR (RODILLA)

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE DOCTOR EN
CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

PRESENTA

M. EN C. JUAN JOSÉ MUÑOZ CESAR

ASESORES:

Dr. EMMANUEL A. MERCHÁN CRUZ

Dr. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ



MÉXICO DICIEMBRE 2010



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

SIP-14

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D. F. siendo las 13:00 horas del día 19 del mes de Noviembre del 2010 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de E. S. I. M. E. para examinar la tesis titulada:

"CONTROL INTELIGENTE DE MECANISMOS CON APLICACIONES EN LA BIOMECÁNICA-PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR (RODILLA)"

Presentada por el alumno:

MUÑOZ

Apellido paterno

CÉSAR

Apellido materno

JUAN JOSÉ

Nombre(s)

Con registro:

B	0	6	1	4	3	2
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de:

DOCTOR EN CIENCIAS EN INGENIERIA MECÁNICA

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACIÓN DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISION REVISORA

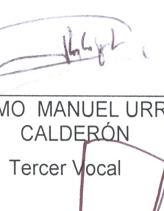
Directores de tesis


DR. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ


DR. EMMANUEL ALEJANDRO MECHÁN CRUZ

Presidente

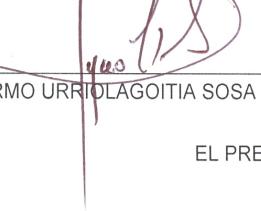
Segundo Vocal

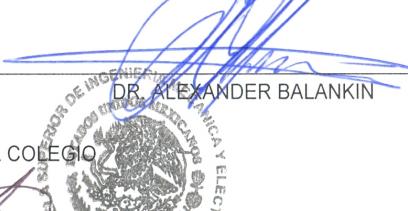

DR. GUILLERMO MANUEL URRIOLAGOITIA CALDERÓN


DR. EMMANUEL ALEJANDRO MECHÁN CRUZ

Tercer Vocal

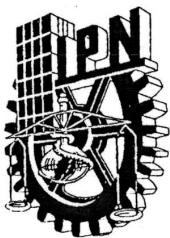
Secretario


DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA


DR. ALEXANDER BALANKIN

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO


COLEGIO DE PROFESORES DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE
INGENIERIA MECANICA Y ELECTRICA
F. N.
DR. JAIME ROBLES GARCIA

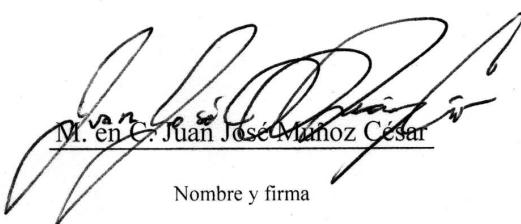


INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 15 del mes Noviembre del año 2010, el que suscribe M. en C. Juan José Muñoz César alumno del Programa de Doctorado en Ciencias en Ingeniería Mecánica con número de registro B061432, adscrito a la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME Unidad Zacatenco, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. Emmanuel Alejandro Merchán Cruz y Dr. Luis Héctor Hernández Gómez y cede los derechos del trabajo intitulado CONTROL INTELIGENTE DE MECANISMOS CON APLICACIONES EN LA BIOMECÁNICA-PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR (RODILLA), al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección jjmunoz@ipn.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.


M. en C. Juan José Muñoz César
Nombre y firma

Resumen

En esta tesis se presenta el desarrollo de un control inteligente, para el mecanismo de la rodilla de una prótesis transfemoral. Además de proponer un mecanismo de cuatro barras, que corresponde al control voluntario de la estabilidad, con una nueva poloide y un sistema de análisis de la marcha, con acelerómetros micro-electro-máquinas (MEM'S) y electro-goniometría.

El sistema para analizar la marcha es utilizado en este trabajo, para generar una base de datos que contenga las aceleraciones de la sección femoral y tibial, además del ángulo producido en la articulación de la rodilla. Todos estos datos son obtenidos en tiempo real y conseguidos del sujeto de estudio en la misma prueba, es decir que las señales de los micro-acelerómetros y el ángulo son adquiridas al mismo tiempo. Esto con la finalidad, de que los datos sirvan como base de entrenamiento de la red neuronal, que se programa en el microcontrolador.

El mecanismo de cuatro barras, presenta una trayectoria de la poloide que permite el control voluntario de la estabilidad de la prótesis. Esto hace que se necesite usar poca fuerza en la cadera para recuperarse de un tropezón y evitar que se utilice el método jack-knife para bajar escaleras.

Para implementar el control inteligente se emplea un microcontrolador que recibe datos de sensores MEM'S de aceleración, los procesa y determina el ángulo adecuado para la articulación. El control de la prótesis está formado por dos partes:

- Control cinemático realizado con la red neuronal, que recibe las señales de los MEM'S en los tres ejes y produce los puntos de ajuste para la articulación, dependiendo de la fase en que esta se encuentre (identificándola). Se utiliza una red

neuronal con retropagación del error, que se entrena fuera de línea, con el método de Levenberg-Marquardt y posteriormente se utilizan los valores generados en el entrenamiento para la red programada en el microcontrolador.

- Un control dinámico realizado con un sistema difuso que asegura el seguimiento del punto de consigna generado por la red neuronal. El sistema finalmente cuenta con una base de 25 reglas, de tipo Mamdani y con funciones de membresía tipo triangular.

El sistema de control inteligente electrónico es capaz de identificar y reproducir todo el ciclo completo de la marcha, aun la flexión y extensión en la fase de apoyo, que es de vital importancia en la marcha normal y que en la mayoría de las prótesis no es posible. Los parámetros para la rodilla, se ajustan automáticamente con la observación de la marcha y basándose en medidas antropométricas, en lugar de confiar en el juicio del prótesista al hacer la instalación. A medida que el sujeto se mueve, la salida del microprocesador se adapta a la velocidad de la marcha. El algoritmo obtenido hasta ahora, es para un caso de estudio en la marcha normal y variaciones en la frecuencia del paso pequeñas. Para la prótesis se pretende que además de estos aspectos sea segura, cómoda y reproduzca con naturalidad el movimiento de la pierna al caminar, la prótesis también puede funcionar de forma pasiva, sin uso del actuador.

Abstract

This thesis presents the development of intelligent control, for the four-bar linkage prosthetic knee mechanisms. Besides proposing a four-bar mechanism, which corresponds to the voluntary control of stability, with a new trajectory of the instantaneous centre of zero relative velocity, and a system gait analysis with accelerometers micro-electro-machines (MEM's) and electro-goniometry.

The gait analysis system in this work is used to generate a database containing the accelerations of the thigh and calves sections, in addition to the angle produced in the knee joint. All these data are obtained in real time and made the subject of study in the same test, i.e. the signals from the micro-accelerometers and angle are acquired at the same time. This was done; the data serve as a training base of the neural network, which is programmed into the microcontroller.

The four-bar mechanism, presents a path of the instant centre allowing voluntary control of the stability of the prosthesis. This allows use little force at the hip to recover from a stumble and avoid using the jack-knife method to down stairs.

To implement the intelligent control uses a microcontroller that receives data from MEM'S acceleration sensors, processes it and determines the proper angle to the joint. The control of the prosthesis consists of two parts:

- Kinematic Control made whit the neural network, which receives signals from the MEM'S in all three axes and produces the set-points for the joint, depending on the stage at which this may be (identified). It uses a back propagation neural network, which is trained offline, with the Levenberg-Marquardt method and then use the generated values for the network training set to the microcontroller.

- Performed dynamic control with a fuzzy system that ensures monitoring setpoint generated by the neural network. The system finally has a base of 25 rules, Mamdani-type and triangular type membership functions.

The intelligent electronic control system is able to identify and repeat the complete cycle of the gait, even flexion and extension in stance phase, which is of vital importance in the normal gait and that most of the prosthesis is not possible. The parameters for the knee prosthesis, are automatically adjusted with the observation of the progress and based on anthropometric measures, rather than relying on the opinion of the technician to do the installation. As the subject moves, the output of the microprocessor is adapted to walking speed. The algorithm achieved so far, is for a case study in the normal and variations in the frequency of small step. For the prosthesis is intended that in addition to these aspects is safe, comfortable and naturally reproducing the movement of the leg while walking, the prosthesis can also function passively, without using actuator.

Índice General

Resumen	v
Abstract	viii
Índice de Figuras	xv
Índice de Tablas	xvii
Objetivo	xix
Justificación	xxi
1. Estado del Arte	1
1.1. Generalidades de las Prótesis Transfemorales	1
1.2. Generalidades de los Sistemas para el Estudio de la Marcha	5
1.3. Control de las Prótesis Transfemorales	6
1.3.1. Control en Rodillas Policéntricas y de Eje Sencillo	6
1.3.2. Control de Movimiento con Fricción Constante y Fricción Variable .	9
1.3.3. Sistemas de Control de Fluido Neumático e Hidráulico	9
1.3.4. Control de Rodillas con Microprocesadores	10
1.4. Inteligencia Artificial	12
1.4.1. Redes Neuronales Artificiales	15
1.4.2. Sistemas Difusos	17
1.4.3. Sistemas Híbridos	18
1.5. Planteamiento del Problema	19
1.6. Hipótesis	21
1.7. Metodología	22
1.8. Objetivos de la Investigación y Organización de la Tesis	23

1.9. Aportaciones	25
1.10. Sumario	26
2. Marco Teórico	27
2.1. Análisis de Movimiento	27
2.2. Locomoción Normal	28
2.2.1. Parámetros Utilizados en el Análisis de la Marcha	28
2.2.2. Tiempos Utilizados en el Análisis de la Marcha	29
2.2.3. Secuencia de Eventos en el Análisis de la Marcha	29
2.2.4. Rango de Movimiento	32
2.2.5. Variabilidad en el Análisis de la Marcha	33
2.3. El Problema Cinemático	35
2.4. El Problema Dinámico	37
2.4.1. Dinámica de la Marcha, el Enfoque Inverso	39
2.5. Redes Neuronales	40
2.5.1. Red Neuronal Artificial	42
2.5.2. Asociación y Generalización sin Reglas	44
2.6. Lógica Difusa	44
2.6.1. Teoría de Conjuntos Difusos	45
2.6.2. Estructura de un Controlador Difuso	45
2.6.3. Difusificación	46
2.6.4. Base del Conocimiento	47
2.6.5. Mecanismo de Inferencia	48
2.6.6. Dedifusificación	48
2.7. Sumario	49
3. Análisis de la Marcha	51
3.1. Sistema Digital de Adquisición de Datos	53
3.2. Goniometría Digital	54
3.2.1. Potenciómetros Lineales	54
3.2.2. Acoplamiento del Sensor y las Barras	55
3.3. Acelerómetros MEM'S para el Análisis del Miembro Inferior en la Marcha	56
3.3.1. Acelerómetros MEM'S	57
3.4. Interfaz Gráfica	62
3.5. Acelerometría y Goniometría del Miembro Inferior	64

3.6. Discusión	69
3.7. Sumario	70
4. Mecanismo para la Prótesis	71
4.1. Rodilla Mecánica	72
4.1.1. Mecanismo de Cuatro Barras	72
4.1.2. Línea de Carga y Estabilidad	75
4.2. Mecanismo de Cuatro Barras con Centro Instantaneo Elevado	78
4.3. Mecanismo de Cuatro Barras Hiper-estabilizado	79
4.4. Mecanismo de Cuatro Barras de Control Voluntario	80
4.5. Mecanismo Propuesto	81
4.5.1. Determinación de la Poloide	84
4.6. Discusión	88
4.7. Sumario	89
5. Control Inteligente de la Prótesis	91
5.1. Diseño e Implementación de la Red Neuronal	92
5.1.1. Red Neuronal Artificial	94
5.1.2. Algoritmo de Aprendizaje	96
5.1.3. Resultados	99
5.2. Diseño e Implementación del Control Convencional PID	101
5.2.1. Implementación del PID	105
5.2.2. Punto Flotante en Ensamblador	105
5.2.3. Implementación del Compensador	108
5.2.4. Resultados	109
5.3. Diseño e Implementación del Control Difuso	111
5.3.1. Control Difuso Proporcional e Integral (PI)	112
5.3.2. Control Difuso Proporcional y Derivativo (PD)	113
5.3.3. Difusificación	114
5.3.4. Poniendo el Conocimiento de Control Dentro de la Base de Reglas .	114
5.3.5. Evaluación de Reglas	118
5.3.6. Dedifusificación	119
5.3.7. Implementación	120
5.3.8. Resultados	121
5.4. Discusión	123

5.5. Sumario	125
6. Pruebas y Resultados	127
6.1. Discusión	136
6.2. Sumario	137
A. Ecuación de Estabilidad de la Rodilla	145
B. Planos del mecanismo de la rodilla	149
C. Estándar IEEE 754	159
D. Hojas de datos	163
Referencias	173

Índice de Figuras

2.1. Fase de apoyo	31
2.2. Fase de balanceo	32
2.3. Flexión extensión de la cadera	33
2.4. Flexión extensión de la rodilla	34
2.5. Flexiónplantar y dorsiflexión del tobillo	35
2.6. Enfoque inverso de la dinámica	39
2.7. Una neurona típica, en la que se aprecian las dendritas que reciben potenciales de acción de las neuronas previas (o de las células sensorias, como las células ciliadas) a través de las sinapsis, el cuerpo o soma con su núcleo, el axón recubierto con mielina, y sus terminaciones que conectan con las dendritas de nuevas neuronas	41
2.8. Estructura genérica de un controlador difuso	46
3.1. Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos	52
3.2. Localización de los acelerómetros y electrogoniómetro	54
3.3. Equipo de adquisición de datos con acelerómetros y goniómetro	57
3.4. Vista interna de un acelerómetro MEM	58
3.5. Orientación del acelerómetro y efecto en los ejes de sensibilidad	59
3.6. Interfaz gráfica para realizar análisis de marcha	62
3.7. Diagrama a bloques aceleración y ángulo	63
3.8. Diagrama a bloques video	64
3.9. Aceleraciones en el miembro inferior	65
3.10. Aceleraciones presentadas en el fémur	66
3.11. Aceleraciones presentadas en la tibia	67
3.12. Acelerometría del femur eje x estudio Bussmann(2000)	68
3.13. Acelerometría del femur eje x, datos obtenidos al filtrar la señal	69

4.1.	Ligamentos cruzados expuestos con un diagrama superpuesto del mecanismo de cuatro barras, O'Connor y otros (1990)	73
4.2.	Poloídes tibial y femoral, O'Connor y otros (1988)	73
4.3.	Trayectoria de los centros instantáneos de rotación de 8 mecanismos comunes (BOCK 3R36, TEHLIN, PROTEOR 1M03, PROTEOR IM05, BOCK 3R21, HANGER ROELITE y HANGER ULTRA ROELITE), Vries (1995)	74
4.4.	Línea de carga	76
4.5.	Línea de carga y área para centros de la rodilla	77
4.6.	Centros localizados en diferentes lugares para calcular el par necesario en la cadera, para mantener la estabilidad	83
4.7.	Obtención del centro instantáneo de rotación	84
4.8.	Mecanismo propuesto para la prótesis con control voluntario	87
4.9.	Dos prótesis con control voluntario, con cambio de base para agregar sistema de control	88
5.1.	Esquema general de control	92
5.2.	Esquema de entrenamiento para la red neuronal	93
5.3.	Aceleraciones del fémur y goniometría para entrenamiento de la red neuronal.	95
5.4.	Función sigmoidal	96
5.5.	Desempeño de la red de retropropagación del error	100
5.6.	Gráfica de patrones de entrada vs objetivo y patrones de entrada vs resultados de la red	101
5.7.	Control en lazo cerrado, utilizando un Control Proporcional, Integral, Derivativo	102
5.8.	Diagrama del controlador digital	103
5.9.	Tiempo de cálculo para algoritmo	110
5.10.	Tiempo de cálculo para algoritmo y ritmo de muestreo	110
5.11.	Señal de retroalimentación y comportamiento de la salida de control	111
5.12.	Control difuso	113
5.13.	Base de 9 reglas	115
5.14.	Valores para el e	116
5.15.	Valores para el Δe	116
5.16.	Base de 25 reglas	117
5.17.	Valores para el e (5)	118

5.18. Valores para el Δe (5)	118
5.19. Valores para la salida (5)	119
5.20. Señal que muestra el tiempo de cálculo del algoritmo difuso	121
5.21. Período de muestreo y tiempo de cálculo del algoritmo	122
5.22. Respuesta del control difuso a una señal tipo rampa	123
6.1. Equipos para realizar las pruebas	127
6.2. Mecanismo de la rodilla	128
6.3. Mecanismo de la rodilla con base para colocar el sistema electrónico	129
6.4. Ensamble parte baja	130
6.5. Prótesis transfemral completa	131
6.6. Respuesta en lazo cerrado del control PID	132
6.7. Respuesta en lazo cerrado del control difuso	132
6.8. Resultados de la identificación con la red neuronal	133
6.9. Tiempo de cálculo del algoritmo completo red neuronal y control difuso . .	134
6.10. Resultados disminuyendo la frecuencia del paso	134
6.11. Resultados de la integración del sistema electrónico	135
6.12. Resultados a diferentes frecuencias y sin filtrar las señales	136
A.1. Obtención de la ecuación de estabilidad en la rodilla, Radcliffe (1994) . . .	145

Índice de Tablas

2.1. División de la fase de apoyo en sus diferentes partes	30
2.2. División de la fase de balanceo en sus diferentes partes	30
2.3. Datos obtenidos para los sies ejes mayores en el miembro inferior en el tiempo = 0.30	40
4.1. Valores obtenidos para diferentes puntos del centro instantaneo de rotación	83

Objetivo

Desarrollar e implementar un control inteligente de mecanismos con aplicaciones en la biomecánica, enfocado al conjunto de la rodilla en una prótesis transfemoral, capaz de reproducir la marcha normal en personas discapacitadas, para mejorar el desempeño de las prótesis desarrolladas hasta el momento.

Derivados del objetivo general se plantean los siguientes objetivos específicos:

- Recopilar los datos que se generan en la marcha normal, que incluyan las aceleraciones producidas en la sección del fémur y los ángulos formados en la rodilla de una persona sana, con parámetros antropométricos semejantes a los de la persona con discapacidad, para la cual se diseña la prótesis, con el fin de obtener una base de datos para el sistema que producirá el ángulo de ajuste en el avance.
- Buscar un método que permita en una prótesis de rodilla, la flexión y extensión en la fase de apoyo, para satisfacer los requerimientos de la marcha en esta fase.
- Establecer un sistema que tenga la habilidad de identificar las diferentes etapas de la marcha, midiendo las aceleraciones de la sección femoral y genere el ángulo de ajuste al mismo tiempo, con el propósito de resolver el problema de control cinemático, de no contar con una señal de consigna en el avance.
- Diseñar un sistema de control dinámico inteligente, el cual asegure un buen seguimiento de la señal de ajuste producida en la identificación de la marcha, para resolver el problema de las desviaciones en un control puramente cinemático.
- Establecer estructuras entre los sistemas inteligentes o algoritmos convencionales de identificación y control, además de los elementos mecánicos y electrónicos, con el

propósito de integrar un sistema capaz de reproducir la marcha normal, en personas con discapacidad con amputación transfemoral.

Justificación

El Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática (INEGI), define en el XII Censo General de Población y Vivienda 2000, que una persona con discapacidad “Es aquella que presenta una limitación física o mental de manera permanente o por más de seis meses, que le impide desarrollar sus actividades en forma que se considera normal para un ser humano”. De acuerdo a esta referencia, las personas que tienen algún tipo de discapacidad son 1,795,000 lo cual representa 1.8 de la población total.

La discapacidad motriz se refiere a la pérdida o limitación de movimiento en una persona, para desplazarse, caminar, mantener algunas posturas de todo el cuerpo o de una parte del mismo. Del total de la población con discapacidad, 45 % presenta limitación motriz; 26 %, visual; 16 %, mental; casi con el mismo porcentaje auditiva; y 5 %, de lenguaje. Además, existen otros tipos de discapacidad que representan menos de 1 %. Datos obtenidos del INEGI (2004). No debe perderse de vista, que la suma de los porcentajes puede ser mayor al 100 % debido a que algunas personas presentan más de una discapacidad.

Así, el estudio del movimiento con diferentes aparatos de medición y el desarrollo de prótesis, se torna de gran importancia debido a los altos índices de discapacidad motriz. El objetivo de estos nuevos aparatos e instrumentos, es proporcionar una mejor calidad de vida y ayudar a integrar a la sociedad a este sector de la población.

Este trabajo se enfoca en el desarrollo del control inteligente, para mecanismos con aplicaciones en la biomecánica, en especial la prótesis transfemoral en la zona de rodilla. Este pretende emular o recrear el movimiento del miembro afectado, para poder así generar una prótesis que sea factible y viable para personas con amputación transfemoral, además de que pueda ser utilizado en otras sustituciones protésicas.

Como se presenta en Gómez (2006), durante el siglo pasado, los nuevos materiales y los alcances de la investigación en salud propiciaron el desarrollo de las prótesis. En el México de la década de 1940, varios grupos clínicos, como por ejemplo la Clínica Primavera y el grupo de los Ferrocarriles Nacionales de México, impulsaron y patrocinaron la fundación de los primeros talleres de diseño, fabricación y adaptación de sistemas protésicos. Entre los profesionistas impulsores destacan los médicos Juan O'Farill, Alfonso Tohen Zamudio, Alejandro Velazco Zimbrón, Javier Romo, Ismael Ugalde, Alfonso Ortiz Tirado, José Castro Villagrán, Vicente Roqueñí López, Pablo Mendizábal y Eduardo Gómez Jáuregui.

En 1960, Rómulo O'Farril fundó el Instituto Mexicano de Rehabilitación (que lamentablemente cerró sus puertas en 1984), organismo independiente para beneficio de los discapacitados de México y América Latina, cuyo objetivo fue procurar la rehabilitación integral del sistema locomotor de quienes sufrían alguna minusvalía. En 1974 se formó la Asociación de Protesistas y Ortesistas de la República Mexicana, A. C., sin afán de lucro, aunque con carácter privado.

A principios del siglo XXI, en nuestro país el desarrollo de prótesis adaptivas o de tercera generación es casi nulo, excepto por las investigaciones que realiza esta sección de estudios de posgrado, con los trabajos que aún se encuentran en proceso, y los trabajos de la Facultad de Ingeniería que están relacionados con una prótesis inteligente para brazo y mano, autoprogramable y con movimiento en las falanges de los dedos, la muñeca y el codo, así como con apertura y cierre de la mano, esta última funcionará gracias a señales mioeléctricas y de voz. Por otro lado la rodilla es una de las partes más complejas debido a su relación con la locomoción humana, además de que su diseño y control requieren de sistemas mucho más estables y seguros en comparación con otro tipo de prótesis.

Existen más de 100 modelos de rodilla disponibles en el mercado internacional, pero ninguna que cumpla con las expectativas de funcionalidad esperadas por los pacientes, por lo cual es necesario seguir con el estudio de la locomoción humana, para encontrar modelos confiables, además de la investigación de nuevas y mejores formas de reproducir los perfiles de movimiento.

Capítulo 1

Estado del Arte

1.1. Generalidades de las Prótesis Transfemorales

Padula y Friedmann (1987), describen como las amputaciones se remontan muy atrás, hasta los restos del hombre Neandertal, que muestran evidencia de sobrevivencia después de una amputación. Asimismo, Hipócrates recomendaba su uso en casos de gangrena, para controlar la hemorragia y el dolor.

Los primeros tratados sobre prótesis se encuentran en la literatura India en 1500 a.C. El siguiente es un tratado de Herodotus (485-425 a.C.), en el cual describe a un prisionero en Esparta que consiguió un cuchillo y se realizó a sí mismo una amputación para lograr escapar, al final el sustituyó su pie con una prótesis de madera. En las ruinas de Pompeya se encontró una prótesis que data de 300 a.C. Se piensa que es la primera prótesis. Esta fue hecha de piezas delgadas de bronce unidas a un centro de madera y asegurada a la extremidad residual por medio de un cinturón.

Según Mustapha (1985), en 1500, Ambroise Pare estableció los estándares técnicos para una cirugía de amputación. El fue el responsable del diseño usado por la industria francesa de armaduras, usando conceptos similares a aquellas modernas prótesis. Esto incluía arneses, articulaciones de rodilla, tobillo y sockets. Orr y Bahrani (1982) reporta que Verduin, un cirujano alemán en 1969 construyó una prótesis transtibial, con un socket de bronce, un corsé delgado de cuero y un pie de madera. Esta prótesis es la precursora del delgado corsé, utilizado para la suspensión de la prótesis en amputaciones transtibiales.

En Fliegel y Feuer (1966) se menciona que al inicio del siglo XIX, con el advenimiento de la anestesia general y el incremento de los accidentes civiles en la industria, el constructor de prótesis dejó de ser solo un hábil carpintero o un herrero, para convertirse en un protesista entrenado. Su uso creció cuando fue descubierta la pólvora y empezaron a usarse balas de cañón y otras armas de fuego. Esto dio como resultado, la necesidad de realizar amputaciones en el campo de batalla. Cerca del año 1800, el Barón Larrey, cirujano de Napoleón Bonaparte, practicó 200 amputaciones en el campo de batalla en 1 día y recomendaba la operación a los heridos dentro de las primeras 24 horas. Larrey también es conocido por introducir la ambulancia a caballo usada en la evacuación de soldados heridos.

Uno de los más famosos cirujanos fue Lisfranc (1790-1847), quién pudo realizar una amputación de un pie en menos de un minuto. En esta época el sangrado era controlado por presión, fórceps, cauterización y plantas o productos animales. Las suturas eran realizadas con algodón o cabello humano.

Padula y Friedmann (1987) también reportan que antes de las técnicas antisépticas, los índices de mortalidad eran muy altos. En la batalla de Waterloo, la mortalidad de los amputados fue de un 70 %. En Londres en 1860, la mortalidad debido a sepsis por amputación transtibial y transfemoral fue de 50 % y 80 %, respectivamente. Gordon (1996) encontró que la cirugía antiséptica, empezó en 1865 con Lord Lister, ayudando con esto al descenso de los altos índices de mortalidad.

Fliegel y Feuer (1966), mencionan que después de la primera guerra mundial, varios centros para tratar pacientes con amputaciones fueron establecidos, para coordinar las cirugías y los cuidados prostéticos. Los métodos de amputación se han desarrollado bastante desde esa época, lo cual ha permitido salvar extremidades. Hoy en día, existen grupos completos que evalúan las diferentes etapas para la rehabilitación de los pacientes.

La guerra siguió proveyendo el mayor ímpetu en la investigación de prótesis. Después de la Primera Guerra Mundial, en el Reino Unido el Limb Fitting Center en el Hospital Queen Mary's, Roehampton, se convirtió en el primer centro desarrollador y proveedor de prótesis para los veteranos de guerra. Continuando con la Segunda Guerra Mundial, la academia nacional de ciencia, bajo la dirección del gobierno de Estados Unidos, em-

pezó un programa de investigación en prótesis. Las fuerzas armadas, la administración de veteranos (VA por sus siglas en inglés), los institutos nacionales de salud, universidades y la industria privada fueron organizadas para apoyar la investigación y desarrollo de prótesis, Fliegel y Feuer (1966). Rápidamente después, la responsabilidad fiscal para esta investigación y desarrollo fue transferida a la VA, Wilson (1972).

Después de la segunda guerra mundial, la VA apoyó el desarrollo del socket para tendón patelar, empleada para amputaciones transtibiales y el socket cuadrilateral usado para amputaciones transfemorales. La suspensión por succión fue introducida en 1949 (Orr et al., 1982). Hasta los años 50, todas las prótesis sostenían todo el peso en el extremo de la parte proximal, más que en todo el socket, estos crean una gran presión en la zona de apoyo.

Así mismo en Canadá se desarrolló un programa de investigación prostético en el Hospital Sunybrook. Muchas de las investigaciones en prótesis y ortesis están dirigidas en Ontario Crippled Children's Center en Toronto. Este programa produce la prótesis para desarticulación de cadera y prótesis Syme, Wilson (1972). Durante y después de la guerra de Vietnam, la VA continuo perfeccionando las prótesis, construyendo la endoesquelética o prótesis modular según, Shurr y Cook (1990).

Winter (2005) indica que para poder desarrollar una prótesis de miembro inferior, es imprescindible realizar estudios de movimiento, en este caso sobre locomoción humana normal para así poder reproducir el movimiento de la articulación en la prótesis. De los cuales, existen métodos muy sencillos, como los que utilizan un goniómetro, o muy complejos como equipos de grabación de imágenes y marcadores, todos estos para poder obtener cinemática y dinámica para el desarrollo de un sistema prostético.

Las prótesis para la sección femorotibial, poseen diferentes mecanismos que van desde un eje sencillo, hasta equipos de 7 ejes, sin olvidar los mecanismos de cuatro barras. Todos estos tienen características que resultan mejores dependiendo de las necesidades del paciente, pero en general, se busca que tengan una mayor libertad de movimiento y que sean una sustitución prostética lo más parecido una rodilla normal.

Por otro lado, cualquier rodilla protésica convencional, según Herr y Wilkenfeld (2003),

tiene cuatro objetivos principales, que corresponden a cuatro de las cinco fases de la marcha (no existen requerimientos para la fase de extensión en el apoyo, debido a que las prótesis convencionales no permiten la flexión y extensión de la rodilla durante esta fase). Durante la primera fase debe proporcionar estabilidad (es decir, que la rodilla de flexione). Durante el pre-balanceo, la rodilla debe facilitar la flexión. En la flexión en balanceo, la máxima altura del talón debe ser limitada. Por último, durante la extensión en el balanceo, debe haber una suficiente y suave desaceleración para detener el avance del pie y al mismo tiempo garantizar que la rodilla alcance la plena extensión.

Para desarrollar el control de estas fases, en la actualidad se usan microprocesadores o todo un sistema embebido. Estos se encargan de realizar los cálculos para generar las señales de control, ya sea para las válvulas que manejan el sistema hidráulico o neumático del actuador que se implemente en el sistema.

Las rodillas protésicas han evolucionado mucho con el tiempo, del simple péndulo en el siglo XVII, a las rodillas reguladas por elásticos y muelles o por componentes hidráulicos o neumáticos. Hoy en día, algunas unidades de rodillas cuentan con un control avanzado del movimiento regulado por microprocesadores, actuadores eléctricos o reológicos, como lo presentado por Herr y Wilkenfeld (2003). Lamentablemente, aún no se ha creado una unidad de rodilla que permita a la persona flexionar las piernas y levantarse. Sencillamente, no existe un motor lo bastante pequeño y potente; por ahora según Buckley y otros (1997).

Aunque comercialmente en el mercado internacional, hay disponibles más de 100 mecanismos de rodilla distintos, estos se pueden clasificar en dos tipos principales: mecánicos y computarizados. Las rodillas mecánicas pueden a su vez dividirse en dos grupos: rodillas de eje sencillo y rodillas policéntricas o de eje múltiple. Todas las unidades de rodilla, independientemente de su nivel de complejidad, necesitan mecanismos adicionales para asegurar la estabilidad (manuales o con sistemas de bloqueo activado por el peso) y el control del movimiento (fricción constante o variable, y control neumático o hidráulico). Las rodillas protésicas que incorporan características de dos o más diseños básicos se denominan diseños híbridos.

1.2. Generalidades de los Sistemas para el Estudio de la Marcha

Para poder desarrollar una prótesis de miembro inferior es imprescindible realizar estudios de movimiento, en este caso sobre locomoción humana normal para así poder reproducir el movimiento de la articulación en la prótesis.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad, Berger y otros (2001).

Para el amputado transfemoral (por encima de la rodilla, incluida la desarticulación de cadera y de rodilla), la función satisfactoria de la prótesis dependerá de que se seleccione la rodilla adecuada según la edad, salud, nivel de actividad y estilo de vida de la persona. Por ejemplo, algunos de los amputados son especialmente vulnerables a las caídas. Para ellos, la seguridad y la estabilidad son más importantes que la capacidad funcional. Los amputados activos, por otra parte, prefieren una rodilla que les proporcione un nivel más alto de función aunque ello exija un mayor control. Según lo reportado por Dupes (2005), una forma de evaluar las necesidades protésicas de la persona es observar su ciclo de marcha, que puede dividirse en dos fases: la *fase de apoyo* (con la pierna en el suelo, sosteniendo el cuerpo) y la *fase de oscilación* (cuando la pierna no está apoyada en el suelo, también denominada *de extensión*). El término medio (el soporte, o estabilidad, en comparación con la facilidad de oscilación, o flexión) es diferente en cada persona.

Para desarrollar estos análisis, Finley y Karpovich (1964) han creado diferentes dispositivos como el electro goniómetro, que al principio consistía solo en un potenciómetro para medir el ángulo de una articulación. En los últimos años se ha introducido el uso de microcontroladores y sistemas para transmitir los datos a distancia con Braidot y otros (2002), con lo que su uso ha vuelto a ser importante. Algunas ventajas de estos dispositivos es que son muy baratos, las señales están disponibles inmediatamente para su conversión, análisis y almacenamiento, además de que la rotación es independiente del plano de movimiento de la articulación; mientras que entre las desventajas se encuentran el largo tiempo que se lleva la colocación y el alineamiento, además de que si su número se incrementa pueden interferir con el movimiento natural.

Por otra parte, More y otros (1991) mencionan que algunos sistemas de medición especial para la obtención de ángulos, en especial las articulaciones de los dedos, consisten en el uso de fibras que conducen una cierta cantidad de luz y al ser flexionadas esta se reduce, pudiendo así obtener un valor aproximado del valor actual de la articulación.

Otro instrumento utilizado en Morris (1973), se fundamenta en el uso de un acelerómetro, que como su nombre lo indica, es un elemento que mide la aceleración. La mayoría de los acelerómetros no son más que transductores de aceleración diseñados para medir la fuerza asociada a una aceleración dada. En la actualidad existen acelerómetros para 3 dimensiones con micro-electro-máquinas. La ventaja es que los datos están disponibles inmediatamente para su almacenamiento o conversión con una computadora, mientras que como desventaja es que la aceleración es relativa a la posición en el segmento del miembro y muchos acelerómetros son sensibles a los impactos y se rompen fácilmente como presenta Winter (2005).

La cinematografía ha sido otro instrumento utilizado para el análisis de movimiento. Esta técnica toma una cierta cantidad de cuadros en un intervalo específico, para después ser analizadas, con toda la complejidad que trae consigo como observa Eberhard (1951). Las cámaras de televisión con Winter y otros (1972), también son usadas para este fin. La principal diferencia entre la cinematografía y la televisión es el hecho que esta última tiene un valor específico de cuadros, por ejemplo el estándar en Estados Unidos es de 60 cuadros por segundo y en Europa es de 50.

1.3. Control de las Prótesis Transfemorales

1.3.1. Control en Rodillas Policéntricas y de Eje Sencillo

La rodilla de eje sencillo, básicamente una bisagra sencilla, suele ser considerada como *la pieza maestra* de las rodillas básicas, debido a su relativa sencillez, que la convierte en la opción disponible más económica, duradera y ligera. Por ello, se utiliza más a menudo en prótesis infantiles, especialmente porque las prótesis se quedan pequeñas casi tan rápidamente como la ropa, porque los niños crecen. También es la idónea para quienes viven en zonas remotas o tienen un acceso limitado a la atención protésica. Sin embargo,

las rodillas de eje sencillo tienen sus limitaciones. Debido a su sencillez, se mueven y no tienen control de postura; los amputados deben hacer uso de su fuerza muscular para mantenerse estables cuando están de pie. Los niños, con su ilimitada energía, no deberían tener problemas con esto, pero las personas mayores sí podrían tenerlos. Para compensar, la rodilla de eje sencillo suele tener incorporado un control de fricción constante y un bloqueo manual. La fricción hace que la pierna no avance con demasiada rapidez al dar el siguiente paso.

El mayor inconveniente de este tipo de rodilla es que sólo permite andar de forma óptima a una velocidad concreta, según reporta Muilenburg y Wilson (1996). Las rodillas policéntricas, también denominadas rodillas de *cuatro barras*, tienen un diseño más complicado, con ejes de rotación múltiples.

Su versatilidad biomecánica es la razón principal de su gran aceptación. Pueden ser muy estables durante la fase de apoyo, pero también fáciles de flexionar al iniciar la fase de oscilación o sentarse como reporta Berger y otros (2001). Otra característica muy aceptada, es que la totalidad de la pierna se acorta al iniciar cada paso, reduciendo el riesgo de tropiezo.

Las rodillas policéntricas son apropiadas para un gran número de amputados. Existen varias versiones idóneas, para amputados que no pueden andar de forma segura con otros tipos de rodillas, para los que tienen una desarticulación de rodilla o amputación bilateral, o para los que tienen muñones largos.

Una típica rodilla policéntrica dispone de un control sencillo de oscilación mecánico, que proporciona una sola velocidad de marcha óptima; Berger y otros (2001). Sin embargo, muchas rodillas policéntricas incorporan un control de oscilación mediante fluidos (neumático o hidráulico), que permite velocidades variables al andar según Muilenburg y Wilson (1996). El inconveniente más común del diseño policéntrico es que la amplitud de movimiento de la rodilla puede quedar limitada a un cierto grado como reporta Koopman y otros (1996), aunque quizás no lo suficientemente como para presentar un problema importante. Con esto en mente se desarrolló un mecanismo de seis barras para incrementar la flexión por Patil y Chakraborty (1991). Por otra parte, la rodilla policéntrica Total Knee 2100 de Ossur presenta un diseño único de siete ejes. Recientemente actualizada

con cojinetes de agujas, anillos de retención y una mejor extensión, ayuda a incrementar su durabilidad.

La rodilla Total Knee 2100 también incluye un sistema de bloqueo geométrico, para proporcionar la máxima seguridad; un sistema hidráulico de tres fases que permite cambios suaves de velocidad; y flexión de apoyo, que actúa como un amortiguador para reducir la tensión y simular la flexión natural de la rodilla, desarrollada para adultos con un peso máximo de 125 kg y diseñada en un cuadro de aluminio que solo pesa 925 gr.

La rodilla Total Knee Junior ha experimentado mejoras similares, para una mayor durabilidad. Opciones para la estabilidad y Sistemas de bloqueo activados por el peso versus manual.

Algunos amputados necesitan o desean la seguridad de una articulación de rodilla, que se bloquee durante la extensión y no se doble. Una opción es la rodilla con bloqueo manual, que incorpora un bloqueo automático que puede desactivarse de forma voluntaria. Es la rodilla protésica más estable que existe. Se puede andar con el bloqueo activado o desactivado, aunque la rodilla bloqueada necesita mucha fuerza al andar y ocasiona una marcha torpe y rígida. La rodilla con bloqueo manual es apropiada para pacientes con poca fuerza o equilibrio, así como para personas activas que suelen caminar por terrenos inestables.

Otro método es la rodilla con control de apoyo activado por el peso. Esta es muy estable y suele ser recomendada como primera prótesis. Cuando se ejerce peso sobre la prótesis, la rodilla no se dobla hasta que se desplaza el peso. El sistema funciona como una rodilla de fricción constante durante la oscilación de la pierna, pero un mecanismo de bloqueo la mantiene en extensión cuando se ejerce peso durante la fase de apoyo. Esta rodilla es una elección muy común para amputados mayores y menos activos. La rodilla TKO 1500 de Ossur está diseñada para superar el principal inconveniente de las rodillas con bloqueo de fricción mecánica existentes. A diferencia de los anteriores con mecanismos de control de apoyo, esta rodilla permite al amputado iniciar la flexión de la rodilla mientras el pie está todavía en el suelo, sin quitar el peso de la prótesis.

La rodilla con control de apoyo SPL es el producto más reciente de Fillauer. El bloqueo

previo a la fase de apoyo es automático, además reproduce bastante bien los movimientos de la marcha, permite una flexión libre y una distancia entre el dedo del pie y el suelo durante la fase de oscilación, necesita menos fuerza, ofrece tres modos de control y elimina los cables y los enganches adicionales al talón.

1.3.2. Control de Movimiento con Fricción Constante y Fricción Variable

Todos los sistemas de rodillas necesitan un cierto grado de control de oscilación, para mantener un modo de andar consistente. En muchos casos, la fricción mecánica en el eje de rotación proporciona este control, que se regula para que sea igual que la del ritmo normal de la otra pierna Berger y otros (2001). Los aparatos de rodilla de fricción constante son sencillos, ligeros y fiables. Su principal inconveniente es que limita al amputado a caminar a una única velocidad como se explica en Dupes (2005).

La fricción variable ofrece una mayor resistencia cuando la rodilla se dobla tras la extensión total Muilenburg y Wilson (1996). Esto proporciona una *respuesta cadenciosa*, permitiendo velocidades variables al andar. Sin embargo, este sistema requiere frecuentes ajustes y repuestos de partes móviles y está considerado menos avanzado que los sistemas de rodillas con control de fluido, Berger y otros (2001).

1.3.3. Sistemas de Control de Fluido Neumático e Hidráulico

El control de oscilación avanzado para rodillas protésicas, utiliza la dinámica de fluidos para proporcionar una resistencia variable, permitiendo a los amputados caminar cómodamente a distintas velocidades. En Wang y otros (1992), se presentan unidades que consisten en cilindros con pistones en su interior y aire (neumático) o fluido (hidráulico). Por otra parte Farber y Jacobs (1995) describe un control neumático que comprime el aire cuando la rodilla está flexionada, acumulando energía, y restituye la fuerza cuando la rodilla inicia la fase de extensión.

El control del modo de andar puede mejorar con la incorporación de un muelle espiral. Los sistemas neumáticos se utilizan para friccionar las rodillas pero son menos efectivos

que los sistemas hidráulicos como se explica en Dupes (2005).

Para los amputados activos, los sistemas hidráulicos proporcionan lo más parecido a la función de una rodilla de verdad. Estos sistemas utilizan un medio líquido (normalmente aceite de silicona), en lugar de aire para poder reaccionar ante un gran número de velocidades de marcha. Aunque las rodillas hidráulicas proporcionan un modo de andar más suave, en comparación con otros sistemas de rodillas, las unidades hidráulicas son más pesadas, requieren un mayor mantenimiento y cuestan más.

Ultimate Knee tiene la exclusiva facultad de ser una rodilla de bloqueo manual, una rodilla de bloqueo de apoyo y una rodilla de apoyo flexible, todas en una misma unidad. El sistema hidráulico ha sido actualizado para que alcance una mayor función y necesita menos mantenimiento; una característica única es que contiene un amortiguador de impacto terminal hidráulico que proporciona una terminación suave a la fase de oscilación y requiere menos fuerza por parte del usuario.

1.3.4. Control de Rodillas con Microprocesadores

Las rodillas con microprocesadores, o computarizadas, son relativamente novedosas en tecnología protésica. Un ejemplo es el mostrado en Kaufman y otros (2007). Uno o varios sensores integrados detectan el movimiento y el ritmo, y se ajusta el actuador de mando según el caso, sin el uso de una técnica de inteligencia artificial como reporta Herr y Wilkenfeld (2003). La información en tiempo real se recopila por el microprocesador. Este determina qué ajuste utilizar, según lo presentado por Aeyels y otros (1992). La rodilla con control de microprocesador reduce el esfuerzo que los amputados han de realizar para controlar el ritmo, lo que da lugar a un modo de andar más natural como reporta Wang y otros (1992).

La pierna computarizada de Otto Bock (pierna-C o C-Leg), tiene una rodilla hidráulica, cuya fase de oscilación y de apoyo está controlada por un microprocesador, que realiza lecturas 50 veces por segundo, como reporta Wetz y otros (2005). Además, la C-Leg puede ser programada para dos modos de ajuste que se cambian fácilmente con sólo golpear un poco el dedo del pie. Un modo se ajusta para el uso diario; el segundo puede usarse como

una rodilla con bloqueo para hacer cola y comprar boletos para un concierto o como una rodilla de libre oscilación que no ofrece demasiada resistencia al montar en bicicleta según reporta Seymour y otros (2007). También existe una versión más corta para amputados con desarticulación de rodilla. El centro médico militar Walter Reed está utilizando la C-Leg para los veteranos que regresan de la *Operación Libertad Iraquí*.

La prótesis adaptable es la tercera generación de control con microprocesador de Endolite. Esta rodilla de eje sencillo presenta un cilindro híbrido neumático e hidráulico controlado por microprocesadores con sensores de oscilación, fuerza y tiempo que detectan los cambios en la marcha 62.5 veces por segundo, y cuenta con un control muscular voluntario de moderado a alto nivel. Puede ser programada para la recuperación del tropezón, subir y bajar escaleras, cuestas, rampas y varias velocidades de marcha. La prótesis adaptable no necesita un segundo modo para montar en bicicleta.

La prótesis reológica de Ossur presenta el primer sistema de inteligencia artificial que aprende continuamente y optimiza el control en tiempo real. Este sistema aprende como el usuario camina, reconociendo y respondiendo inmediatamente a los cambios en la velocidad, carga y terreno. Además, se adaptar a cualquier situación y no solo a parámetros precargados o límites preprogramados.

A pesar de todos estos increíbles inventos y constantes adaptaciones y mejoras, aún no se ha creado la rodilla protésica perfecta; de lo contrario, no existirían los más de 100 diseños distintos a la venta. Aunque la tecnología parezca muy avanzada en comparación con los primeros diseños del siglo XVII, los investigadores siguen estudiando el potencial de la tecnología mecánica, hidráulica, computarizada y, con el tiempo, *biónica* o neuroprotésica Dupes (2005).

Además del desarrollo de prótesis, equipos científicos universitarios financiados por el gobierno estadunidense esperan crear piel, orejas, músculos y otros tejidos para los soldados heridos en Irak y Afganistán, informó el Departamento de Defensa. El proyecto de 250 millones de dólares, sin precedente en el Pentágono, tiene como objetivo tratar a las tropas que regresan de los frentes con heridas traumáticas, muchas de las cuales habrían sido fatales hace años. “Tenemos algo más de 900 personas, hombres y mujeres, con amputaciones desde el inicio de los conflictos en Irak y Afganistán”, dijo Ward Cass-

cells, ayudante del secretario de Defensa para asuntos sanitarios. Muchos también sufren por quemaduras, lesiones en la médula espinal y pérdida de visión. Ante la situación, el Pentágono creó el Instituto de Medicina Regenerativa de las Fuerzas Armadas, formado por dos equipos: el primero dirigido por las universidades Wake Forest, en Carolina del Norte y la de Pittsburgh, y el segundo encabezado por la Universidad Rutgers, en Nueva Jersey y la Clínica Cleveland, Reuters (2008).

1.4. Inteligencia Artificial

La inteligencia artificial (IA) comprende, según Zilouchian y Jamshidi (2001), los métodos, herramientas y sistemas para la solución de los problemas, que normalmente requieren la inteligencia de los seres humanos o heurísticos. El término inteligencia siempre se define como la capacidad de aprender de manera efectiva, a reaccionar de forma adaptativa, para tomar decisiones adecuadas y propias, para comunicarse en el lenguaje o imágenes de una forma sofisticada y para comprender según Wright (1996).

Los objetivos principales de la IA son el desarrollo de métodos y sistemas para la solución de problemas, que suelen resolverse con la actividad intelectual de los seres humanos, por ejemplo, reconocimiento de imágenes, reconocer el lenguaje y el procesamiento del habla, la planificación y predicción. Todo esto con el fin de mejorar los sistemas de información de la computadora, y para desarrollar modelos que simulan los organismos vivos y el cerebro humano, en particular, mejorando así nuestra comprensión de cómo funciona el cerebro humano.

Las principales orientaciones del desarrollo de la IA, son el desarrollo de métodos y sistemas para la solución de problemas, sin seguir la manera humana de hacerlo, pero con resultados similares y la otra es por el modelado de la forma humana de pensar o de la forma en que el cerebro trabaja físicamente, por ejemplo, redes neuronales artificiales.

Los sistemas expertos están fundamentados en el conocimiento que posee el especialista en el tema según Antsaklis y Passino (1993). Por ejemplo, un sistema experto de diagnóstico de averías de autos tiene una base de conocimientos que contiene normas para el control de un automóvil y encontrar fallas en la misma manera que un ingeniero lo haría. Un sistema experto es un programa que puede aportar su experiencia para

resolver problemas en un área de aplicación definida en la forma en que hacen los expertos.

Los sistemas expertos se han utilizado con éxito en casi todos los campos de la actividad humana según Martí (2003), incluida la ingeniería, la ciencia, la medicina, la agricultura, manufactura, la educación y la capacitación, negocios, finanzas y el diseño. Mediante el uso de tecnologías de la información existentes, los sistemas expertos pueden realizar difíciles e importantes tareas, que pueden desarrollarse rápidamente y mantener buen precio. Utilizados con eficacia en muchos sitios, pueden ser mejorados fácilmente y refinados durante el funcionamiento para adaptarse a nuevas situaciones y hechos.

Los seres humanos utilizan una gran cantidad de experiencias heurísticas en su vida cotidiana para resolver varios problemas, desde simples, como el reconocimiento de una silla, a problemas más complejos, como conducir un avión en un entorno espacial completamente nuevo. Nosotros aprendemos heurísticas en el transcurso de nuestra vida y ahí es donde las computadoras fallan. Estas no pueden aprender conocimiento común o el sentido común, por lo menos no tanto y tan rápido como nosotros lo hacemos. La representación heurística en ordenadores, es el problema más importante de la IA. Incluso una heurística simple, que un niño puede aprender rápidamente, no puede ser fácilmente representada en un programa de computadora.

La palabra heurística proviene del término griego *ευρισκειν*, que significa hallar, inventar (etimología que comparte con eureka). Se denomina heurística a la capacidad de un sistema para realizar de forma inmediata innovaciones positivas para sus fines. La capacidad heurística de los humanos, desde cuyo punto de vista puede describirse como el arte y la ciencia del descubrimiento y de la invención o de resolver problemas mediante la creatividad.

Las metaheurísticas son estrategias para diseñar procedimientos heurísticos como muestra Melian y otros (2003). Por tanto, los tipos de metaheurísticas se establecen en primer lugar, en función del tipo de procedimiento a los que se refiere. Algunos de los tipos fundamentales de metaheurísticas son para: los métodos de relajación, los procesos constructivos, las búsquedas por entornos y los procedimientos evolutivos.

Las metaheurísticas de relajación se refieren a procedimientos de resolución de pro-

blemas que utilizan relajaciones del modelo original (es decir, modificaciones del modelo que hacen al problema más fácil de resolver), que al resolverlo facilita la solución del problema original. Entre estos métodos se encuentran la lagrangiana o de restricciones subordinadas presentadas por Beasy (1993) o Guignard (2002).

Las metaheurísticas constructivas, se orientan a los procedimientos que tratan sobre la obtención de una solución a partir del análisis y selección paulatina de las componentes, que la forman como la estrategia voraz, que implica la elección que da mejores resultados inmediatos. Sin tener en cuenta una perspectiva más amplia. Dentro de este tipo destacan la GRASP presentada por Resende y Ribeiro (2003), Resende y González (2003). En la primera de sus dos fases, incorpora a la estrategia Greedy con pasos aleatorios con criterios adaptativos para la selección de los elementos a incluir a la solución.

Las metaheurísticas de búsqueda guían los procedimientos que usan transformaciones o movimientos, para recorrer el espacio de soluciones alternativas y explorar las estructuras de entornos asociadas. Martí y Moreno (2003) presentan metaheurísticas de arranque en donde establecen pautas, para reiniciar de forma inteligente las búsquedas descendentes. El recorrido simulado en Kirkpatrick y otros (1983) y Dowsland y Diaz (2003) presentan una de las técnicas más importantes de este tipo de metaheurísticas, en donde la probabilidad de aceptación es una función exponencial del empeoramiento producido. Mientras que Glover y Melian (2003) propone metaheurísticas con fundamento en la memoria que utiliza información, sobre el recorrido realizado para evitar que la búsqueda, se centre en una misma zona del espacio y cuya propuesta original impide temporalmente soluciones muy parecidas a las últimas soluciones del recorrido.

Las metaheurísticas evolutivas están enfocadas a los procedimientos con base en conjuntos de soluciones que evolucionan sobre el espacio de soluciones. El aspecto fundamental de las metaheurísticas evolutivas consiste en la interacción entre los miembros de la población. Las diferentes metaheurísticas evolutivas se distinguen por la forma en que combinan la información proporcionada por los elementos de la población para hacerla evolucionar mediante la obtención de nuevas soluciones. En Goldberg (1989) y Reeves (2003) se presentan algoritmos genéticos, mientras que Moscato (1999) y Moscato y Cotta (2003), ilustran la aplicación de algoritmos meméticos y Larrañaga y otros (2003) proponen la estimación de distribuciones. Sin embargo, en todas estas se emplea fun-

damentalmente procedimientos aleatorios, mientras que las metaheurísticas de búsqueda dispersa o de reencadenamiento de caminos presentadas por Laguna y otros (2003), emplean procedimientos sistemáticos.

Algunas metaheurísticas surgen combinando otras de diferentes tipos, como la GRASP, que incluye una fase constructiva, con una de búsqueda de mejora. Otras se centran en el uso de algún recurso computacional o forma especial como las redes neuronales, los sistemas de hormigas o la programación de restricciones y no se incluyen claramente en ningún tipo de los cuatro anteriores.

En este trabajo se utilizan las redes neuronales y un sistema difuso, por lo que a continuación de presentan en forma breve.

1.4.1. Redes Neuronales Artificiales

Durante su desarrollo, los sistemas expertos se han estado moviendo hacia nuevos métodos, de representación de conocimiento, que estén más cerca de parecerse al razonamiento humano, Zilouchian y Jamshidi (2001). Estos son diseñados a priori, para ofrecer un razonamiento similar al de los especialistas, con lo que un nuevo paradigma de computación ya se ha establecido con muchas aplicaciones y desarrollos con base en redes neuronales artificiales.

Una red neuronal artificial, o simplemente una red neuronal, es un modelo computacional de inspiración biológica, que consta de elementos de proceso (neuronas) y las conexiones entre ellos, así como algoritmos de entrenamiento y memoria, McCulloch y Pitts (1943).

Las estructuras de una neurona artificial es definida por la entradas, con pesos ligados a ellas. Además, cuenta con una función de entrada, que calcula los agregados netos de las señales de entrada de neuronas, una función de activación (señal), que estima el nivel de activación de una neurona en función de su señal de entrada agregada y (posiblemente) de su estado anterior. Una señal de salida, igual al valor de activación, que se emite a través de la salida (el axón) de la neurona como presenta McClelland y Rumelhart (1986).

Las redes neuronales son también llamados modelos conexionistas, debido a la función principal de las conexiones. Los pesos ligados a ellos son el resultado del proceso de entrenamiento y representan la memoria a largo plazo del modelo.

Las principales características de una red neuronal son:

- **Aprendizaje.** Una red puede empezar con no conocimiento y se puede entrenar con un conjunto de datos ejemplo, es decir, pares de entradas - salida (un entrenamiento supervisado), o sólo los datos de entrada (entrenamiento sin supervisión), a través del aprendizaje, los pesos de las conexiones cambian de tal manera, que la red aprende a producir las salidas deseadas dependiendo de las entradas conocidas. El aprendizaje puede requerir la repetición de los datos varias veces.
- **Generalización.** Si un vector de entrada nuevo que difiere de los ejemplos conocidos se suministra a la red, esta produce la mejor salida de acuerdo a los ejemplos utilizados.
- **Enorme potencial de paralelismo.** En el tratamiento de los datos, muchas neuronas se disparan al mismo tiempo.
- **Robustez.** Si algunas neuronas van mal, el sistema completo puede todavía funcionar bien.
- **Coincidencia parcial.** Es lo que se requiere en muchos casos como cuando los datos ya conocidos, no coinciden exactamente con los nuevos hechos.

Las características principales de las redes neuronales, las convierten en sistemas útiles para la ingeniería del conocimiento. Además, pueden ser utilizadas para la construcción de sistemas expertos.

1.4.2. Sistemas Difusos

Una forma de representar los datos inexactos y el conocimiento, más parecido a la forma de pensar del ser humano, es utilizar reglas difusas en lugar de reglas exactas Zadeh (1972). Los sistemas difusos son sistemas expertos con una base de conocimiento, en función de reglas difusas y un sistema de inferencia difuso como lo presentan Yager y Zadeh (1992) y Zadeh (1996).

Las reglas difusas representan, de una manera directa, el sentido común del conocimiento y las habilidades, o conocimientos que son subjetivos, ambiguos, vagos o contradictorios. Este conocimiento podría proceder de muchas fuentes diferentes. El conocimiento de sentido común puede haber sido adquirido de una experiencia a largo plazo, o a partir de la experiencia de muchas personas, durante muchos años.

Hay muchas aplicaciones de la lógica difusa en el mercado como se puede encontrar en Passino y Yorkovich (1998) y Zilouchian y Jamshidi (2001). Estas incluyen el control automático de máquinas de lavar, enfoque automático de cámaras, el control de los sistemas de tránsito en los nuevos modelos de automóviles, sistemas automáticos de aterrizaje para aviones, helicópteros de control automático, sistemas automáticos de aire acondicionado, control automático de hornos de cemento, o control automático de trenes subterráneos, toma de decisiones difusas y bases de datos difusas. Estas y muchas otras aplicaciones industriales de la lógica difusa se han desarrollado principalmente en Japón, los Estados Unidos, Alemania y Francia. Actualmente se están extendiendo por todo el mundo. Muchas otras aplicaciones de la lógica difusa en áreas como el control, la toma de decisiones y la previsión, la interacción humano computadora, la medicina, la agricultura, la contaminación ambiental, robots cooperativos y así sucesivamente se encuentran en laboratorios de investigación y se espera que entren en el mercado.

Las característica más distintiva de la lógica difusa es que se trata de proposiciones difusas, es decir, proposiciones que contienen variables difusas y valores difusos, por ejemplo, la temperatura es alta, la altura es poca. Los valores de verdad de las proposiciones no son difusos Verdadero/ Falso sólo, como es el caso de la lógica booleana proposicional, sino que incluyen todos los tonos grises entre dos valores extremos. Como presenta Kosko (1997), un sistema de aproximación se define por tres componentes principales.

1. Variables difusas de entrada y de salida, definidas por sus valores difusos.
2. Un conjunto de reglas difusas.
3. Mecanismo de inferencia difuso.

1.4.3. Sistemas Híbridos

Las redes neuronales y los sistemas difusos se superponen y complementan, Li (1995) y Amizadeh y Jamshidi (1994). Por esta razón, será ventajoso si los diferentes métodos de aplicación de los diferentes niveles y subniveles de los modelos están disponibles, para su uso en un sistema. Esto hará que sea posible encontrar la mejor solución para todo el problema, con base en el posible uso de soluciones óptimas ya existentes para las diferentes subtareas. Un sistema híbrido puede ser la mejor solución para el problema. Por ejemplo, las redes neuronales pueden ser utilizadas para la coincidencia de patrones, cuando los vectores en función de la frecuencia tienen que ser clasificadas en clases de fonemas, pero las reglas difusas pueden ser las más adecuadas para el uso de palabras, frases y el reconocimiento de la lengua y entender el contexto.

Entre los métodos más utilizados hasta el momento, se encuentran la lógica difusa y las redes neuronales. Con el fin de comprender mejor por qué estos paradigmas deben ser combinados para resolver problemas, debemos observar las fortalezas y limitaciones que se presentan en los diferentes métodos Takagi (1993). Cada uno de los paradigmas tiene una contribución que hacer a la solución definitiva de un problema, como se señala a continuación.

Las redes neuronales pueden contribuir con:

- Aprendizaje a partir de datos.
- Comportamiento de modelado empírico de los seres humanos.
- Técnicas de aproximación universal
- Buena generalización

- Métodos para la extracción de conocimiento a partir de datos.
- Métodos de análisis de datos.
- Memorias asociativas y las pautas técnicas de concordancia.
- Paralelismo masivo.
- Robustez

Los sistemas difusos pueden contribuir con:

- Una teoría de lógica difusa bien desarrollada.
- Mecanismos de razonamiento parecido al humano, uso de términos lingüísticos.
- Facilidad para acomodar el conocimiento de sentido común, ambiguo, impreciso, pero racional.
- Técnicas de aproximación universal.
- Robustez, tolerancia a fallos.
- Bajo costo de desarrollo y mantenimiento.
- Bajo costo en el cálculo computacional.

También se pueden ver estos métodos como complementarios, por diferentes razones: Facilitan el tratamiento con diferentes tipos de representación del conocimiento, poseen una inferencia diferente, diferentes tolerancias a fallos, etc. Cada uno puede ser superior a otros cuando se resuelven subtareas concretas, además un método puede ser aplicado para mejorar el desempeño del otro.

1.5. Planteamiento del Problema

El control inteligente de mecanismos con aplicaciones en la biomecánica a prótesis de miembro inferior, en especial para la zona de la rodilla, conlleva al estudio de varios factores. El mecanismo de la rodilla es uno de los más difíciles y complejos miembros para sustituir con prótesis, debido a que en la fase de doble apoyo, en donde el peso de cuerpo

se transfiere de un pie al otro al caminar, el sistema forma una cadena cinemática cerrada. Así, se convierte en una estructura dinámicamente indeterminada. Otra de las dificultades que se encuentra, es que las prótesis aun no poseen un sistema, el cual siga las órdenes que genera el cerebro humano para lograr la marcha y no existe comunicación entre el sistema nervioso y la prótesis. Además, el control en lazo abierto o cerrado requiere la trayectoria, lo cual es desconocido en el avance, y por si fuera poco, las perturbaciones son altamente plausibles, debido a que el usuario está sometido a diferentes circunstancias como son un tropezón, encontrarse con pendientes en el camino o irregularidades del suelo.

Para intentar resolver esto, los investigadores han desarrollado diferentes tipos de prótesis para la sección femorotibial que van desde un eje sencillo, hasta 7 ejes, y cada una de ellas posee características que la hacen recomendable para un tipo de paciente. Por ejemplo, la rodilla de eje sencillo, básicamente una bisagra, es la opción disponible más económica, duradera y ligera. Por ello, se utiliza más a menudo en prótesis infantiles, especialmente porque las prótesis se quedan pequeñas muy pronto. Las desventajas son que debido a su sencillez, se mueven y no tienen control de la postura; las personas con discapacidad con amputación transfemoral deben hacer uso de su fuerza muscular para mantenerse estables cuando están de pie. Para compensar, la rodilla suele tener incorporado un control de fricción constante y un bloqueo manual. La fricción hace que la pierna no avance con demasiada rapidez al dar el siguiente paso. El mayor inconveniente de este tipo de rodilla es que solo permite andar de forma óptima a una velocidad concreta.

Por otra parte, del estado del arte revisado, es posible resumir, que actualmente se encuentran disponibles dispositivos de prótesis de extremidades inferiores con mecanismos de muelles pasivos o activamente amortiguados, de múltiples ejes, con control con microprocesadores y adaptables a diferentes situaciones aun no previstas por el programador. Y aunque una amplia investigación se ha realizado para lograr avance en los materiales protésicos y técnicas de construcción, poco esfuerzo se ha centrado en el mejoramiento de las articulaciones de las extremidades inferiores de las prótesis, en donde la resistencia de la articulación y las fuerzas que producen el movimiento sean activamente controladas, para reproducir la función biológica de la pierna.

Las razones principales pueden ser evidentes si se considera, que no existe un actuador lo suficientemente eficiente, que pueda generar la fuerza para restaurar la posición de

la estabilidad de la prótesis por periodos prolongados, o un sistema de energía portátil que los sustente. Las prótesis generalmente buscan la estabilidad en la fase de apoyo, para evitar que el usuario sufra una caída, es por eso que son prótesis pasivas que dependen de la fuerza de las personas para satisfacer los ángulos de ajuste en la fase de balanceo.

Los problemas que esto conlleva, es que ninguna de las prótesis convencionales provee una flexión o extensión en la fase de apoyo y que realmente no existe prótesis que genere el ángulo de ajuste para desarrollar un control ya sea en lazo cerrado o abierto en el avance, que incluya las características necesarias en la fase de apoyo. Estas capacidades son de vital importancia, si es que la prótesis imitará de verdad la función biomecánica.

Con esto es posible formular las siguientes preguntas; ¿Cómo usar la sección femorotibial residual para realizar el control de la prótesis en el avance? Y ¿Cómo disminuir el par necesario en la cadera para recuperar la extensión y la flexión de la prótesis, en la fase de apoyo? Si estas preguntas nos son contestadas, la desviación en el ciclo de la marcha continuará siendo de un máximo de 20° en la fase de apoyo, puesto que en esta se obtiene un bloqueo. Además, no se tiene un control activo en la prótesis por falta del ángulo de ajuste en el avance.

1.6. Hipótesis

Los sistemas híbridos, se justifican cuando el problema a resolver posee características, que con una sola técnica resultarían más complicados. Es decir un método representa ventajas con respecto al otro dependiendo de las características del problema, por ejemplo, las redes neuronales tienen gran capacidad para asociar y reconocer patrones, mientras que los sistemas difusos han demostrado gran facilidad, para controlar sistemas sin necesidad de contar con el modelo matemático a priori, además de ser más robustos a variaciones de parámetros. Por tales razones, en este proyecto es posible utilizar las redes neuronales para reconocer el patrón de marcha y así generar el ángulo de ajuste al caminar en el avance, en tiempo real, en otras palabras el control cinemático, que genera finalmente una trayectoria para la prótesis. El sistema difuso con sus características es necesario para el control dinámico, es decir asegurar que los datos generados sean seguidos por el mecanismo.

Por otro lado un mecanismo de cuatro barras de control voluntario según la literatura, es usado para que un paciente pueda recuperarse de un tropezón, con solo utilizar la fuerza de su cadera. Con esto en mente, es posible usar una prótesis pasiva de este tipo, que solo funciona a una velocidad de forma óptima y agregar un actuador para hacerla activa y pueda trabajar a diferentes velocidades en el avance. Además, es posible que agregando un actuador y la fuerza de la cadera, la prótesis pueda generar una flexión y extensión en el apoyo, sin tener que utilizar demasiada energía del sistema de alimentación.

1.7. Metodología

Es necesario encontrar la manera de generar la trayectoria en el avance. Con el progreso tecnológico, existen acelerómetros desarrollados como micro-electro-máquinas, que poseen un tamaño aproximado de $100mm^2$ por lo que, se plantea la construcción de un sistema de adquisición de datos capaz de medir las aceleraciones que se producen en la sección femorotibial, incluyendo el ángulo de la rodilla generado al caminar.

Una vez finalizado el prototipo, se utilizará para generar un estudio de marcha en una persona que presente un ciclo de marcha normal y que presente parámetros antropométricos similares a los del paciente discapacitado, para el cual en este caso se diseñara el primer prototipo.

En la metodología se contempla, el encontrar un mecanismo de cuatro barras con características de control voluntario, para equilibrar la fuerza necesaria del actuador y la cadera. La siguiente etapa es entrenar una red neuronal que sea capaz, de producir los ángulos de ajuste al caminar en tiempo real, por medio de las señales obtenidas de las aceleraciones con las micro-electro-máquinas. Cabe mencionar que la prótesis está dirigida a personas que puedan ejercer una fuerza mínima con la cadera para recuperar la estabilidad.

La siguiente fase consiste en desarrollar un sistema que asegure el seguimiento de los datos generados por la red neuronal, donde se utilizará un control convencional y un sistema difuso para desarrollar un control dinámico en la prótesis.

Finalmente se lleva acabó la integración de los sistemas para realizar las pruebas fuera de línea, generando por medio de una computadora las señales de la aceleración del fémur y midiendo los datos generados en la rodilla.

1.8. Objetivos de la Investigación y Organización de la Tesis

Desarrollar e implementar un control inteligente de mecanismos con aplicaciones en la biomecánica, enfocado al conjunto de la rodilla en una prótesis transfemoral, capaz de reproducir la marcha normal en personas discapacitadas, para mejorar el desempeño de las prótesis desarrolladas hasta el momento.

Derivados del objetivo general se plantean los siguientes objetivos específicos:

- Recopilar los datos que se generan en la marcha normal, que incluyan las aceleraciones producidas en la sección del fémur y los ángulos formados en la rodilla de una personas sana, con parámetros antropométricos semejantes a los de la persona con discapacidad, para la cual se diseña la prótesis, con el fin de obtener una base de datos para el sistema que producirá el ángulo de ajuste en el avance.
- Buscar un método que permita en una prótesis de rodilla, la flexión y extensión en la fase de apoyo, para satisfacer los requerimientos de la marcha en esta fase.
- Establecer un sistema que tenga la habilidad de identificar las diferentes etapas de la marcha, midiendo las aceleraciones de la sección femoral y genere el ángulo de ajuste al mismo tiempo, con el propósito de resolver el problema de control cinemático, de no contar con una señal de consigna en el avance.
- Diseñar un sistema de control dinámico inteligente, el cual asegure un buen seguimiento de la señal de ajuste producida en la identificación de la marcha, para resolver el problema de las desviaciones en un control puramente cinemático.

- Establecer estructuras entre los sistemas inteligentes o algoritmos convencionales de identificación y control, además de los elementos mecánicos y electrónicos, con el propósito de integrar un sistema capaz de reproducir la marcha normal, en personas con discapacidad con amputación transfemoral.

Con base en los objetivos planeados, este trabajo se ha organizado de la siguiente manera:

En el capítulo 1, Estado del Arte, se presentan las generalidades sobre los diferentes sistemas, para el análisis de la marcha, las principales características de los mecanismos utilizados en una rodilla mecánica y su comparación. Además se describen los sistemas de inteligencia artificial que son un área importante dentro de las técnicas de computación. Se describe el planteamiento del problema, las hipótesis y los objetivos propuestos para resolver la problemática existente al controlar la prótesis y que esta sea capaz de reconocer las fases de la marcha, para así generar los puntos de ajuste en tiempo real.

En el capítulo 2, Marco Teórico, se presenta un análisis de la marcha normal con sus diferentes fases, además de una breve explicación de la variabilidad, que se observa en los datos obtenidos, debido a que las personas no caminan exactamente igual en pruebas diferentes, aunque se reproduzcan las mismas condiciones.

En el capítulo 4, Mecanismo de la prótesis transfemoral, describe el mecanismo de cuatro barras para el control voluntario de la estabilidad, con el desarrollo de las ecuaciones necesarias para encontrar los centros instantáneos de rotación dependiendo de la configuración del mecanismo, lo cual sirve para encontrar el mecanismo que logra la polioide deseada.

En el capítulo 5. Control Inteligente de la Prótesis, Se muestra el diseño e implementación de la red neuronal, para el análisis de la marcha, se presenta el uso de una red con retropropagación del error, que es entrenada para generar los valores de ajuste, se ilustra los resultados del entrenamiento ya implementada en un microcontrolador. También se describe el diseño e implementación del control convencional Proporcional, Integral, Derivativo (PID), y como este debe ser tratado en forma discreta para su programación en la plataforma electrónica. Además se hace énfasis en cómo manejar el punto flotante en un microcontrolador cuando se tienen valores digitales de entrada y de salida. También se

discuten los resultados al ser utilizado para controlar un motor. La parte última de este capítulo trata, sobre el diseño e implementación del control difuso utilizado en el trabajo, haciendo especial énfasis en el uso de los dispositivos electrónicos, para el manejo del sistema y como este es más rápido al utilizar instrucciones en lenguaje ensamblador, que son específicas para el cálculo de los datos en un sistema difuso. También se discuten los resultados de la implementación al controlar un motor.

El capítulo 6, Pruebas y Resultados, muestra como los diferentes sistemas, trabajan en conjunto para resolver el problema general. La red neuronal generando los valores necesarios para caminar y el control difuso asegurando el seguimiento de los mismos, se presentan los resultados obtenidos y las prótesis construidas.

1.9. Aportaciones

- Un nuevo esquema de medición electrónico que incluye el uso de micro-electro-máquinas e interfaz gráfica, para adquirir datos de aceleración, ángulo y video del miembro inferior en la marcha.
- Base de datos de la aceleración para la sección de la tibia y muslo, además de los ángulos generados en la articulación en la marcha normal.
- Red neuronal con retro propagación del error implementada en un microcontrolador, para funcionar en tiempo real, con dos métodos de entrenamiento, retropropagación y retropropagación con momento.
- Nuevo esquema para resolver el problema cinemático de la prótesis, de no poder generar un control en tiempo real, en progresión directa. Por medio del uso de medidas de aceleración, utilizando micro-electro-máquinas MEM'S y una red neuronal de retropropagación del error, para generar los ángulos de ajuste, para la articulación de rodilla en la prótesis.

- Sistema de control difuso en lazo cerrado implementado en un microcontrolador, en tiempo real para resolver el problema dinámico de la prótesis y el sistema asegure un seguimiento de los datos generados por la red neuronal.
- Sistema híbrido de control para la prótesis transfemoral en el mecanismo de la rodilla, que incluye medición de las aceleraciones, por medio de micro-electro-máquinas y un nuevo mecanismo de control voluntario modificado para funcionar con un actuador.

1.10. Sumario

En este capítulo, se presentan los avances que han existido en los métodos de análisis de la marcha, también la evolución de los mecanismos para prótesis transfemoral en el dispositivo de la rodilla, haciendo énfasis en el comportamiento del control con las ventajas y desventajas de los diferentes sistemas. También, se describen las características principales de las redes neuronales, los sistemas difusos y las ventajas de tener un sistema híbrido inteligente para resolver problemas que poseen subsistemas específicos.

Por otro lado, se realiza el planteamiento del problema, estableciendo de manera general el contexto en el desarrollo de prótesis, los problemas que se presentan, los factores que los producen y finalmente presentando un esbozo del método a seguir para resolver el problema. En función de lo anterior, se presenta el objetivo de la investigación y la organización de la tesis, que corresponde a la metodología propuesta en el planteamiento del problema.

En el siguiente capítulo se presenta el análisis de la marcha normal, el problema dinámico inverso, así como la variabilidad que existe en las diferentes pruebas de laboratorio. Se muestra también el marco teórico de las redes neuronales y los sistemas difusos que son las principales herramientas para producir el control inteligente en este trabajo.

Capítulo 2

Marco Teórico

La organización internacional de estándares para prótesis, (ISO, por sus siglas en inglés) adopta el término prótesis transfemoral para una pierna artificial que reemplaza una parte del muslo, la articulación de la rodilla y el tobillo.

Las prótesis de miembro inferior, en especial el mecanismo de la rodilla, son difíciles de diseñar y muy complejos. Debido a que en la fase de doble soporte, al caminar, el sistema forma una cadena cinemática cerrada. Así se convierte en una estructura dinámicamente indeterminada. El mecanismo del aparato locomotor humano es redundante, además el control en lazo cerrado o abierto requieren la trayectoria lo cual es desconocido en el avance, y por si fuera poco, las perturbaciones son altamente plausibles.

Para lograr un buen entendimiento del problema, es necesario analizar las fases de la marcha, para poder así reproducir lo que normalmente el cerebro humano realiza, en este caso, generar las condiciones que permitan al cuerpo trasladarse de un lugar a otro con una marcha normal. Por otro lado la IA, intenta reproducir la inteligencia humana y es importante entender sus características, ya sea en el uso de redes neuronales o la aplicación de la lógica difusa.

2.1. Análisis de Movimiento

El caminar para personas que no tienen ningún problema físico es muy sencillo. Por lo que regularmente para ellos pasa desapercibida, tanto la complejidad de esta actividad,

como el nivel de sincronización de acciones que se requiere. Por otro lado, es muy difícil definir en forma cuantitativa cuando está un individuo realizando un márcha normal o deficiente.

Un observador típico inmediatamente es capaz de notar que algo *se ve mal* sobre la forma en que la persona está caminando. Sin embargo, describir la anomalía cuantitativamente, en términos del ángulo de la articulación, de la trayectoria de la cadera, las rodillas y los tobillos, por lo general es muy difícil. Asimismo, si el conjunto de los ángulos se registraron en un equipo, con el fin de que alguien busque en estos, es posible que no detecte nada de malo en la marcha.

Para el diseño de una prótesis de rodilla, el problema se ve agravado por que solo tienen los datos de la rodilla. No se dispone de información sobre el movimiento del tobillo, cadera, o centro de masa. Del mismo modo, el sensor que provee la información sólo está disponible a partir de la pierna con la prótesis en el caso de un paciente. Debido a que gran parte de la marcha normal, es una función de simetría entre las dos piernas, la falta de la información de la pierna contraria se convierte en una gran limitante.

2.2. Locomoción Normal

La marcha puede definirse como la translación del cuerpo de un punto a otro por medio de un movimiento bípedo. Al correr o al caminar existe un desplazamiento de las partes del cuerpo que lo mantienen en progresión directa. La marcha puede estudiarse desde dos puntos de vista el cinemático y el dinámico. El primer caso, está especialmente dirigido como su nombre lo indica al estudio, del rango de movimiento de las articulaciones, distancias, tiempos y secuencia de eventos. Mientras que el segundo, al estudio de esas fuerzas que producen ese movimiento.

2.2.1. Parámetros Utilizados en el Análisis de la Marcha

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los puntos sucesivos de contacto del talón del mismo pie, para cada lado la distancias es mediada en la marcha

normal. Estas deben ser casi iguales, y para los hombres esta en un promedio de 1.46 m, mientras que para las mujeres el promedio es de 1.28 m, los niños alcanzan al promedio del adulto a los 11 años de edad.

Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. El ancho normal de la base de apoyo está en el rango de 2.54 cm hasta 12.4 cm, con un promedio de 7.5 cm. El ancho de la base de apoyo es la distancia medida entre los centros de cada talón. Otro parámetro utilizado es el ángulo del pie al caminar, este ángulo está formado por la línea de progresión del pie y la línea dibujada del otro pie al centro del talón y es regularmente de 7° a una velocidad de marcha normal. El ángulo se decrementa conforme la velocidad de la marcha se incrementa.

2.2.2. Tiempos Utilizados en el Análisis de la Marcha

Los tiempos en que se realiza un paso completo o un paso son medidos normalmente en un análisis de marcha normal. Otro aspecto es la cadencia que es definida como el número de pasos por unidad de tiempo ya sea en segundos o minutos. La cadencia normal promedio del hombre se encuentra aproximadamente en 100 pasos por minuto y para la mujer en aproximadamente en 116 pasos por minuto. Cuando la cadencia alcanza los 180 pasos por minuto, representa al correr más que al caminar.

2.2.3. Secuencia de Eventos en el Análisis de la Marcha

La marcha se define en dos fases, llamadas de apoyo cuando una pierna está en contacto con el suelo que toma un 60 % del ciclo ver figura 2.1a y balanceo cuando no contacta con el suelo que toma el restante 40 % del ciclo, ver figura 2.1b. Cada una de estas está subdividida en diferentes fases.

Existe un periodo de tiempo en el cual las dos extremidades están en contacto con el piso, esto representa un estado de doble apoyo, el cual ocurre durante la respuesta a la carga en un lado y el despegue del pie en el otro, cada fase tiene un 10 % del ciclo de la marcha, así que el tiempo total en doble apoyo es de 20 % del ciclo de marcha.

Tabla 2.1: División de la fase de apoyo en sus diferentes partes

Fase	Descripción	Porcentaje del ciclo de la marcha
Contacto inicial	Cuando el pie golpea el suelo	0-2
Respuesta a la carga	Hasta que el pie contrario deja el suelo	0-10
Apoyo medio	Cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital	10-30
Elevación del talón	Cuando el talón se eleva del suelo	30-50
Despegue del pie	Cuando los dedos se elevan del suelo	50-60

Tabla 2.2: División de la fase de balanceo en sus diferentes partes

Fase	Descripción	Porcentaje del ciclo de la marcha
Inicio de balanceo	Hasta que la flexión máxima de la rodilla acurra	60-73
Balanceo medio	Hasta que la tibia esté vertical	73-87
Término del balanceo	Hasta el contacto inicial	87-100

El ciclo de la marcha empieza cuando el talón golpea el suelo. Desde que esto sucede, hasta que la pierna alcanza la flexión en el apoyo se le llama, respuesta a la carga. Durante esta fase, el peso del sujeto es transferido a la pierna y la rodilla se flexiona. El propósito de la flexión es absorber el impacto del talón en el suelo. Otras fuentes indican que reduce el giro en la vertical del centro de masa. Sin la flexión de la rodilla en esta fase, habría una gran diferencia en el centro de masa corporal entre las piernas cuando está apoyado sobre una pierna recta y cuando el cuerpo se apoya igualmente en dos piernas Figura 2.1.

Desde el momento de máxima flexión de la rodilla hasta que la rodilla se extiende completamente se define como *extensión en fase de apoyo*. El poder de enderezar la pierna viene de la articulación de la cadera en conjunto con diferentes músculos de la pierna.

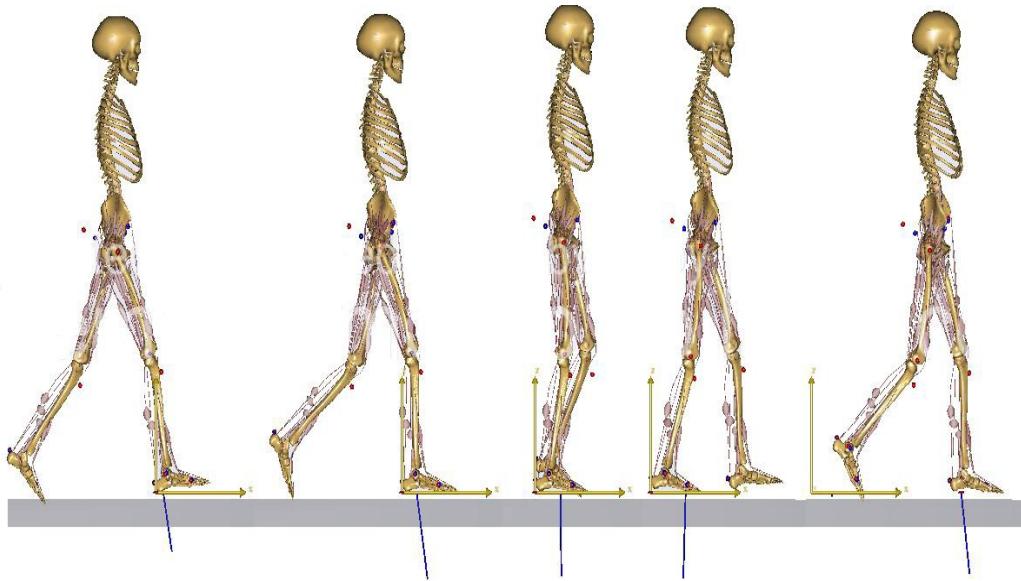


Figura 2.1: Fase de apoyo

Después de que la pierna se endereza durante el apoyo, comienza de nuevo la flexión para la preparación de la fase de oscilación.

En esta fase, hasta que el pie deja el suelo, que se conoce como *pre-balanceo*. El cual comienza ligeramente después del golpe del talón la pierna contraria. El momento en que ambas piernas se encuentran en el terreno y soportan el peso de cuerpo se conoce como *doble apoyo*.

Desde el momento en que la pierna abandona el piso, hasta que alcanza su máximo ángulo de flexión se le conoce como *flexión en balanceo*. El flexionar la pierna (acortando la distancia) es importante a fin de evitar el choque del dedo del pie en el suelo, mientras la pierna se balancea hacia adelante en la preparación del próximo contacto del talón. Sin embargo, demasiada flexión llevará mayor tiempo y no permitirá que la pierna, se extienda, para el próximo contacto del talón en el suelo Figura 2.2.

Desde el momento de máxima flexión en el balanceo, hasta que el talón vuelve a golpear el suelo se le conoce como *extensión en balanceo*. Idealmente, la pierna se endereza,

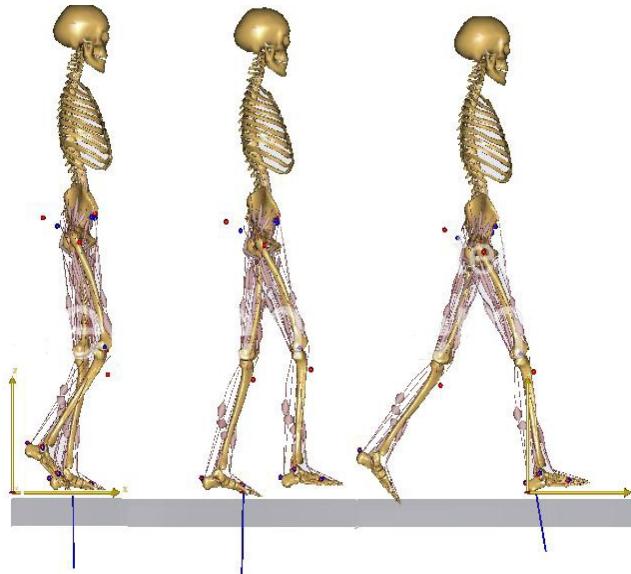


Figura 2.2: Fase de balanceo

al mismo tiempo el pie está listo para ponerse en contacto con el suelo.

Un ciclo de marcha de un amputado mediante una *prótesis convencional* se parece mucho a la marcha normal. Las principales fases son las mismas que para la marcha normal, la excepción es que las prótesis convencionales no permiten la flexión y extensión en la fase de apoyo, por lo que en la marcha prostética se presentan asimetrías.

2.2.4. Rango de Movimiento

En la marcha normal la cadera debe tener la capacidad de moverse 10° en extensión hasta los 30° en flexión. La máxima extensión de la cadera ocurre en la elevación del talón y la máxima flexión ocurre al término del balanceo ver Figura 2.3.

La rodilla tiene un movimiento aproximado de 0 a 60 grados de flexión, la extensión máxima es típicamente al contacto inicial pero puede ocurrir otra vez en la elevación del talón, la máxima flexión ocurre durante el inicio del balanceo Figura 2.4.

El tobillo transverso con 20° de flexionplantar a 10° de dorsiflexión. El máximo grado

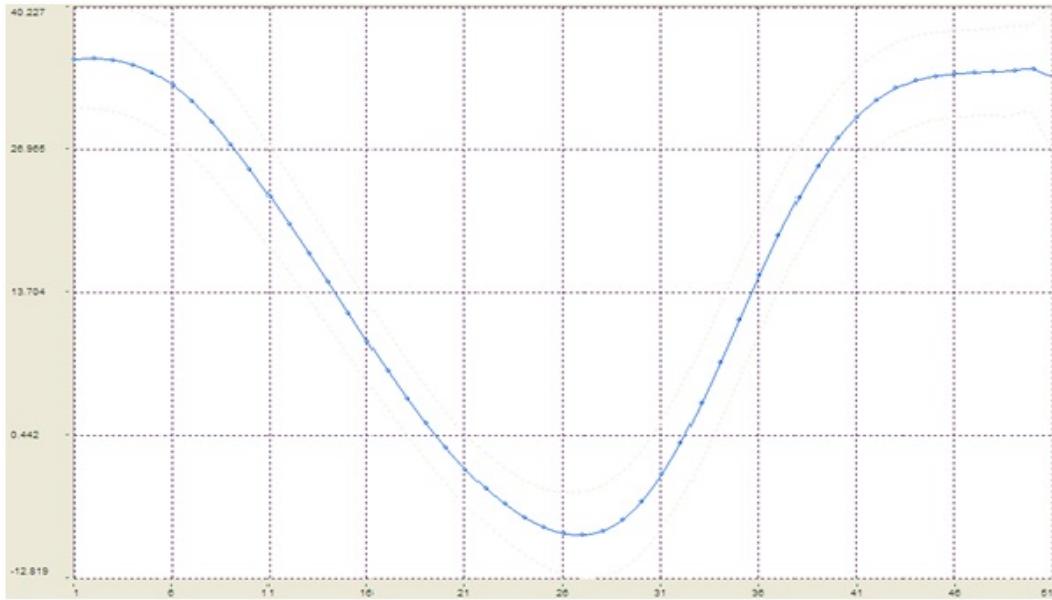


Figura 2.3: Flexión extensión de la cadera

en plantar flexión ocurre durante el despegue del pie, el máximo en dorsiflexión ocurre en la fase de apoyo medio conforme la tibia se mueve sobre el pie Figura 2.5.

Para la marcha normal se requiere de 4° a 6° en pronación y de 4° a 6° de supinación. El pico en pronación ocurre en el apoyo medio mientras que el pico en supinación se encuentra cerca del despegue del pie. Cerca de 55° de extensión son requeridos en el metatarso falange en el despegue del pie. Si estos rangos no están disponibles en cada articulación de la extremidad, el resultado es una desviación en el ciclo de la marcha.

2.2.5. Variabilidad en el Análisis de la Marcha

La variación biológica normal de la marcha significa que las personas no caminan igual en la misma prueba, realizada en diferentes ocasiones. Acoplada a estas variaciones inherentes se encuentran las variables introducidas debido al método de medición, como por ejemplo:

- Las restricciones en el ambiente (límites en las mediciones realizadas)

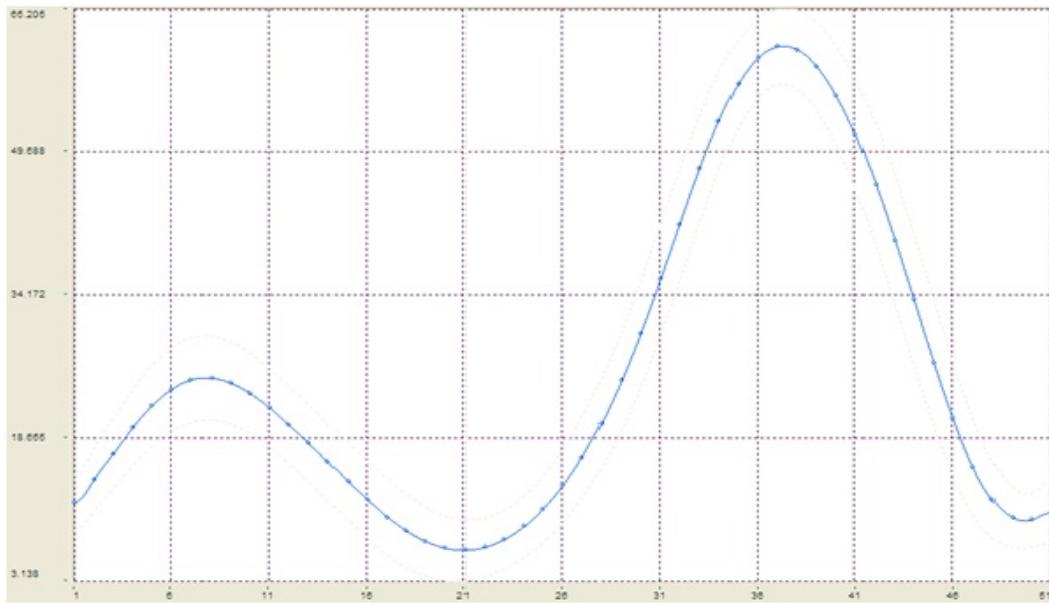


Figura 2.4: Flexión extensión de la rodilla

- Identificación de las marcas de los huesos y las articulaciones
- Movimiento sobre la piel de la marca
- Calibración del sistema de movimiento

Es difícil separar estas fuentes de variación, por lo que es necesario estimar la variabilidad esperada. Esto es importante cuando, por ejemplo se comparan los resultados de un caso clínico con los estándares establecidos y de este modo establecer las diferencias significantes.

Una forma frecuentemente utilizada para la estimación de la variación es la desviación estándar (SD), la cual siempre es dibujada en las curvas de la marcha como líneas discontinuas alrededor de la principal. El problema que presenta es que el SD es ligeramente diferente en cada punto en el ciclo. Es recomendable resumir esta información para calcular un *promedio de SD* con la finalidad de tener un parámetro general para el ciclo de marcha, para cada parámetro. A este se le llama coeficiente de variación (CV), y es simplemente el promedio de la desviación estándar del parámetro de la marcha dividido entre el promedio o media aritmética segúlo expuesto por Winter (1991).

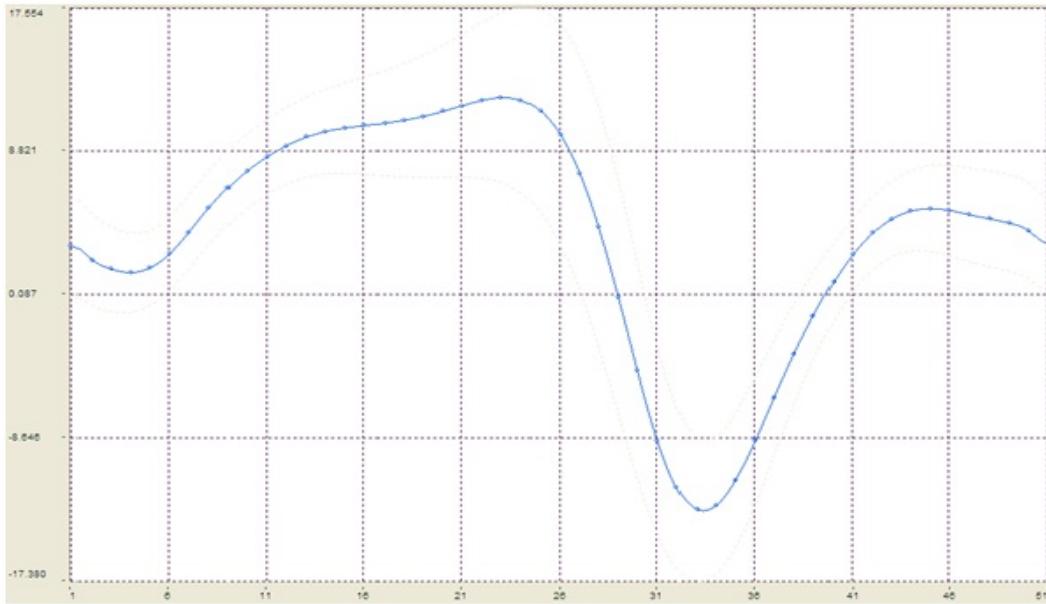


Figura 2.5: Flexiónplantar y dorsiflexión del tobillo

2.3. El Problema Cinemático

Para poder dar una idea de la complejidad de este trabajo es necesario hablar un poco de la cinemática de la marcha, que estudia el movimiento del cuerpo con respecto a un sistema de referencia. Así, la cinemática se interesa por la descripción analítica del movimiento espacial del cuerpo como una función del tiempo, y en particular, por las relaciones entre la posición y la orientación del extremo final, con los valores que toman sus coordenadas articulares.

Existen dos problemas fundamentales a resolver en la cinemática de una prótesis de miembro inferior. El primero de ellos se conoce como problema cinemático directo, y consiste en determinar cuál es la posición y orientación del segmento distal de la prótesis, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conocidos los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos de la prótesis y el miembro residual. Con referencia a este primer punto, se necesitan conocimientos sobre la cinemática de la marcha, la cual sirve como referencia de las trayectorias requeridas en una progresión directa. El segundo, denominado problema de la cinemática inversa, resuelve la configuración que debe adoptar la prótesis para una posición y orientación del extremo conocida, es por esto que en los objetivos específicos de este trabajo, se hace énfasis en

la obtención de las bases de datos de la marcha, que contengan las configuraciones en la rodilla, para la prótesis con respecto a las aceleraciones desarrolladas en el fémur, con el fin de tener una referencia de los ángulos necesarios en la progresión directa.

Por otra parte, la cinemática de la prótesis trata también de encontrar las relaciones entre las velocidades del movimiento de las articulaciones y las del extremo. Esta relación viene dada por el modelo diferencia expresado mediante la matriz Jacobiana.

El problema de la cinemática inversa radica en que no es posible abordarlo de una manera sistemática a partir de la utilización de matrices de transformación homogéneas. El procedimiento de obtención de las ecuaciones es fuertemente dependiente de la configuración de la prótesis. Para esto se han desarrollado algunos procedimientos genéricos susceptibles de ser programados, de modo que un computador pueda, a partir del conocimiento de la cinemática de la prótesis (con el uso de los parámetros de Denavit - Hartenberg) obtener la n-upla de valores articulares que posicionan y orientan su extremo. El inconveniente de estos procedimientos es que se trata de métodos numéricos iterativos, cuya velocidad de convergencia e incluso esta misma, en si no está siempre garantizada. Existen otros métodos no iterativos que utilizan una solución cerrada, la cual presenta ciertas ventajas, por ejemplo cuando el problema debe de resolverse en tiempo real, como es el caso de las prótesis. Una solución iterativa no garantiza tener solución en el momento adecuado.

Al contrario de lo que ocurre en el problema directo, en el caso de la cinemática inversa, la solución en algunos casos no es única; existiendo diferentes n-uplas, que posicionan y orientan el extremo de la prótesis del mismo modo. En estos casos una solución cerrada permite incluir determinadas reglas o restricciones que aseguran que la solución obtenida sea la más adecuada de entre las posibles (por ejemplo, límites en los recorridos articulares).

Por otro lado, es importante obtener las velocidades del extremo a partir de las articulares, se puede estimar la relación inversa que permite calcular las velocidades articulares partiendo de las del extremo. En la obtención de la relación inversa pueden emplearse diferentes procedimientos. Uno es, la supuesta conocida relación directa, dada por la matriz jacobiana, se puede obtener la relación inversa, invirtiendo simbólicamente la matriz.

Es un planteamiento sencillo, pero en la práctica es de difícil realización. Suponiendo que la matriz J sea cuadrada, la inversión simbólica de una matriz 6×6 , cuyos elementos son funciones trigonométricas, es de gran complejidad, siendo este procedimiento inviable. Como segunda alternativa puede plantearse la evaluación numérica de la matriz J para una configuración concreta de la prótesis, e invirtiendo numéricamente esta matriz, se encuentra la relación inversa válida para esa configuración. En este caso hay que considerar, en primer lugar, que el valor numérico del Jacobiano va cambiando a medida que la prótesis se mueve y, por lo tanto, la Jacobiana inversa ha de ser calculada constantemente. Además, puede existir n-uplas, para las cuales la matriz Jacobiana no sea invertible por ser su determinante, denominado Jacobiano nulo. En estas configuraciones de la prótesis donde el Jacobiano se anula se denominan configuraciones singulares. Existen otros problemas como por ejemplo cuando la matriz Jacobiana no es cuadrada. En el caso en que el sistema completo que trabaja la prótesis sea redundante, más columnas que filas en la matriz Jacobiana, que se presenta en ese caso.

2.4. El Problema Dinámico

La dinámica se ocupa de la relación entre las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y el movimiento que en él se origina. Por lo tanto, el modelo dinámico de una prótesis tiene por objetivo conocer la relación entre el movimiento de la prótesis y las fuerzas implicadas en la misma. Esto se obtiene mediante el denominado modelo dinámico, que relaciona matemáticamente:

- La localización del segmento distal definida por las variables articulares de la prótesis o por las coordenadas de localización de su extremo, y sus derivadas: velocidad y aceleración.
- Las fuerzas y pares aplicados en las articulaciones (o en los extremos de la prótesis).
- Los parámetros antropomórficos del paciente y dimensionales de la prótesis, como longitud, masas e inercias de los elementos.

Según Barrientos (2007), la obtención de este modelo para mecanismos de uno o dos grados de libertad no es excesivamente compleja, pero a medida que el número de grados

de libertad aumenta, el planteamiento y obtención del modelo dinámico se complica enormemente. Por este motivo, no siempre es posible obtener un modelo dinámico expresado de una forma cerrada, esto es, mediante una serie de ecuaciones, normalmente de tipo diferencial de segundo orden, cuya integración permita conocer qué movimiento surge al aplicar unas fuerzas o qué fuerzas hay que aplicar para obtener un movimiento determinado. El modelo dinámico debe ser resuelto entonces de manera iterativa mediante la utilización de un procedimiento numérico.

El problema de la obtención del modelo dinámico del cuerpo humano con una prótesis es, por lo tanto, uno de los aspectos más complejos la biomecánica, lo que ha llevado a ser obviado en numerosas ocasiones. Sin embargo, el modelo dinámico es imprescindible para conseguir los siguientes fines:

- Simulación del movimiento
- Diseño y evaluación de la estructura mecánica
- Dimensionamiento de los actuadores
- Diseño y evaluación del control dinámico

Este último fin es evidentemente de gran importancia, pues de la calidad del control dinámico depende la precisión y velocidad de sus movimientos. La gran complejidad ya comentada existente en la obtención del modelo dinámico del cuerpo humano, ha motivado que se opte por otro tipo de soluciones, como la propuesta en este trabajo.

Es importante hacer notar que el modelo dinámico de la prótesis debe incluir el del cuerpo humano completo, puesto que cada una de las partes de este influye en la progresión directa, no solo de los eslabones o barras de la prótesis, sino también la de los actuadores y equipos electrónicos de mando. Estos elementos incorporan al modelo dinámico nuevas inercias, rozamientos, saturaciones de los circuitos electrónicos, etc. Aumentando aun más la complejidad.

2.4.1. Dinámica de la Marcha, el Enfoque Inverso

Las mediciones de la marcha deben ser tomadas como uno de los tópicos más importantes en la cadena de movimiento, así que se deben analizar las causas que producen el paso y los patrones de la marcha, no solo los efectos. Según lo precisado por Vaughan (1992), hay esencialmente dos tipos de problemas en dinámica del cuerpo rígido. El primero es la Dinámica directa, en la cual están las fuerzas siendo aplicadas a un sistema mecánico, por lo que son conocidas y el objetivo es determinar el movimiento que resulta. El segundo es el problema inverso de la dinámica en el cual el movimiento de los sistemas mecánicos es definido detalladamente y el objetivo es determinar las fuerzas que causan ese movimiento. Éste es el acercamiento que el analista de la marcha persigue.

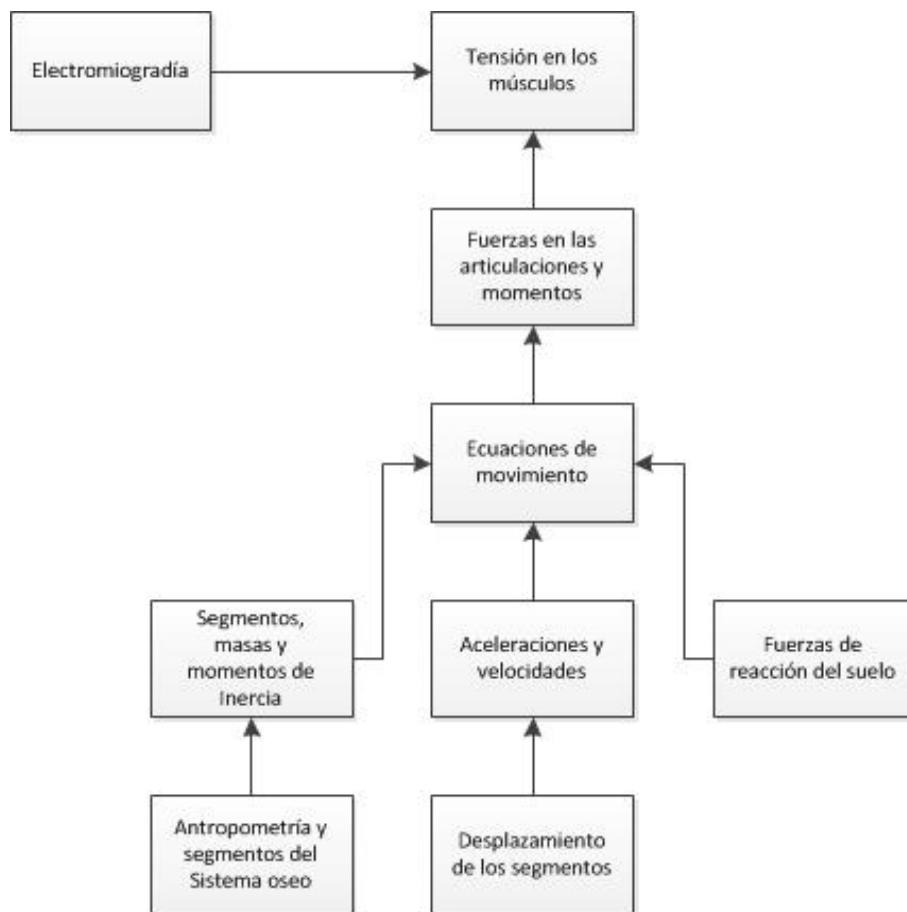


Figura 2.6: Enfoque inverso de la dinámica

La medición directa de las fuerzas y momentos transmitidos por la articulación huma-

na, la tensión en los grupos de los músculos, y la activación del sistema nervioso periférico central está lleno de problemas metodológicos. Esta es la razón por la cual en el análisis de la marcha se ha adoptado el enfoque indirecto o inverso. El cual se ilustra verbalmente en la Figura 2.6.

Estrictamente hablando, la electromiografía no mide la tensión en los músculos, pero introduce a los patrones de activación del músculo. Según lo visto en la Figura 2.6, los parámetros antropométricos pueden ser usados para generar los segmentos de masas con las inercias, los desplazamientos del segmento, se utilizan para obtener la aceleración, al ser derivados dos veces. Las fuerzas de reacción del suelo, son usadas con las masas de los segmentos y aceleraciones en las ecuaciones de movimiento, lo que da lugar a la obtención de las fuerzas y momentos en las articulaciones, la tabla 2.3 muestra valores obtenidos por este método.

Tabla 2.3: Datos obtenidos para los sies ejes mayores en el miembro inferior en el tiempo = 0.30

Articulación	FMedLat	FAntPos	FPrxDis	MFlxExt	MAbdAdd	MIntExt
Cadera D.	-10	-34	-674	-6.1	49.5	3.0
Cadera I.	6	-38	-111	-2.1	-0.6	-0.4
Rodilla D.	-76	85	-599	-19.5	15.3	-0.7
Rodilla I.	1	33	-32	-7.8	-0.9	-0.2
Tobillo D.	-45	-568	57	17.9	1.6	-6.4
Tobillo I.	1	-6	-9	0.0	0.2	0.1

2.5. Redes Neuronales

El cerebro humano continuamente recibe señales de entrada de muchas fuentes y las procesa a manera de crear una apropiada respuesta de salida. Nuestros cerebros cuentan con millones de neuronas que se interconectan para elaborar *Redes Neuronales*. Estas ejecutan los millones de instrucciones necesarias para mantener una vida normal.

Las neuronas son las células que forman la corteza cerebral de los seres vivos, cada

una está formada por elementos llamados cuerpo, axón y dendritas, como se muestra en la Figura 2.7.

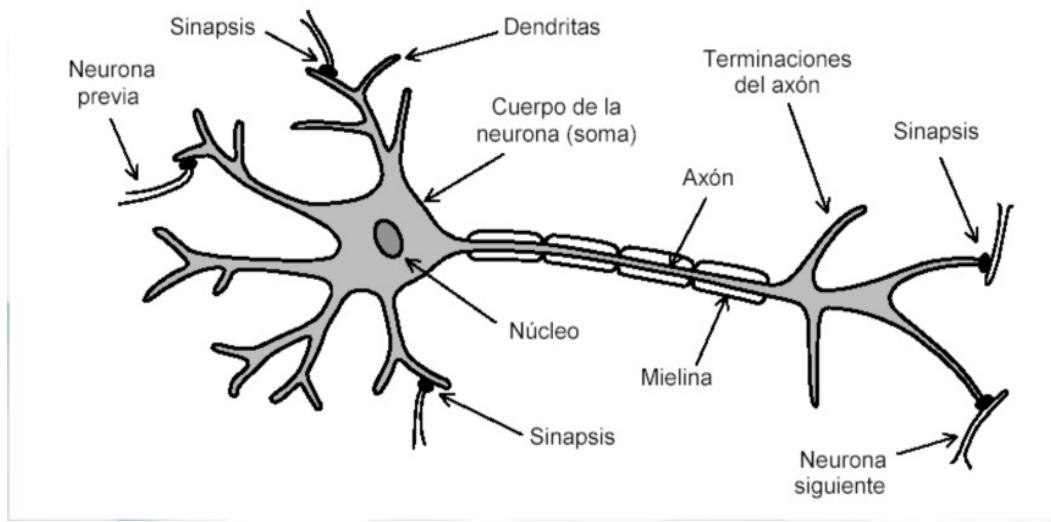


Figura 2.7: Una neurona típica, en la que se aprecian las dendritas que reciben potenciales de acción de las neuronas previas (o de las células sensorias, como las células ciliadas) a través de las sinapsis, el cuerpo o soma con su núcleo, el axón recubierto con mielina, y sus terminaciones que conectan con las dendritas de nuevas neuronas

Las dendritas forman una estructura de filamentos muy fina que rodean el cuerpo de la neurona. El axón es un tubo largo y delgado que se ramifica en su extremo en pequeños bulbos finales que casi tocan las dendritas de las células vecinas. La pequeña separación entre los bulbos finales y las dendritas se le denomina sinapsis.

Las neuronas, al igual que las demás células del cuerpo, funcionan a través de impulsos eléctricos y reacciones químicas. Los impulsos eléctricos que utiliza una neurona para intercambiar información con las demás, viajan por el axón que hace contacto con las dendritas de la neurona vecina mediante las sinapsis. La intensidad de la corriente transmitida depende de la eficiencia de la transmisión sináptica. Una neurona en especial transmitirá un impulso eléctrico por su axón si suficientes señales de las neuronas vecinas transmiten a través de sus dendritas en un tiempo corto. La señal que se transmite a la neurona podrá ser además ya sea inhibitoria o excitatoria. La neurona dispara, esto es, manda el impulso por su axón, si la excitación excede su inhibición por un valor crítico,

el umbral de la neurona.

2.5.1. Red Neuronal Artificial

Desde hace algunos años, algunos investigadores han estado creando modelos, tanto en dispositivos como en programas, que interpretan la actividad cerebral en un esfuerzo por producir una forma de inteligencia artificial. Muchos modelos teóricos o paradigmas, datan desde los años 50's. Algunos de ellos tenían aplicaciones limitadas en el mundo real, teniendo como consecuencia que las Redes Neuronales Artificiales (RNA) permanecieran en la obscuridad por décadas.

Las RNA están compuestas de un gran número elementos de procesamiento altamente interconectados (Neuronas) trabajando al mismo tiempo para la solución de problemas específicos. Las RNA, tal como las personas, aprenden de la experiencia. En cualquier caso, se trata de una nueva forma de computación que es capaz de manejar las imprecisiones e incertidumbres que aparecen cuando se trata de resolver problemas relacionados con el mundo real (reconocimiento de formas, toma de decisiones, etc..), ofreciendo soluciones robustas y de fácil implementación.

Las RNA están compuestas de muchos elementos sencillos que operan en paralelo, el diseño de la red está determinado mayormente por las conexiones entre sus elementos. Al igual que las conexiones de las neuronas cerebrales.

Las RNA han sido entrenadas para la realización de funciones complejas en variados campos de aplicación. Hoy en día pueden ser entrenadas para la solución de problemas que son difíciles para sistemas computacionales comunes o para el ser humano.

Las características de operación son las siguientes:

Pesos

Las RNA pueden tener factores de pesos fijos o adaptables. Las que tienen pesos adaptables emplean leyes de aprendizaje para ajustar el valor de la fuerza de una interconexión con otras neuronas. Si las neuronas utilizan pesos fijos, entonces su tarea deberá estar pre-

viamente definida. Los pesos serán determinados a partir de una descripción completa del problema. Por otra parte, los pesos adaptables son esenciales si no se conoce previamente cual deberá de ser su valor correcto.

Aprendizaje

Existen dos tipos de aprendizaje: supervisado y no supervisado. El primero ocurre cuando se le proporciona a la red, tanto la entrada, como la salida correcta, y la red ajusta sus pesos tratando de minimizar el error de su salida calculada. El entrenamiento no supervisado, se presenta cuando a la red se le proporcionan únicamente los estímulos, y la red ajusta sus interconexiones con base únicamente en sus estímulos y la salida de la propia red. Las leyes de aprendizaje determinan como la red ajustará sus pesos utilizando una función de error o algún otro criterio. La ley de aprendizaje adecuada se determina en base a la naturaleza del problema que se intenta resolver.

Operación

Las RNA adaptables tienen dos fases en su operación:

1. Entrenamiento de la red. El sistema se coloca en un sujeto de prueba para entrenar la red y proporciona a la red un número *adecuado* de estímulos de entrada en este caso el acelerómetro que proporciona tres entradas, y de salida que es el ángulo de la articulación medido con un electro goniómetro, la red entonces ajusta su pesos de interconexión o sinapsis hasta que la salida de la red está *lo suficientemente cerca* de la salida correcta.
2. Recuperación de lo aprendido. A la red se le presenta un conjunto de estímulos de entrada, en este caso un paciente con amputación y al colocar el sistema de control con la red neuronal ya entrenada con valores que dan una aproximación a su forma de caminar, esta simplemente calcula su salida. Cuando la red es emplea en un entrenamiento no supervisado, algunas veces será necesario que reajuste su sinapsis durante la fase de recuperación.

La gran diferencia del empleo de las redes neuronales en relación con otras aplicaciones de la computación radica en que no son algorítmicas, esto es no se programan haciendo-

les seguir una secuencia predefinida de instrucciones. Las RNA generan ellas mismas sus propias *reglas*, para asociar la respuesta a su entrada; es decir, aprende por ejemplos y de sus propios errores. El conocimiento de una RNA se encuentra en la función de activación utilizada y en los valores de sus pesos.

2.5.2. Asociación y Generalización sin Reglas

Las redes neuronales formadas por los perceptrones se interconectan en forma muy similar a como las neuronas humanas se disponen en la corteza cerebral humana, y lo más importante, son capaces de asociar y generalizar sin reglas. Han sido utilizadas con gran éxito para reconocer retornos de sonar bajo el agua, escritura a mano, voz, topografía de terrenos, controlar brazos de robots, evaluar datos personales, modelar fenómenos cognitivos, y predecir tendencias financieras.

La clase de problemas que mejor se resuelven con las redes neuronales son los mismos que el ser humano resuelve mejor: Asociación, evaluación, y reconocimiento de patrones. Las redes neuronales son perfectas para problemas que son muy difíciles de calcular pero que no requieren de respuestas perfectas, sólo respuestas rápidas y buenas. Tal y como acontece con el escenario bursátil en el que se quiere saber ¿compro?, ¿vendo?, ¿mantengo?, o en el reconocimiento cuando se desea saber ¿se parece? ¿es el mismo pero tienen una ligera modificación?

Por otra parte, las redes neuronales son muy malas para cálculos precisos, procesamiento serie, y no son capaces de reconocer nada que no tenga inherentemente algún tipo de patrón.

2.6. Lógica Difusa

La lógica difusa nació cuando el Profesor Lotfi A. Zadeh publicó un artículo titulado *Fuzzy Sets*, (Conjuntos Difusos), Zadeh (1965). En este artículo se presentaron conjuntos sin límites precisos, los cuales, según él, juegan un importante papel en el reconocimiento de formas, interpretación de significados, y especialmente abstracción, la esencia del pro-

ceso de razonamiento del ser humano.

En la lógica clásica, sólo es posible tratar información que sea totalmente cierta o totalmente falsa; no le es posible manipular aquella información imprecisa o incompleta inherente a un problema y como información que es contiene datos que permitirían una mejor resolución del mismo. Con ello, se podría decir que la lógica difusa es una extensión de los sistemas clásicos, como el propio Zadeh (1992) indica. La lógica difusa es la que soporta modos de razonamiento aproximados en lugar de exactos. Su importancia radica en que muchos modos de razonamiento humano, en especial el razonamiento según el sentido común, son aproximados por naturaleza.

2.6.1. Teoría de Conjuntos Difusos

Los Conjuntos Difusos son una generalización de los (sub)conjuntos clásicos en el sentido de que los amplian pues permiten la descripción de nociones *vagas* e *imprecisas*. En dicha generalización, la pertenencia de un elemento a un conjunto pasa a ser un concepto *difuso* que puede ser cuantificado por un *grado de pertenencia* de dicho elemento al conjunto.

2.6.2. Estructura de un Controlador Difuso

Los sistemas reales presentan, en general, parámetros muy complejos o desconocidos y un comportamiento no lineal; ante esta situación, la obtención de un modelo matemático del sistema mediante ecuaciones diferenciales puede convertirse en una tarea ardua y en el mejor de los casos, el tratamiento de dicha información puede resultar un factor determinante (tiempo de computo).

Es por ello que, al basarse en la experiencia del operador humano a la hora de controlar un proceso, es posible mediante los conjuntos difusos, convertir las reglas de control que proporciona el operador humano, en estrategias de control automáticas. Esencialmente, los sistemas de control difuso son concebidos con el propósito de incorporar la experiencia del operador o técnico del proceso al sistema de control.

Es posible decir que un control difuso, es un algoritmo que se apoya en una colección de reglas de control lingüísticas, que constituyen el protocolo de control. Estas reglas expresan las relaciones cruzadas que existen entre las variables de medida del proceso y las variables de control. Dichas reglas están relacionadas entre sí por medio de una implicación difusa y una regla composicional de inferencia, junto con un mecanismo de concreción (dedifusificación), es decir, un mecanismo que traduce la acción de control difuso en una no-difusa (concreta). De forma inversa al de concreción se encuentra el mecanismo de difusificación, que convierte los datos reales de entrada en valores lingüísticos difusos. Todos estos bloques que a continuación se comentan conforman la estructura genérica de un controlador difuso Figura 2.8.

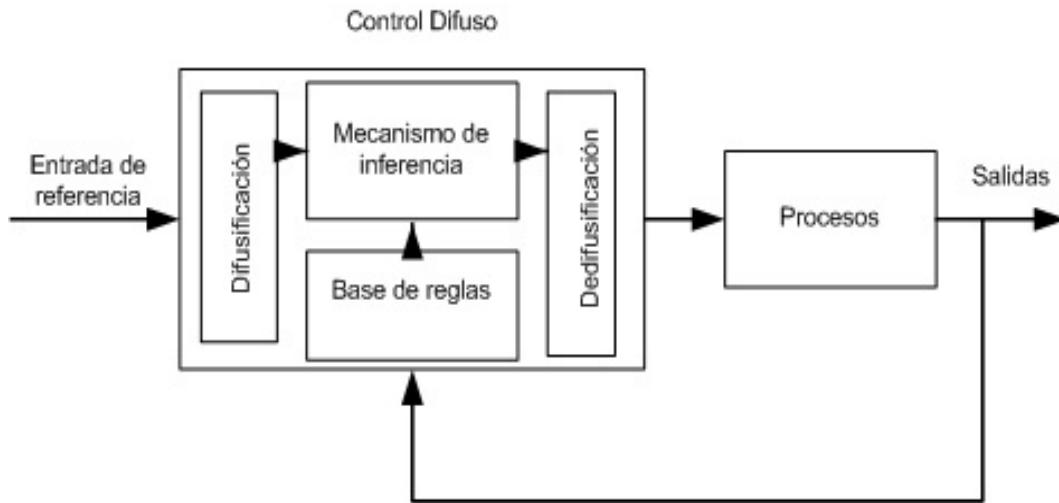


Figura 2.8: Estructura genérica de un controlador difuso

2.6.3. Difusificación

El bloque difusor básicamente se encarga de recibir las múltiples entradas concretas (valores crisps de entrada), que llegan al sistema y les asocia valores lingüísticos referentes a los distintos conjuntos difusos. Además, el bloque difusor es capaz de generar un escalado entre los valores físicos de las variables de medida del proceso a un universo de discurso normalizado, esta funcionalidad es opcional.

El proceso de difuminación consiste en trasladar al universo de discurso de la variable,

la función de pertenencia asociada al de difuminación de forma que el conjunto difuso quede centrado con respecto al valor puntual de entrada para esa variable medido en ese instante de tiempo. Posteriormente, se obtendrá un valor de posibilidad para cada etiqueta, expresando en qué medida el valor actual es similar o pertenece a las etiquetas. El valor de posibilidad será utilizado por el motor de inferencia en los antecedentes de las reglas que hagan mención a dicha variable.

2.6.4. Base del Conocimiento

Un sistema difuso se caracteriza por un conjunto de sentencias lingüísticas con base en el conocimiento experto. El conjunto de reglas de control forman la Base de Conocimiento, y contienen la inteligencia asociada al dominio de la aplicación y los objetivos de control.

La Base de Conocimiento posee dos funciones principales:

1. Proporciona las definiciones necesarias para determinar las reglas lingüísticas de control y la manipulación de los datos difusos del controlador.
2. Almacena los objetivos y criterios de control del dominio de los expertos mediante un conjunto de reglas lingüísticas de control.

Dicho conjunto de reglas lingüísticas de control se expresa, por lo general, mediante sentencias difusas SI-ENTONCES (IF-THEN) que se implementan fácilmente por sentencias condicionales difusas en términos de la lógica difusa. Un condicional difuso Si-Entonces se expresa simbólicamente como:

Si proposición difusa entonces proposición difusa

donde *proposición difusa* podrá ser única o compuesta mediante la unión de conectores (y/o) entre proposiciones más simples. Cada regla difusa describe la relación causal entre el estado del proceso (variables de estado o entrada) y las variables de salida (variables de control) del proceso. Un ejemplo de regla difusa (regla lingüística de control) es: Si Temperatura es baja y Ph es básico entonces Riego es poco.

2.6.5. Mecanismo de Inferencia

El Mecanismo de Inferencia constituye el núcleo del controlador difuso. Es el encargado de inferir las acciones de control, simulando el proceso de decisión humano mediante el uso de una implicación difusa y las reglas de inferencia de la lógica difusa. Utiliza las técnicas de los Sistemas Basados en Reglas para la inferencia de los resultados. El Proceso General de Inferencia es el siguiente:

1. Emparejar Antecedentes y Entradas: Para cada regla se calcula el grado de emparejamiento entre cada proposición atómica de su antecedente y el valor correspondiente de la entrada (difusificado o no).
2. Grado de Activación o Agregación de los Antecedentes: Para cada regla se calcula el grado de activación aplicando una conjunción o disyunción, según corresponda a los valores anteriores del primer paso.
3. Resultado de cada Regla: Para cada regla se calcula su valor resultante según su grado de activación y la semántica elegida para la regla. Este es el paso más largo y complejo pues para cada valor en las salidas se debe calcular el mayor valor de la operación, para todos los posibles valores de las entradas.
4. Regla de Combinación: Agregación de todos los resultados individuales obtenidos de cada una de las reglas aplicadas.

2.6.6. Dedifusificación

Las variables de salida del controlador difuso deben presentarse de forma concreta o determinista (valores crisps), pues cualquier proceso utiliza actuadores ya sean mecánicos, neumáticos, eléctricos o de cualquier otro tipo que aceptan únicamente señales concretas (sin ambigüedad). Una vez obtenido el conjunto difuso A, tras el proceso de inferencia sobre la variable de salida, se determina el proceso por el cual el conjunto difuso inferido es convertido a valor numérico concreto representativo de dicho conjunto difuso.

Para encontrar un valor que sea representativo del conjunto difuso resultante tras el proceso de inferencia varios son los métodos que existen. Estos métodos se clasifican en dos grupos principales:

- Grupo A: Están en función del nuevo conjunto, agregando las funciones de pertenencia de las variables de salida de todas las reglas.
- Grupo B: Están apoyados directamente en los conjuntos resultantes de cada regla individualmente (sin hacer la agregación).

Existen diferentes tipos que se utilizan en esta fase como el Punto de Máximo Criterio, el Centro de Grevedad, Área, entre otros. A partir de estos valores se obtienen los distintos métodos de concesión que se pueden encontrar en los controladores difusos.

2.7. Sumario

En este capítulo, se aborda el tema de la locomoción normal y su descripción general, que incluye distancias, tiempos y secuencia de eventos. Además de los rangos de movimientos necesarios en cada articulación para desarrollar una caminata normal. Esto es necesario para tener una referencia de lo que se debe de reproducir con una prótesis.

Se explica la existencia de la variabilidad en los análisis de la marcha, el problema cinemático y los problemas encontrados al abordar la dinámica en la progresión directa del cuerpo, que incluye una breve descripción del uso de enfoque inverso de la dinámica.

Además, se expone las bases de las redes neuronales artificiales y el esquema general de un control difuso, usadas para desarrollar los controles necesarios en la prótesis.

El capítulo siguiente se enfoca en obtener la base de datos, que incluya las aceleraciones del fémur, la tibia y además del ángulo de la rodilla en una caminata, utilizando Micro-electro- máquinas (MEM'S) y un electro goniómetro digital.

Capítulo 3

Análisis de la Marcha

El análisis de la marcha humana resulta ser de gran utilidad para una amplia gama de aplicaciones, como el diagnóstico y elección de tratamientos en pacientes con enfermedades neuro-músculo-esqueléticas. Los métodos y tecnologías existentes para este análisis son numerosos, y permiten la obtención de los parámetros cuantitativos característicos de un patrón de marcha objetiva, como se presentó en el marco teórico.

Durante el análisis de la marcha, muchos factores deben ser considerados para realizar los estudios adecuadamente, algunos de ellos, se deben tener en cuenta desde la etapa de configuración y planeación del laboratorio, otros para el proceso de adquisición de los parámetros, y otros para el análisis de los resultados. En este trabajo se obtienen los datos necesarios para el entrenamiento de una red que será utilizada para el control de la prótesis de rodilla. El objetivo es desarrollar un equipo de bajo costo, que permita adquirir datos angulares de las articulaciones del miembro inferior, contando además con la posibilidad de almacenar los datos para un análisis posterior. El equipo desarrollado consta de un electrogoniômetro, con un potenciómetro, colocado en la articulación de la rodilla, aunque es posible utilizar el mismo principio en otras articulaciones y dos acelerómetros de tres ejes colocados uno en la sección tibial y el otro colocado en el muslo. Los mismos están conectados a una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments que posee un módulo de comunicación USB de datos. Este módulo se encuentra conectado a una computadora de escritorio. Al final del capítulo se incluyen mediciones de un caso de estudio y una breve discusión de los resultados obtenidos. La Figura 3.1 Muestra un diagrama general a bloques del sistema de adquisición.

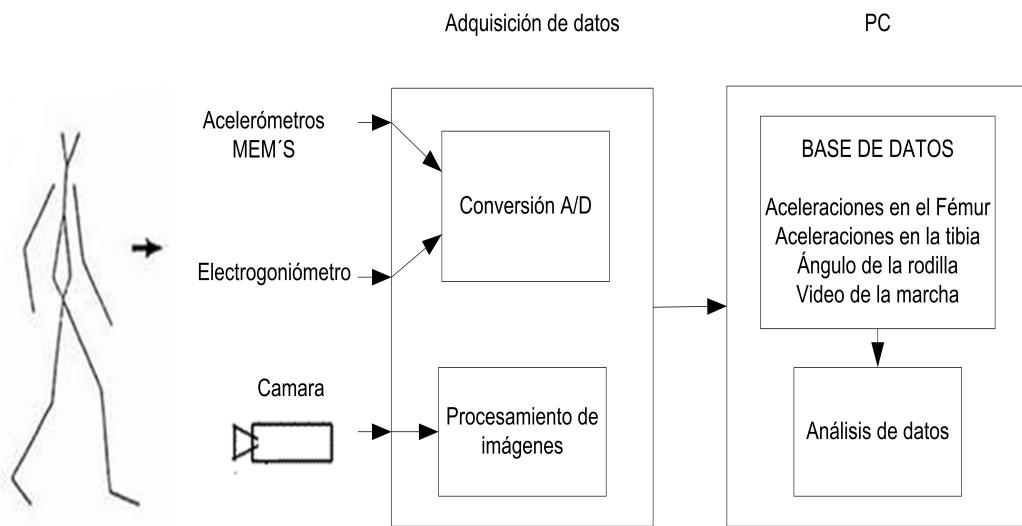


Figura 3.1: Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos

Danty y Norman (1987), Sánchez (1999), Whittle (1996) y Winter (1991) se refieren a que un análisis completo del movimiento humano requiere de conocimientos de anatomía, fisiología y biomecánica. Se realiza en el marco de una ciencia interdisciplinaria donde participan (de acuerdo al caso de estudio) bioingenieros, kinesiólogos, fisiatras, profesores de educación física, entrenadores y especialistas en ergonomía. El trabajo interdisciplinario posibilita una interpretación clínica, deportiva o ergonómica que potencia la utilidad de los resultados obtenidos. Los parámetros biomecánicos que se registran normalmente incluyen las variables de medición de mayor uso en los campos de aplicación antes mencionados. En este trabajo se desarrolla un dispositivo con un electrogoniómetro y dos acelerómetros. El conjunto de aplicaciones donde se usa este tipo de dispositivos es amplio y algunas se mencionan en este párrafo.

Los sistemas de electrogoniómetro se utilizan para medir ángulos relativos simples o múltiples como propuso McCulley (1999), además de Christensen (1999) presenta técnicas de validación comparando los registros con mediciones manuales que permiten estimar la exactitud y precisión del dispositivo. Por medio de electrogoniometría Maupas y otros (1999). Presentan el estudio de la asimetría del movimiento angular en la rodilla durante la marcha de una población de sujetos normales y en combinación con mediciones de plataformas de fuerzas se han estudiado momentos y fuerzas en Fathallah y otros (1997). Por otra parte los acelerómetros se han utilizado para calcular la cinemática de los segmentos

del cuerpo humano como reporta Boonstra y otros (2006) y para estimar los ángulos en las articulaciones en Nielsen y otros (2008).

Como se presenta en el capítulo anterior, es posible realizar estudios dinámicos inversos en los cuales, se estudia el movimiento y con los datos obtenidos es posible establecer las fuerzas necesarias para producirlos. Con esto, como precedente, es factible notar que si se tienen las aceleraciones de los segmentos, obtenidas con acelerómetros MEM'S y se conocen ciertos valores como las masas, es posible calcular la dinámica del segmento estudiado, y así estimar los valores del ángulo de la rodilla. Además es importante analizar si las situaciones dinámicas del fémur corresponden con más de un estado diferente para el ángulo generado en la rodilla lo cual ocasionaría problemas para la reproducción de la marcha con estos datos.

El equipo desarrollado consta de un electrogoniômetro, con un potenciómetro colocado en la articulación de la rodilla y dos acelerómetros MEM'S de tres ejes colocados uno en la sección tibial y el otro colocado en el muslo. Los mismos están conectados a una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments que posee un módulo de comunicación USB de datos. Este módulo se encuentra conectado a una computadora, con un CORE Intel I7, 4 GB de RAM.

3.1. Sistema Digital de Adquisición de Datos

Se seleccionan potenciómetros lineales, acelerómetros de tres ejes y se optó por la tarjeta de adquisición que convierte los datos analógicos a digitales mediante el sistema interno. Para cada canal se adquieren en forma simultánea de los datos y el resultado se envía a la PC. El programa de interfaz con el usuario, permite además: almacenar las curvas adquiridas en archivos, graficar curvas almacenadas, calibrar los electrogoniômetros. La localización de los acelerómetros y el electro goniômetro se observan en la Figura 3.2.

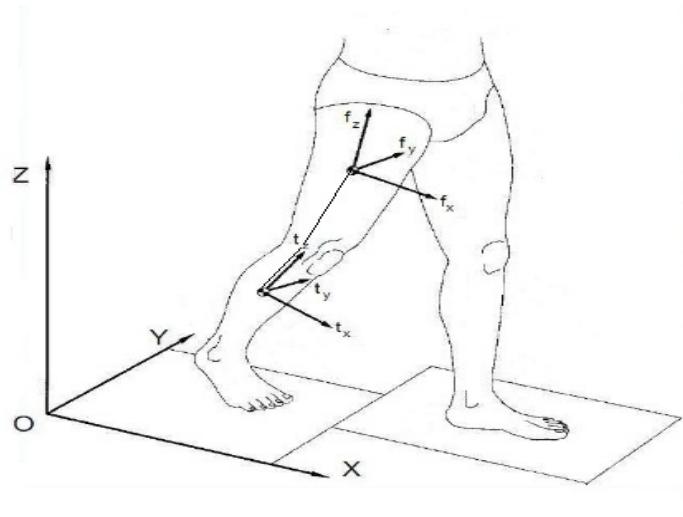


Figura 3.2: Localización de los acelerómetros y electrogoniómetro

3.2. Goniometria Digital

En particular, en este trabajo se diseña y construye un electro-goniómetro de rodilla para registrar el movimiento en el plano sagital, muy parecido al presentado por Guerrero y Gomes (1992) pero con la adición posterior de acelerómetros MEMS y sin el uso de un electromiógrafo. La movilidad y la estabilidad de la rodilla son factores fundamentales en el patrón normal de marcha. Según Sánchez (1999), durante la fase de apoyo, la rodilla es el principal determinante de la estabilidad del miembro. En la fase de oscilación, la flexibilidad de la rodilla constituye el aspecto protagónico que permite el avance del miembro. En el plano sagital, la rodilla realiza un movimiento alternativo de flexión y extensión. El movimiento normal de la rodilla durante la marcha transcurre en una gama máxima entre los 0° y 60° .

3.2.1. Potenciómetros Lineales

Un potenciómetro es un resistor con un contacto móvil deslizable o giratorio que permite convertir el giro de la articulación en un giro del cursor; obteniéndose una señal eléctrica directamente proporcional al ángulo de giro. La resistencia entre el contacto móvil y uno de los terminales fijos se expresa, según Areny (1989), como se muestra en la ecuación 3.1.

$$R = \frac{1}{\sigma A} (1 - x) \quad (3.1)$$

Donde:

x: distancia recorrida desde la terminal fija.

A: es el área de contacto.

σ : es la resistividad.

El comportamiento descrito por la ecuación anterior, indica que la resistencia es proporcional al desplazamiento del cursor, implica aceptar la validez de una serie de simplificaciones que se pueden consultar en la referencia antes mencionada.

3.2.2. Acoplamiento del Sensor y las Barras

En el diseño mecánico de los electrogoniómetros para cada articulación se evita que el sensor se someta a esfuerzos mecánicos; se impide que se introduzcan espurios debido a falsos contactos; facilita el uso confortable; no restringe los movimientos normales de la marcha en ningún plano. De esta manera se obtuvo un diseño específico para la articulación, que se describe a continuación.

En el caso de la rodilla, el electrogoniómetro consta de un potenciómetro solidario a dos brazos articulados entre sí construidos en aluminio, los cuales van fijados al muslo y a la pierna respectivamente.

En el caso del muslo, se tiene en cuenta la variabilidad de la longitud de este segmento entre distintas personas, y para ello se utiliza un brazo telescopico para poder adaptarlo a cada individuo. En cuanto al segmento de la pierna, el mecanismo posee una articulación con bisagra de manera que se consiga una mejor sujeción y permita que se adapte a los distintos diámetros de este segmento. Con respecto a la sujeción, en ambos casos se realiza con bandas de material flexible para que se adapte a la forma de la pierna y muslo, para lograr una mejor fijación.

En la articulación entre ambos segmentos se implementó un soporte para el potenciómetro a utilizar, para evitar el mismo sea forzado en el movimiento de la rodilla. Además, este soporte permite una fácil extracción del potenciómetro cuando se requiere

el cambio por otro del mismo modelo o similar.

3.3. Acelerómetros MEM'S para el Análisis del Miembro Inferior en la Marcha

Los sensores utilizados para medir la aceleración y vibración se denominan acelerómetros en el terreno de la marcha y han sido utilizados para reconocer cuando una persona ha caído, o esta levantándose o subiendo escaleras, Godfrey y otros (2008). Estos dispositivos convierten la aceleración de gravedad o de movimiento, en una señal eléctrica analógica proporcional a la fuerza aplicada al sistema, o mecanismo sometido a vibración o aceleración. Esta señal analógica indica en tiempo real, la aceleración instantánea del objeto sobre el cual el acelerómetro está montado. La medida de la aceleración es muy utilizada últimamente, gracias a las excelentes características de los sensores desarrollados, para ser aplicada en sistemas de seguridad en automóviles, como en el caso de las bolsas de seguridad (los sensores de impacto detectan fuertes aceleraciones en cortos períodos de tiempo y lo disparan).

Las técnicas convencionales para detectar y medir la aceleración se fundamentan en la segunda ley de Newton. Muchos acelerómetros operan detectando la fuerza ejercida en una masa por una limitación elástica. Sea un sistema mecánico simple, que consiste en una masa fija m , con un muelle con una rigidez k (constante). Si la masa se desplaza una distancia x , la aceleración debida a la fuerza restauradora del muelle viene dada por:

$$F = k * x \implies a = \frac{k * x}{m} \quad (3.2)$$

Este principio fundamental se utiliza hasta en el más sofisticado y caro acelerómetro electromecánico. De esta forma operan también los modernos acelerómetros MEM'S.

Los primeros sensores de aceleración, eran unos sistemas muy complejos y no muy fiables, que miden los desplazamientos de una masa inercial sujetada a la aceleración, con resortes que contrarrestaban el efecto de la fuerza generada por la masa. Los acelerómetros son direccionales, esto quiere decir que sólo miden aceleración en un eje. Para monitorear

3.3. ACELERÓMETROS MEM'S PARA EL ANÁLISIS DEL MIEMBRO INFERIOR EN LA MARCHA

en este trabajo la aceleración en tres dimensiones, se emplean acelerómetros con múltiples ejes (ejes x,y,z) ortogonales micro-electro-mecánicos, además de que se mide el ángulo de la rodilla con un potenciómetro analógico, un sistema de adquisición de datos y un equipo de cómputo en el cual se programa la interfaz gráfica 3.3.

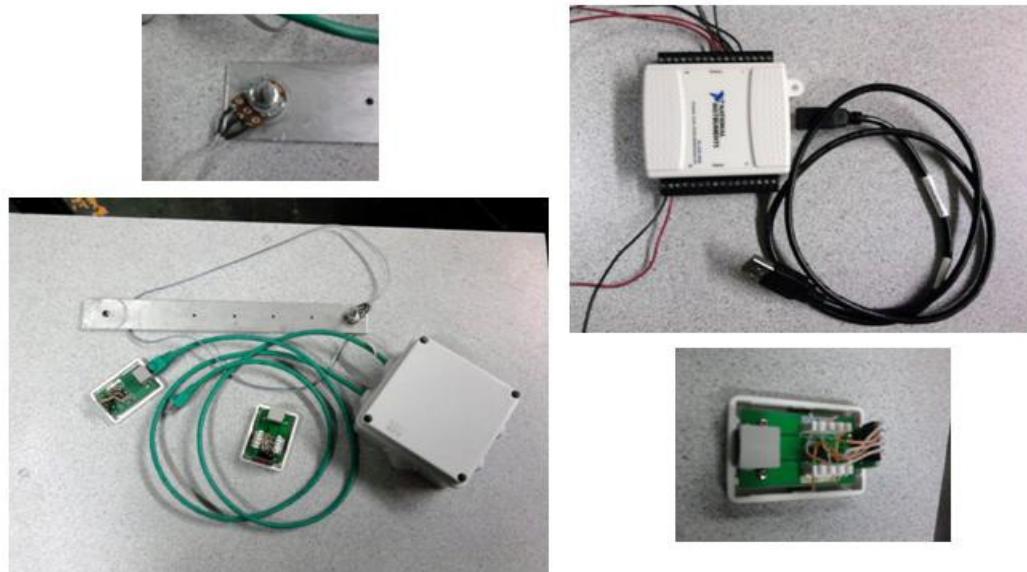


Figura 3.3: Equipo de adquisición de datos con acelerómetros y goniómetro

La variedad de acelerómetros empleados proviene de los requerimientos de rango, frecuencia natural, y amortiguación de la aplicación en cuestión. Este trabajo solo se enfoca en los acelerómetros MEM's.

3.3.1. Acelerómetros MEM'S

Se integran en un mismo chip el sensor y la electrónica de procesado necesaria. Este tipo de dispositivos han sido desarrollados, para su empleo como sensores de impacto, en los sistemas de seguridad en bolsas de aire, en sistemas antibloqueo de frenos o en cualquier otro proceso en que se pretenda medir impacto.

Son creados mediante una superficie micromecanizada, que es una técnica de procesamiento utilizada, para fabricar estructuras mecánicas extremadamente pequeñas de silicio. Utilizando los mismos pasos para hacer circuitos electrónicos convencionales, la superficie

micro-mecanizada crea estructuras pequeñas que están cerca de la superficie del silicio, no obstante están libres para moverse.

La superficie micromecanizada no se debe confundir con el procesado del volumen micro-mecanizado utilizado para crear acelerómetros piezoresistivos que hay actualmente en el mercado. Esculpir un volumen micro-mecanizado a través de un substrato relativamente grueso, que varía desde 2.5 a 5 mm de lado. La superficie micro-mecanizada involucra depositar películas delgadas en el substrato, Takahata (2009). El resultado es un sistema de medición de aceleración completo en un espacio más pequeño de 10mm^2 . Estas dimensiones tan pequeñas también dejan sitio para la inclusión de todo el conjunto de circuitos de acondicionamiento de la señal necesaria en el mismo chip Figura 3.4.

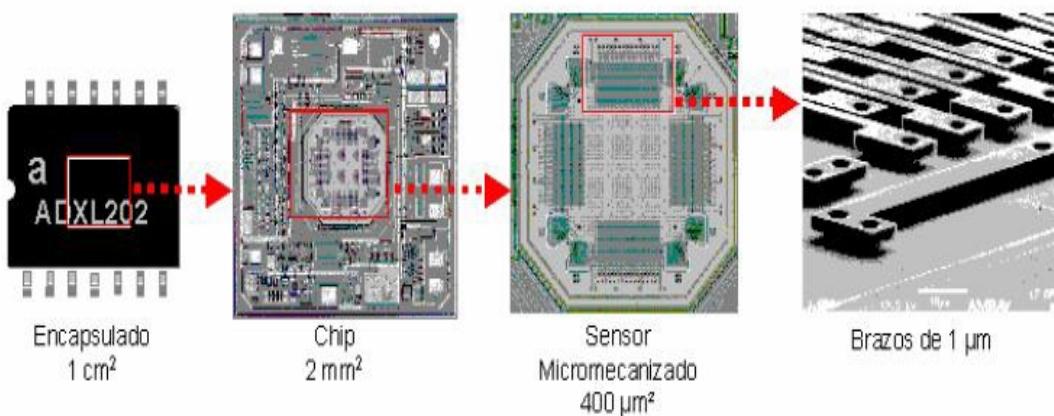


Figura 3.4: Vista interna de un acelerómetro MEM

En este trabajo, se utiliza el acelerómetro ADXL330 el cual es pequeño, delgado y de bajo consumo de energía. Es un acelerómetro completo de tres ejes configurados. Como se observa en la Figura 3.5., con un acondicionador de señal de voltaje a la salida para cada eje, todo en un simple circuito integrado monolítico. Este acelerómetro mide dentro de un rango con escala máxima de 3g y puede medir aceleración estática de la gravedad en aplicaciones de medición vertical, como también aceleración dinámica que es resultado del movimiento, golpes o vibraciones.

Como se presenta en Chollet y Liu (2010), el acelerómetro está constituido por una

3.3. ACELERÓMETROS MEM'S PARA EL ANÁLISIS DEL MIEMBRO INFERIOR EN LA MARCHA

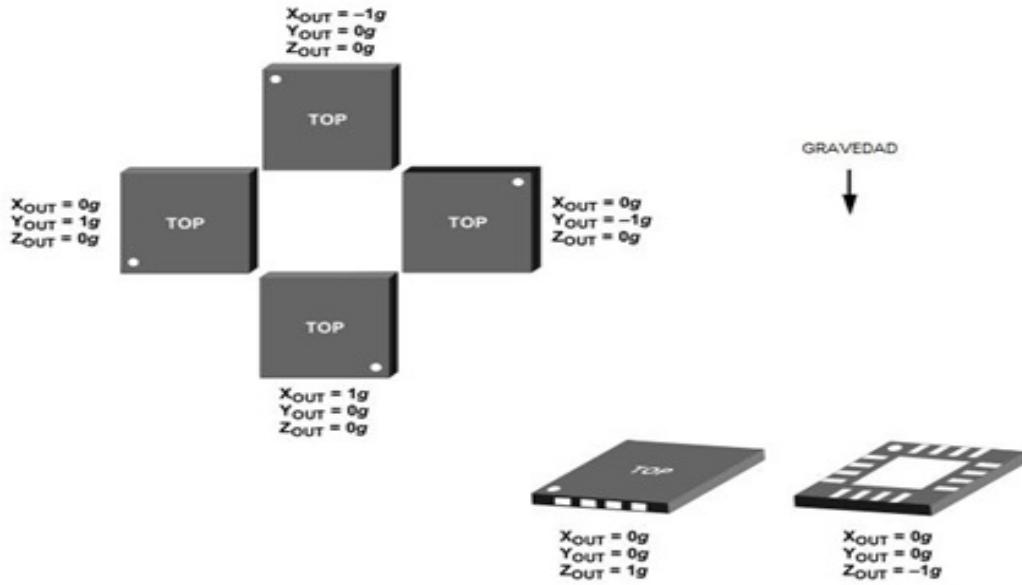


Figura 3.5: Orientación del acelerómetro y efecto en los ejes de sensibilidad

superficie censora de polisilicón micromáquinada, sobre la superficie delgada de silicio y como ya se mencionó, por un circuito acondicionador de señal, lo cual constituye una arquitectura de medición de aceleración en lazo abierto. Las señales de salida son voltajes analógicos que son proporcionales a la aceleración.

El polisilicón, del cual está constituido, suspende la estructura sobre la superficie de silicio, como lo haría un resorte y provee una resistencia contra las fuerzas que producen la aceleración. La deflexión de la estructura se mide usando un capacitor diferencial, el cual consiste en platos independientes fijos y platos fijados a la masa en movimiento. Las caras fijas son manejadas por ondas cuadradas desfasadas 180°. La aceleración desvía la masa móvil y saca de balance el capacitor diferencial, resultando en un cambio en la salida del capacitor, la cual en amplitud es proporcional a la aceleración.

Los acelerómetros son colocados a la altura del centro de masa de los segmentos estudiados, esto da la pequeña diferencia que se observa con otros sistemas al calcular la aceleración de segmentos.

Los elementos capacitivos tienen varias características atractivas. En la mayoría de

las tecnologías de microfabricación, no es necesario ningún tratamiento adicional. Los capacitores pueden operar indistintamente como sensores y actuadores. Estos tienen una excelente sensibilidad y el mecanismo de transducción es intrínsecamente insensible a la temperatura. La capacidad de detección es independiente del material base y se basa en la variación de la capacitancia cuando la geometría de un condensador está cambiando. Dejando de lado el efecto cerca de los bordes, la capacitancia de placas paralelas se observa en al 3.3:

$$C_0 = \epsilon_0 \epsilon_A \frac{A}{d} = \epsilon_A \frac{1}{d}, \quad (3.3)$$

Donde $\epsilon_A = \epsilon_0 \epsilon$ A es el área de los electrodos, d es la distancia entre ellos y ϵ , la permitividad del material que los separa. Un cambio en cualquiera de estos parámetros producirá una alteración en la capacitancia y la variación de estos tres parámetros es utilizada en medición con MEM'S.

La deformación de la masa de prueba es medida mediante el cambio de la capacitancia según Lyshevski (2002). El espacio libre entre el plato móvil y los dos platos estacionarios C_1 Y C_2 está en función de los desplazamientos correspondiente x_1 y x_2 :

$$C_1 = \epsilon_A \frac{1}{x_1} = \epsilon_A \frac{A}{d+x} = C_0 - \Delta C \quad (3.4)$$

$$C_2 = \epsilon_A \frac{1}{x_2} = \epsilon_A \frac{A}{d-x} = C_0 + \Delta C \quad (3.5)$$

Si la aceleración es cero, la capacitancia C_1 y C_2 son iguales por que $x_1=x_2$. El desplazamiento x de la masa de prueba resultante, es debido a la aceleración. Si x es diferente de 0, la diferencia en la capacitancia se encuentra como:

$$C_2 - C_1 = 2\Delta C = 2 \epsilon_A \frac{x}{d^2 - x^2} \quad (3.6)$$

Midiendo ΔC , se encuentra el desplazamiento x, al resolver la ecuación algebraica no lineal

$$\Delta C x^2 + \epsilon_A x - \Delta C d^2 = 0 \quad (3.7)$$

3.3. ACELERÓMETROS MEM'S PARA EL ANÁLISIS DEL MIEMBRO INFERIOR EN LA MARCHA

Esta ecuación puede ser simplificada. Para pequeños desplazamientos, el término ΔCx^2 es despreciable, por lo que puede ser omitido. Así de

$$x \approx \frac{d^2}{\epsilon_A} \Delta C = d \frac{\delta C}{C_0} \quad (3.8)$$

Con esto se concluye que el desplazamiento es aproximadamente proporcional al incremento de la capacitancia Lyshevski (2002).

Cada sensor dentro del MEM tiene varios conjuntos de capacitores. Estos capacitores están conectados en paralelo formando la capacitancia C_1 , de la misma manera se forma la capacitancia C_2 , así la diferencia en las capacitancias es despreciable. La ecuación 3.8 ahora no ocurre sólo para un par de condensadores, sino para todo el sistema. Es posible describir dispositivos analógicos acelerómetros, que tienen 46 pares de condensadores. El arreglo de platos sensores son manejados por ondas cuadradas de 1MHz con una amplitud de voltaje V_0 . Las fases de las ondas cuadradas que manejan las unidades superior e inferior de placas fijas difieren en 180° . Es posible tomar este sistema de agujeros, como un divisor de tensión simple, cuya producción va hacia adelante a través del buffer y el demodulador. En primer lugar el interés es la producción de tensión V_x , que es en realidad la tensión de la masa de la prueba. Para el circuito tenemos que:

$$(V_x + V_0)C_1 + (V_x - V_0)C_2 = 0 \quad (3.9)$$

Y si se usa la ecuación 3.4 y la 3.8 para la salida de voltaje

$$V_x = V_0 \frac{C_2 - C_1}{C_2 + C_1} = \frac{x}{d} V_0 \quad (3.10)$$

V_x es una onda cuadrada con amplitud proporcional a la aceleración. Así mismo, no puede simplemente utilizarse esta señal de salida, porque es débil y ruidosa como presenta Boser (1997). Cuando no hay aceleración ($a_1=0$), la masa de la prueba no se mueve, y por lo tanto, la tensión de salida es cero. Si aceleramos el sensor ($a_1 > 0$), la salida de tensión V_x cambia proporcional a la tensión de entrada alterna V_0 ecuación 3.10. Para evitar la atenuación de la señal, se lee V_x con un seguidor de tensión Buffer, por lo tanto la señal V_x es en realidad V_y multiplicado por 1. Si la aceleración se invierte ($a_1 < 0$), las señales de V_x y V_y tienen signo negativo. Con lo que el demodulador, nos da la señal de la aceleración, ya que multiplica la señal de entrada V_y con la onda cuadrada V_0 procedente

del oscilador. Ahora finalmente se tiene V_{sal} , el voltaje de salida con el signo correcto de la aceleración y la amplitud correcta Lee y otros (2005).

Utilizando 3.2, se encuentra que la aceleración es proporcional al voltaje.

$$a = \frac{k * d}{mV_0} V_x \quad (3.11)$$

3.4. Interfaz Gráfica

Se utiliza un sistema de acelerómetros-goniómetro y una interfaz gráfica para el procesamiento y recopilación de las aceleraciones encontradas y los ángulos adquiridos en el estudio. La interfaz gráfica que se desarrolla en este trabajo, se muestra en la figura 3.4. Permite la visualización de los datos de aceleración de los tres ejes en forma separada para cada segmento estudiado. La interfaz posee un área de gráficos primarios, un área de gráficos secundarios y un espacio de ajuste y configuración.

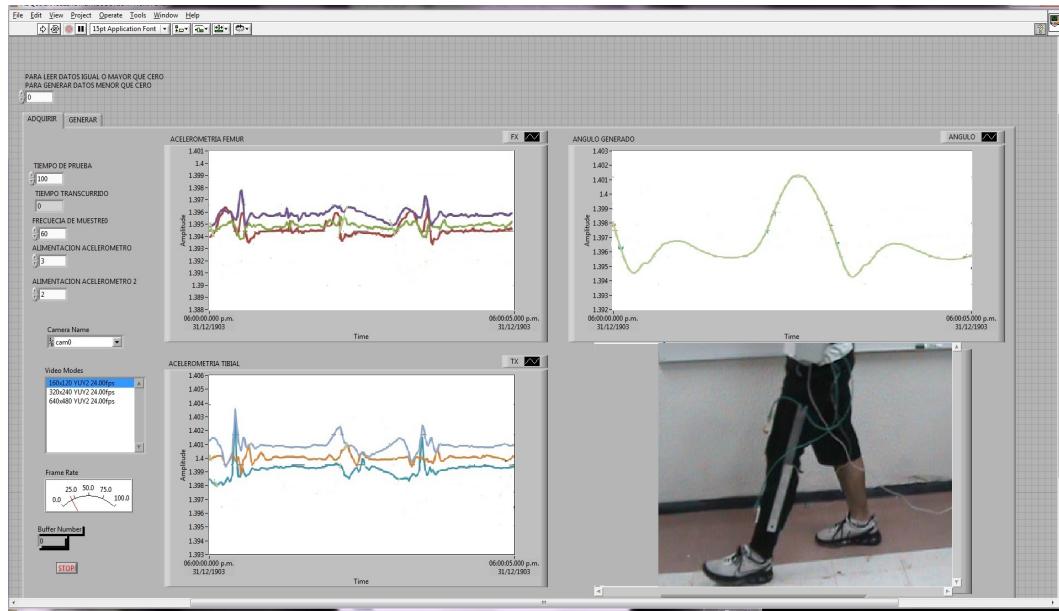


Figura 3.6: Interfaz gráfica para realizar análisis de marcha

En la zona de gráficos primarios, se visualizan los datos generados por los acelerómetros en unidades de voltaje, puesto que es el parámetro y la unidad analógica que se

genera en el sensor y es lo que el sistema de control a final de cuentas procesa.

En el sistema de gráficos secundarios, pueden ser elegidas las gráficas que se deseen observar según sea el caso de estudio, es posible visualizar las aceleraciones en los segmentos, pero en este caso las unidades están en g. También, es posible observar los datos obtenidos del potenciómetro en unidades de volts y en grados.

Es importante mencionar que la realizar las pruebas, las gráficas presentan componentes de frecuencia relativamente altas, arriba de 20 Hz, con respecto a la frecuencia del movimiento, y sus bajas amplitudes. Las frecuencias en el movimiento humano no superan los 5 Hz, es por eso que se utiliza un filtro digital FIR pasa bajas con frecuencia de corte de 20 hz, este aparece en el diagrama a bloques en la figura 3.7 de la interfaz en LabView para obtener la señal final

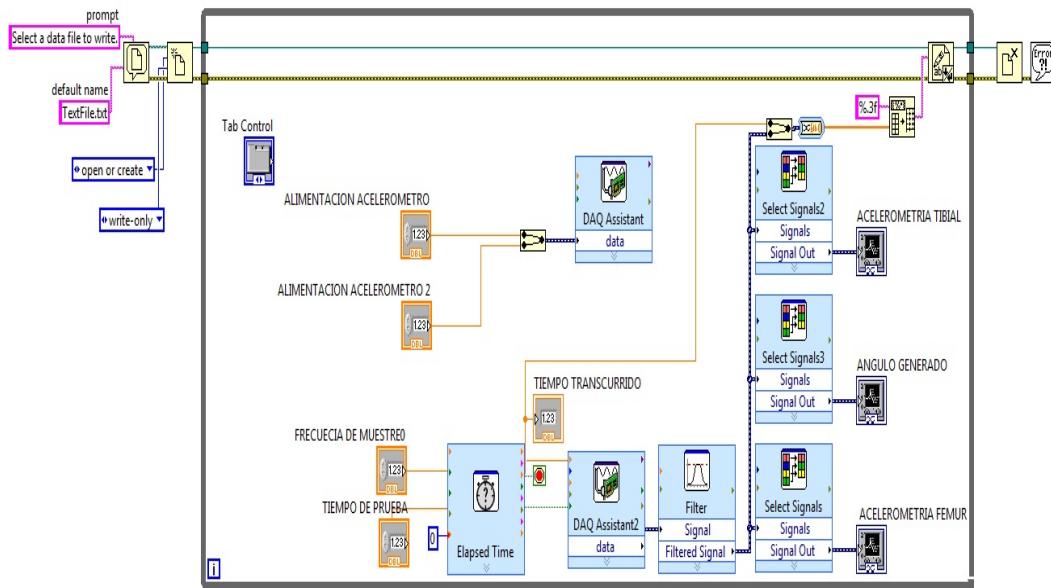


Figura 3.7: Diagrama a bloques aceleración y ángulo

La interfaz también permite visualizar video, diagrama a bloques Figura 3.8 mientras se realiza la prueba. Las características del video dependen de la capacidad del equipo y de la resolución de la cámara instalada. Además permite modificar con la zona de ajuste y configuración, datos como son el tiempo de la prueba y la alimentación a los acelerómetros.

Asimismo, es posible el tiempo transcurrido de la prueba. Los datos son almacenados en archivos con extensión .txt para su análisis, por secciones debido a que algunos paquetes limitan la apertura de archivos con gran cantidad de datos.

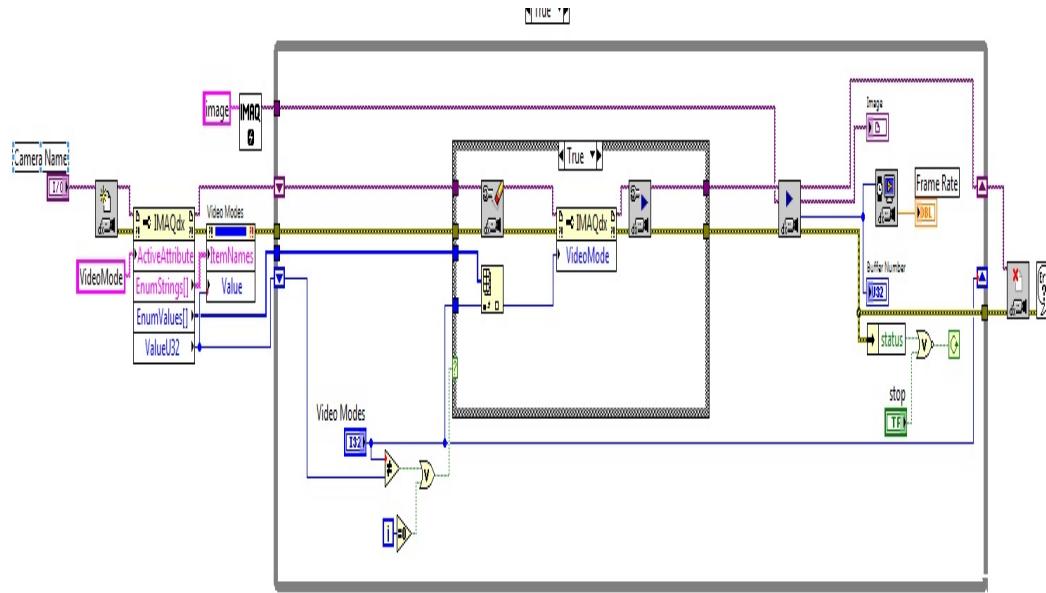


Figura 3.8: Diagrama a bloques video

La interfaz también permite visualizar la adquisición de video, mientras se realiza la prueba. Las características del video dependen de la capacidad del equipo y de la resolución de la cámara instalada. Además, permite modificar con la zona de ajuste y configuración, datos como son el tiempo de muestreo, el tiempo de la prueba y la alimentación a los acelerómetros. Así mismo, es posible visualizar el tiempo transcurrido de la prueba. Los datos son almacenados en archivos con extensión .txt para su análisis, por secciones debido a que algunos paquetes limitan la apertura de archivos con gran cantidad de datos.

3.5. Acelerometría y Goniometría del Miembro Inferior

A continuación se presentan los datos obtenidos en un caso de estudio de un individuo masculino en marcha normal, con altura de 1.78 m, peso de 75 kg y 25 años de edad.

La Figura 3.9, presenta los datos obtenidos del estudio en los seis ejes y el ángulo. La distancia promedio del paso completo es de 1.48 m, la cadena de 100 pasos por minuto. La gráfica verde clara, es la salida del potenciómetro es decir el ángulo de la articulación. Se observa en el caso específico de este paso, un ángulo máximo de flexión de 63° , (la constante de proporcionalidad es 35). Además la flexión máxima en apoyo es de 20° . Los resultados de las mediciones debido a la colocación y orientación de los acelerómetros se muestran en la Figura 3.9.

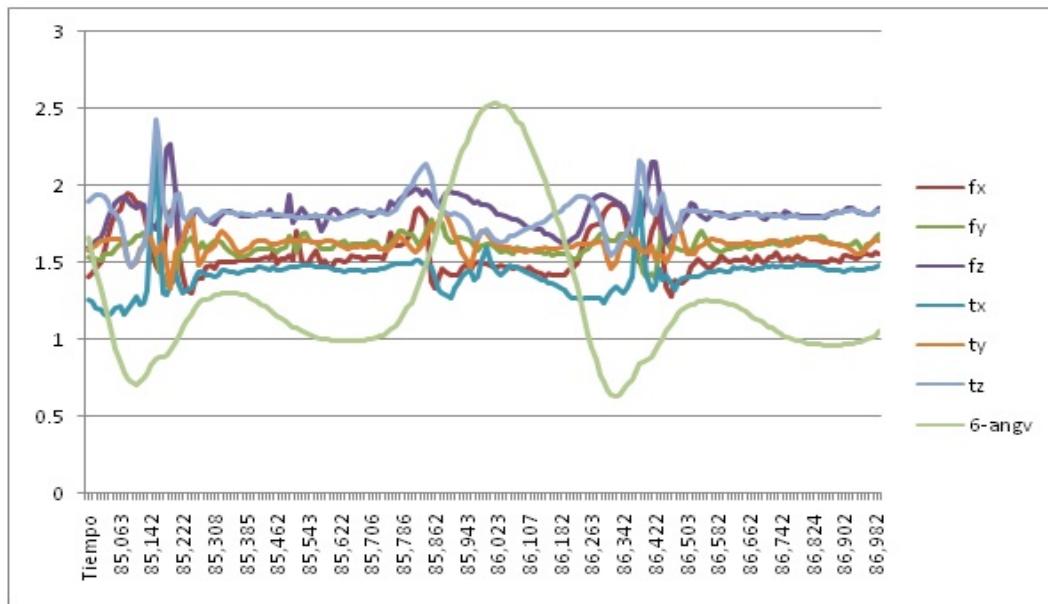


Figura 3.9: Aceleraciones en el miembro inferior

Las gráficas de las aceleraciones y del ángulo se muestran en una misma, con la finalidad de analizar las aceleraciones de los segmentos, utilizando como referencia del ángulo generado en la articulación. Estos datos resultan de gran importancia, pues representan la información utilizada para generar el entrenamiento de la red neuronal, que producirá el ángulo de ajuste en el avance, es decir las aceleraciones son los datos de entrada a la red neuronal y el ángulo de la rodilla es la salida deseada u objetivo.

La Figura 3.10, presenta los datos generados por el acelerómetro colocado en el fémur, y los ángulos generados en la rodilla. Debido a la orientación de los ejes en el acelerómetro, el eje z siempre presentara en una posición vertical la medida de la gravedad, es por eso

su diferencia con respecto a los otros dos ejes, por otra parte la salida del acelerómetro varia con respecto a su valor de alimentación. Por ejemplo, si este es alimentado con un voltaje de 3.6 volts, la sensibilidad es típicamente de 360 mv/g. En el caso de estudio el acelerómetro fue alimentado con 3 volts por lo que la sensibilidad es de 300mv/g. La salida cero del acelerómetro se calcula con el valor de alimentación entre dos. En este caso, el valor cero de gravedad se encuentra en 1.5 volts.

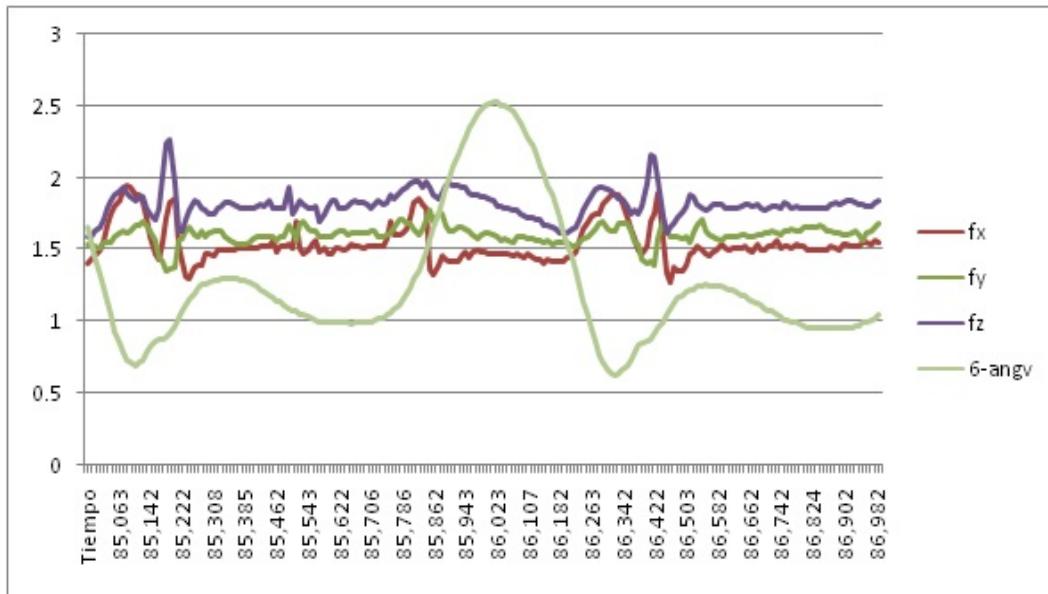


Figura 3.10: Aceleraciones presentadas en el fémur

La aceleración máxima se observa en el eje z, debido a que en este eje se encuentra con mayor presencia la gravedad, el valor es de 2.5 g. Alternativamente el valor mínimo de aceleración en este eje es de 0.65g. Estos valores se encuentran en el contacto del talón. Es posible observar de forma general que en la fase de a poyo, cuando el talón golpea el suelo, la aceleración máxima ocurre a la mitad de la fase de flexión en apoyo, pero no en flexión máxima, sino casi a la mitad de la máxima flexión. Después sufre una desaceleración máxima, casi al alcanzar la flexión máxima en apoyo. Posteriormente a esto, la aceleración es constante hasta antes de alcanzar la extensión de la pierna para empezar el balanceo, en cuyo punto se aprecia una pequeña aceleración abrupta. En la fase de balanceo, se observan aceleraciones, hasta la primera cuarta parte de este ciclo, después existe una desaceleración gradual hasta el final de la tercera parte del ciclo de balanceo.

En la cuarta parte del ciclo de balanceo, se observa una aceleración que se incrementa hasta que el talón vuelve a golpear el piso.

La figura 3.11 presenta los datos generados por el acelerómetro colocado en la sección de la tibia, y los ángulos generados en la rodilla. Las aceleraciones en las diferentes fases son muy parecidas a las generadas en el fémur. Sin embargo, los máximos suceden instantes antes de que sean alcanzados en el fémur debido a la posición del acelerómetro en el cuerpo.

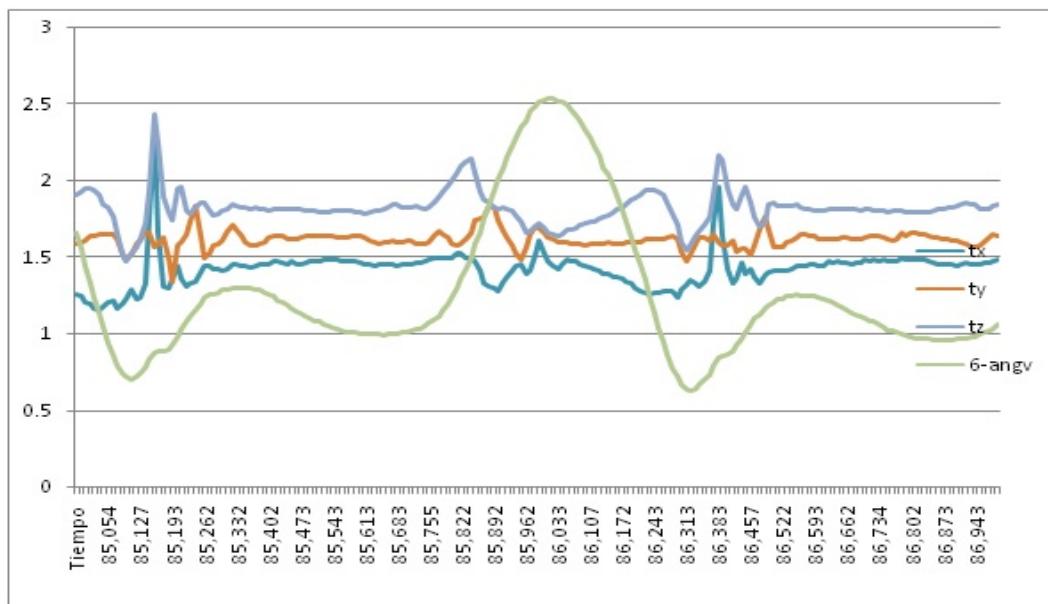


Figura 3.11: Aceleraciones presentadas en la tibia

En la Figura 3.12, se muestra el resultado de una medición de un eje del estudio de Bussmann y otros (2000).

Para eliminar las frecuencias que no corresponden al movimiento humano se tomaron nuevas mediciones, pero en este caso con un filtro digital pasabajas con frecuencia de corte de 20 Hz, por el método de ventana y despreciando la variabilidad entre las personas, se encontraron 12 picos en casi todos los casos en las curvas individuales, estos datos con los picos encontrados se presentan en la Figura 3.13. La información concuerda con lo encontrado por Bussmann y otros (2000), en su estudio de un solo eje. Los datos aquí expuestos se leen como sigue, por ejemplo: P3:10.88 (9-11) %; P3 significa Pico 3, 10.88 es

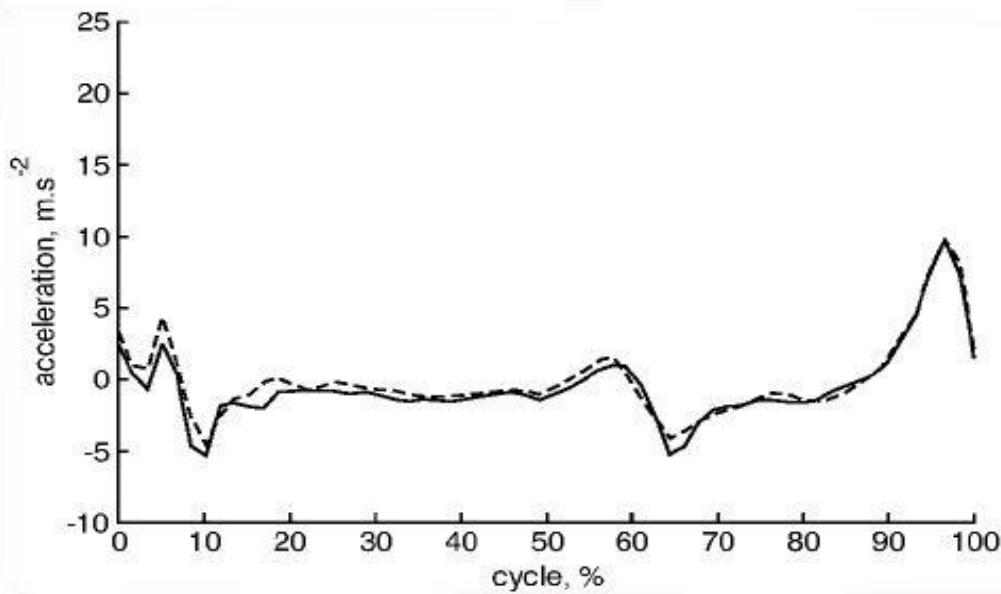


Figura 3.12: Acelerometría del femur eje x estudio Bussmann(2000)

el porcentaje del ciclo donde se presento el pico en este estudio y finalmente (9-11)% expresa el rango en el cual se encuentra el mismo pico en el estudio de Bussmann (2000).

En la figura 3.13 se puede observar que después del contacto del talón en el 0% del ciclo, aparecen generalmente tres picos negativos, P1:3.53 (2-6)%; P3:10.88 (9-11)% Y P5:17.85 (14-18)%, este ultimo casi nulo en este estudio. Dos picos positivos P2:6.1 (5-8)%; y P4:16.06 (112-15)%, también en este caso p4 es casi nulo, P3 es más negativo, mientras que P5 es algunas veces menos pronunciado. Desde un 25% hasta 40% del ciclo, la curva es bastante plana, con pequeñas aceleraciones negativas. Desde un 40% hasta un 60%, dos picos suaves pueden verse P6:48.86 (43-47)%; P8:55.75 (54-58)%; el pico negativo P7:50.9 se encuentra entre (48-53)%. La curva entonces cruza la línea de cero (60%), seguida por un pico negativo P9:62(62-65)%. La curva se vuelve menos negativa P10:67.8(66-72)%, después de lo cual la señal gradualmente se vuelve más negativa, algunas veces con un pico no muy claro P11:85.78 (84-93)% solo antes del pico positivo P12 al final del ciclo. Este patrón se repite a bajas velocidades y altas velocidades de marcha, solo que en bajas velocidades el pico 1 tiende a desaparecer, en los estudios realizados en este trabajo cabe mencionar que los picos 4 y 5 tienen una amplitud muy pequeña.

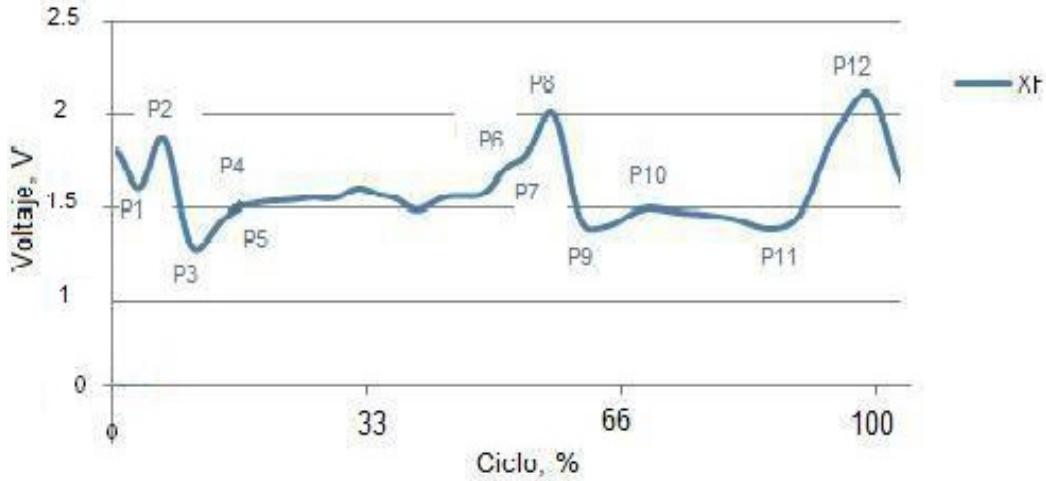


Figura 3.13: Acelerometría del femur eje x, datos obtenidos al filtrar la señal

3.6. Discusión

Como se presenta en el capítulo Introducción, el conocimiento de la marcha es esencial para el diseño del control de las prótesis. Sin embargo, en la literatura abierta no se han reportado estudios con acelerómetros colocados en el cuerpo, que permitan hacer una evaluación del ciclo de la marcha, con más de tres ejes y sincronizados con un goniómetro. Como se puede observar en el capítulo Marco Teórico, esto es debido a que solo hasta los últimos años, se han desarrollado acelerómetros, lo suficientemente sofisticados y pequeños para utilizarlos, sin que afecten la manera de caminar.

Es por esto, que en este capítulo se presenta el sistema utilizado para la adquisición de datos, que incluyen un goniómetro, dos acelerómetros de tres ejes y una interfaz gráfica capaz de almacenar los datos para realizar un análisis posterior. La información obtenida es necesaria para el entrenamiento de la red neuronal que se plantea en el diseño e implementación de una red neuronal. Esto es con la finalidad de reconocer la marcha en el avance y así generar los ángulos de ajuste, necesarios para realizar el control inteligente.

Se presentan los resultados obtenidos al utilizar el sistema, en gráficos que agrupan los resultados por secciones, es decir las aceleraciones generadas en el fémur y el ángulo de la

articulación, que en esta investigación es el usado para entrenar la red. Las aceleraciones generadas en la sección tibial y la articulación tambien son expuestas.

Estos datos no solo pueden ser utilizados para el entrenamiento de la red, sino que también sirven de base para obtener las velocidades y posiciones de las secciones estudiadas al integrar la información. El sistema también sirve como base para obtener datos no solo del miembro inferior, sino tambien de otras partes del cuerpo en el análisis de la marcha, además aporta un método diferente de obtener información de la marcha.

3.7. Sumario

En este capítulo se expone el desarrollo de un sistema de adquisición de datos, el cual tiene como objetivo recopilar la información suficiente para realizar un estudio de la marcha, por medio de acelerómetros MEM'S y un electrogoniómetro digital.

En la primera parte se expone el esquema general utilizado en este trabajo, después, se describe el sistemas para digitalizar los datos del ángulo generados en la rodilla, en la progresión directa, por medio de potenciómetros lineales.

En seguida se describen las características de los acelerómetros MEM's utilizados en este trabajo y su colocación en el cuerpo. También se presenta la interfaz gráfica desarrollada en LabView que incluye la posibilidad de visualizar por medio de una cámara, la prueba.

Finalmente se presentan las aceleraciones del fémur y la tibia, encontrados en las diferentes pruebas realizadas, además de los ángulos que se generan en la rodilla. Los datos de un eje de aceleración son comparados con otro estudio de un solo eje.

En el siguiente capítulo, se expone el mecanismo de la rodilla para la prótesis transfemoral, y la obtención de la poloide para poder generar el mecanismo.

Capítulo 4

Mecanismo para la Prótesis

Este capítulo provee una descripción del hardware donde el sistema de control se encuentra funcionando. En una amputación transfemoral se utilizan tres componentes básicos, el socket, la rodilla y el tobillo. Sin embargo algunos sistemas incluyen dos o más de estos componentes combinados, generalmente son modulares y pueden ser intercambiados para diferentes necesidades de la prótesis y el sujeto.

Para el usuario de la prótesis lo más importante es que el socket tenga una firmeza suficiente y que sea confortable, esto es vital para una prótesis exitosa. Los sockets son diseñados tomando una impresión del muñón del amputado y después llenando un molde compuesto de carbón. La mayoría de los sockets permanecen unidos a la amputación, por medio de la succión causada por el vacío, en la parte del socket que no está ocupada por el muñón. La rodilla se une al socket por medio de tornillos al final de este. Además del ajuste del socket, la longitud del muñón residual de la pierna puede tener un gran efecto en como un amputado puede caminar. Un muñón largo generalmente significa una mayor cantidad de masa muscular residual utilizable y un mejor brazo de palanca para el control de la prótesis.

Las unidades de tobillo vienen en tres variantes básicas, sólida, bisagra y módulos de almacenamiento de energía. Un ejemplo de un tobillo sólido es el modelo SACH (por sus siglas en inglés Solid Ankle Cushion Heel). Como su nombre lo indica, este tiene un tobillo suave construido dentro de un pie de goma, para la absorción del impacto cuando el talón golpea el piso, sin embargo el tobillo es rígido.

Por otro lado los tobillos de bisagra y el de almacenamiento de energía, permiten la flexión y extensión del tobillo. El de tipo bisagra permite una rotación libre alrededor de la articulación del tobillo y no son muy usados. Las unidades de almacenamiento de energía, por otro lado, tienen elementos elásticos en el tobillo (y /ó en el pie) que se doblan y luego liberan la energía en el *pre-swing*. Dado que en la marcha normal mucha de la energía provienen del tobillo, estas unidades están teniendo un incremento en su popularidad.

4.1. Rodilla Mecánica

La articulación femoro-tibial presenta un movimiento con seis grados de libertad, pero el rango de movimiento en el plano sagital es mucho mayor, que en el resto de los planos, por lo que muchas investigaciones como las que presenta Kapandji (1977); Soudan y otros (1980); Muller (1983); O'Connor y otros (1988); O'Connor y otros (1990) se han realizado, como si el movimiento de la rodilla estuviese en dicho plano. La característica más importante del movimiento en este plano sagital, es que puede describirse como una combinación de deslizamiento y rodadura de los cóndilos femorales, sobre el platillo tibial. Esto produce el centro instantáneo, o propiamente dicho centro instantáneo de velocidad relativa cero, es un punto donde, por un pequeño cambio en el ángulo de flexión de la rodilla, la sección del muslo rota alrededor de un punto sobre una extensión de la pierna la cual aparece temporalmente fija.

4.1.1. Mecanismo de Cuatro Barras

Para la descripción cinemática de la rodilla en el plano sagital, se utiliza regularmente el modelo del mecanismo de cuatro barras O'Connor y otros (1990). Dicho modelo es con base en la suposición de que el movimiento de la articulación esta guiado principalmente por los ligamentos cruzados, permaneciendo estos isométricos a lo largo del rango de movimiento. Los ligamentos cruzados junto con los dos elementos óseos forman la cadena cinemática Figura 4.1.

Una propiedad importante del mecanismo de cuatro barras, es que el punto en el que se cruzan los ligamentos, coincide con el centro instantáneo de rotación de la articulación.

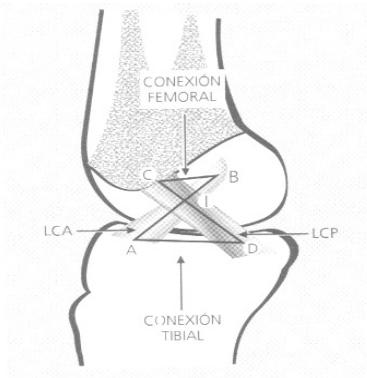


Figura 4.1: Ligamentos cruzados expuestos con un diagrama superpuesto del mecanismo de cuatro barras, O'Connor y otros (1990)

La curva que describe la trayectoria del centro instantáneo de rotación, se conoce como poloide. Esto es muy utilizado en el diseño de sustituciones de rodilla. Dicha curva puede definirse suponiendo fija la tibia o suponiendo fijo el fémur. En el caso de considerar fija la tibia. La poloide toma una forma más plana mientras que si se supone fijo el fémur la curva presenta una forma elíptica Figura 4.2.

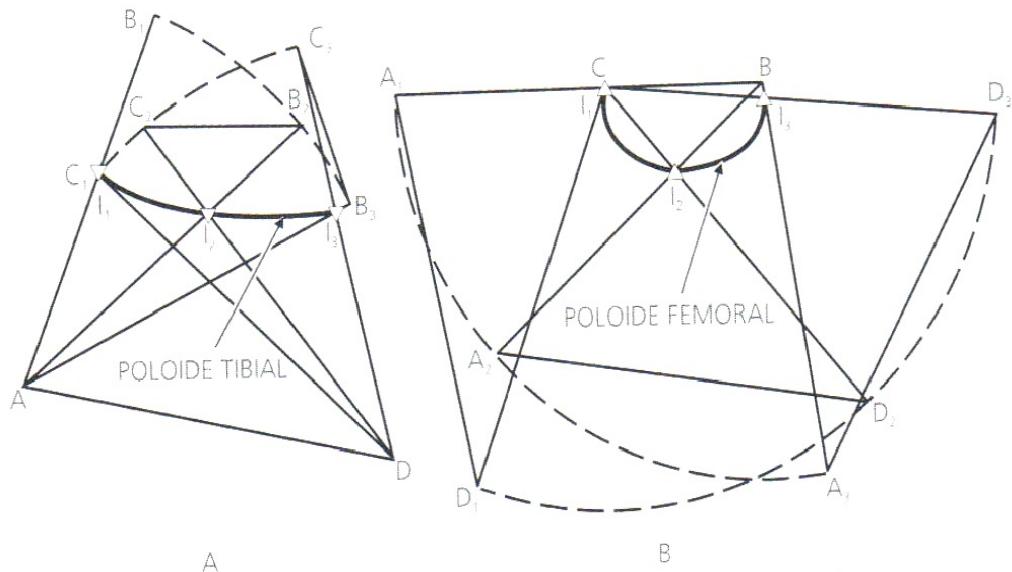


Figura 4.2: Poloideos tibial y femoral, O'Connor y otros (1988)

Para la prótesis transfemoral que incluye un mecanismo de rodilla de cuatro barras, el centro instantáneo en cualquier posición de la rodilla en flexión, puede ser localizado en la intersección de las prolongaciones de las líneas de los enlaces anterior y posterior, los cuales conectan la sección del socket a la sección de la pierna en la prótesis. En la Figura 4.3 es posible observar algunos ejemplos de las poloides para las protesis de mayor uso.

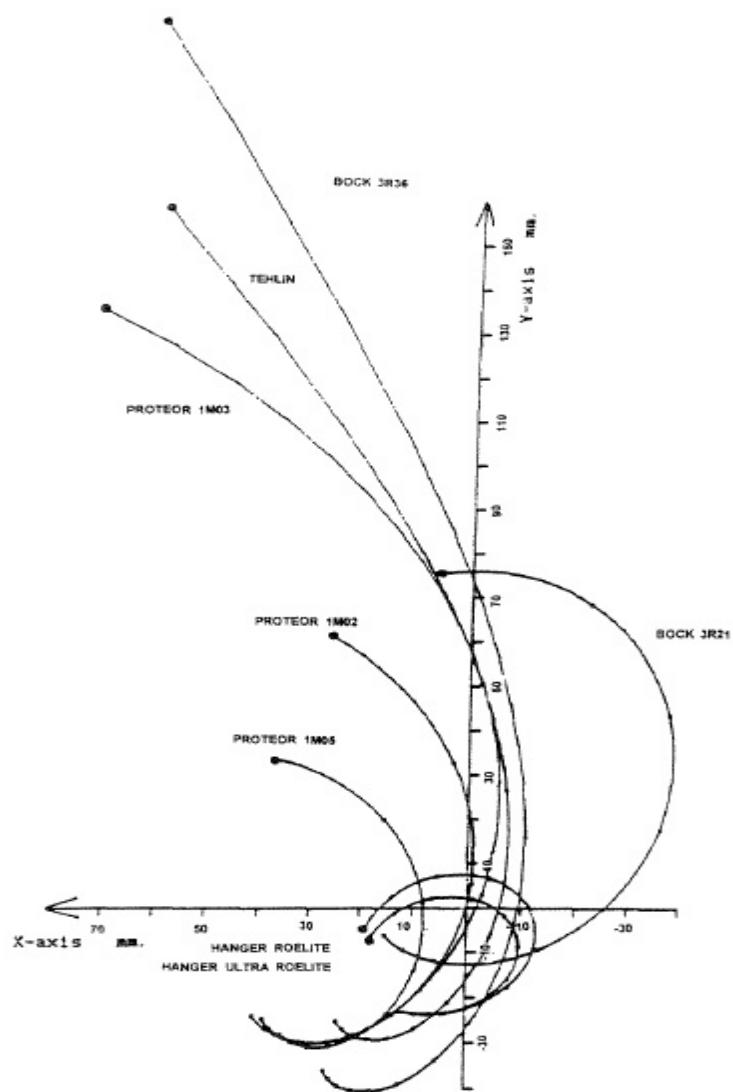


Figura 4.3: Trayectoria de los centros instantáneos de rotación de 8 mecanismos comunes (BOCK 3R36, TEHLIN, PROTEOR 1M03, PROTEOR IM05, BOCK 3R21, HANGER ROELITE y HANGER ULTRA ROELITE), Vries (1995)

Al incrementarse el ángulo de flexión de la rodilla, el centro instantáneo toma una serie de posiciones que típicamente trazan una trayectoria, con la extensión de la pierna la cual avanza hacia adelante y hacia abajo hacia el centro anatómico de la rodilla. E. Para entender la importancia de estos centros instantáneos hay que analizar el comportamiento de la línea de carga.

4.1.2. Línea de Carga y Estabilidad

La línea de carga a través de la cual la fuerza de carga equivalente actúa sobre el cojinete de carga de la prótesis, rara vez, actúa en la línea directa que une la articulación de la cadera con el tobillo, en general actúa desde un solo punto en el nivel del socket hacia un centro de presión sobre la planta del pie.

La línea de carga vista desde el lado lateral o medial para un amputado transfemoral está directamente relacionada con la estabilidad de la prótesis transfemoral como presenta Radcliffe (1994). Cuando la línea pasa anterior al eje de la articulación, la rodilla protésica es forzada a mantenerse en una completa extensión. Para que la rodilla se flexione mientras el cojinete soporta el peso en el despegue del pie, la línea de carga debe ser recorrida a una posición donde esta pase posterior al centro de la rodilla Radcliffe (1957), Radcliffe (1970) y Öberg (1983).

El amputado actualmente puede controlar la dirección de la línea de carga haciendo uso de los músculos de la cadera y el muñón residual. Esto lleva al concepto de *Control Voluntario de la estabilidad de la rodilla*, que es de vital interés en el diseño y uso de ciertos mecanismos de cuatro barras y policéntricos.

Cuando la pierna toca por primera vez el suelo es el momento crítico en la estabilidad de la rodilla debido a la seguridad. En la Figura 4.4.A el sujeto de estudio no está realizando ningún momento de extensión con la cadera y la carga de la prótesis va directamente de la cadera al punto de contacto. En este diagrama la línea de carga pasaatrás del centro de la rodilla y la rodilla podría doblarse bajo la acción de la carga.

En la Figura 4.4.B el sujeto está ejerciendo un momento con los músculos de la cade-

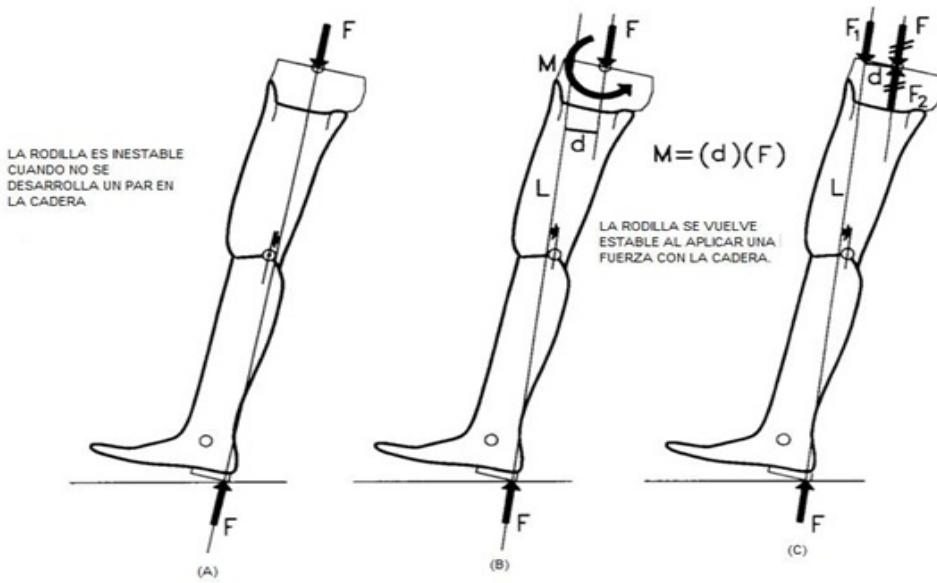


Figura 4.4: Línea de carga

ra. Esto guía el talón hacia el piso y el piso reacciona empujando el talón. Si utilizamos la ley de Newton Acción=Reacción el resultado es una segunda componente que actúa desfasada, actuando adelante del talón por lo que la línea de carga se inclina para pasar frente al centro de la rodilla, dando como resultado una rodilla estable.

Este fenómeno puede ser explicado al considerar la combinación de la fuerza en la articulación y el momento de extensión, actuando sobre la articulación de la cadera.

Las figuras 4.4.B y 4.4.C se reemplazan una a la otra, una reemplaza el momento de extensión en la cadera M por un par de fuerzas equivalentes y opositoras, de magnitud F separadas una distancia d , que tiene el mismo momento de extensión. Este par de fuerzas F_1 Y F_2 se encuentran en la figura 4.4.C con la fuerza actual F .

La línea equivalente de carga que viene desde el talón pasara frente a la articulación de la cadera por una distancia d dado que F y F_1 actúan sobre el mismo punto, esto produce que la línea de carga durante el ciclo de la marcha tenga una posición variable. Y en si define la línea de carga. El uso de esta línea de carga genera el diagrama de estabilidad.

Una forma de comparar la estabilidad característica para un mecanismo de eje simple o uno de cuatro barras es visualizar la contribución de la musculatura del muñón residual del lado amputado, en la estabilidad de la rodilla en la fase de apoyo. La Figura 4.5 muestra las fuerzas equivalentes y momentos que actúan en el pie y alrededor de la articulación de la cadera en un amputado transfemoral típico.

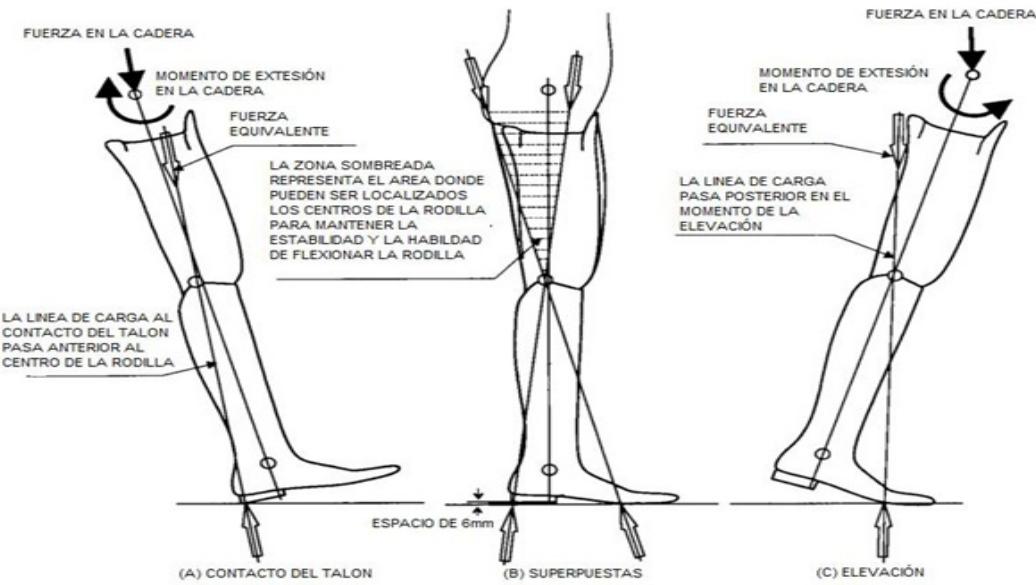


Figura 4.5: Línea de carga y área para centros de la rodilla

Los diagramas tanto al contacto como al despegue del suelo se superponen en el esquema central. Es de notar que las líneas de reacción del piso no pasan por el centro de la articulación de la cadera al contacto del talón con el piso o al elevarse el pie. Al golpear el talón el suelo la línea de carga debe pasar por atrás del centro de la rodilla para hacerla estable, la estabilidad es controlada al aplicar un pequeño momento con los músculos de la cadera. El mismo principio aplica para el sistema de fuerzas en la elevación del pie. Al comenzar esta elevación el sujeto debe ser capaz de iniciar la flexión de la rodilla para la transición al balanceo para evitar el golpear el suelo. Esto se logra con un torque aplicado por la musculatura que hace recorrer la línea de fuerza originalmente sobre el empeine del pie a una orientación tal que pasa detrás del centro de la rodilla y permite que la rodilla se flexione.

Si los dos diagramas se superponen al centro y se presupone que el sujeto tiene la capacidad muscular para desarrollar el momento mínimo necesario para obtener la estabilidad, el diagrama resultante es el de la figura central.

El área sombreada representa un área donde los centros de la rodilla en extensión completa pueden ser localizados y seguir manteniendo la estabilidad y la habilidad de flexionar la rodilla al elevarse el pie. El esfuerzo muscular requerido por el amputado variara dependiendo del alineamiento de la articulación de la rodilla dentro de la región que forma una *V*.

El diagrama solo se ha dibujado para prótesis transfemorales típicas donde la estabilidad es determinada solamente por el centro de la rodilla, no se asume ningún bloqueo o fricción, por lo que es muy importante el control con los músculos en el muñón residual y la cadera.

4.2. Mecanismo de Cuatro Barras con Centro Instantáneo Elevado

Un centro instantáneo elevado y hacia atrás incrementara la estabilidad de la rodilla. Para comparar esto con diferentes mecanismos de cuatro barras se utiliza el diagrama de estabilidad de la rodilla.

Para un mecanismo de cuatro barras con un centro instantáneo elevado, que ha estado en el mercado por ya largo tiempo y que regularmente está conformado por un enlace anterior largo y un enlace posterior corto, se obtiene una buena estabilidad cuando el talón golpea el suelo, esto es de gran utilidad para personas con una disminuida capacidad funcional en la cadera. El centro instantáneo en la extensión completa de la pierna, se encuentra posterior a la línea de carga cuando el talón tiene el primer contacto, lo que provoca que la rodilla sea forzada a mantenerse en extensión y dilemáticamente bloqueada, con esto no es necesario ejercer torque en la cadera para mantener esta posición.

En el momento en que el pie deja el suelo, el torque ejercido por la cadera con un poco

de ayuda al compensar la carga sobre el hueso coxal, el amputado es fácilmente capaz de desplazar la línea de carga detrás del centro instantáneo como es requerido para iniciar la flexión de la rodilla.

La elevada posición del centro instantáneo ha demostrado que contribuye a la facilidad con la que el torque en la cadera puede mantener el peso estable en la rodilla. Así una elevada posición del centro de instantáneo en la parte posterior permite la posibilidad de inicializar la flexión de la rodilla con un mínimo esfuerzo realizado por el amputado.

Sin embargo para lograr una posición estética a los 90° el centro instantáneo debe bajar rápidamente con la flexión de la rodilla, este repentino corrimiento del centro instantáneo no permita al amputado mantener el control del peso sobre la rodilla si esta se flexiona unos cuantos grados como resultado de un evento no previsto.

4.3. Mecanismo de Cuatro Barras Hiper-estabilizado

Este tipo de mecanismos tiene un arreglo similar al mecanismo anterior, pero con unas pequeñas variaciones en las dimensiones pueden tener cambios cinemáticos dramáticos. El término hiper-estabilizado se refiere a una muy positiva alineación de estabilidad, el centro instantáneo en la extensión total se localiza atrás de la línea de carga, con lo que no se requiere un torque en la cadera para lograr la estabilidad, en relación con el arreglo anterior este centro instantáneo se encuentra más abajo atrás de la línea que une la cadera con el talón. En el momento en que el pie se despega del piso, aun con el mayor torque posible aplicado por el amputado, el centro instantáneo se encuentra aun detrás de la línea de carga y no es posible para el amputado iniciar la flexión mientras el mecanismo de la rodilla soporte algún peso.

Se debe notar que un mecanismo hiper-estabilizado, con una línea estabilizada de forma excesiva, puede producir problemas para los amputados activos. Existe mucha situaciones de la vida cotidiana que serían muy difíciles de realizar con una prótesis de este tipo, debido a las restricciones que se presentan para flexionar la rodilla en una forma controlada, estas actividades incluyen subir y bajar escaleras, o el sentarse en el teatro u subir al automóvil, etc.

4.4. Mecanismo de Cuatro Barras de Control Voluntario

El mecanismo de cuatro barras para el control voluntario presenta un centro instantáneo que cae dentro de la zona de estabilidad tanto en el momento del golpe del talón y el despegue del pie. En este caso la elevación inicial del centro instantáneo no es tan alta como en el primer caso, además de que la trayectoria no corre rápidamente hacia abajo y permanece cerca de su elevación inicial y dentro de la zona estable para los primeros cinco grados de flexión de la rodilla. Con esto se da la habilidad al paciente de controlar voluntariamente la estabilidad de la pierna no solo al contacto del talón con el suelo y al despegue del pie, sino también aun dentro de un rango limitado en la flexión de la rodilla. El control de la estabilidad depende también de las capacidades físicas del paciente. Para el amputado es una necesidad tener la capacidad de reaccionar a un evento que cause algún cambio en la estabilidad cuando la rodilla soporta el peso, particularmente cuando el talón golpea el piso y la rodilla sufre alguna flexión en la fase de inicio del apoyo, esto para recuperar la estabilidad en la rodilla. Con el uso de esta prótesis el paciente puede ir aprendiendo y lograr que de forma involuntaria esta regrese a la estabilidad.

El control voluntario en la fase de apoyo es muy importante en los primeros 10 grados de flexión desde la posición de extensión total. En la extensión total en centro instantáneo se encuentra aproximadamente a unos 100mm (4') arriba y 6mm (1/4') posterior a la línea de referencia. Esta posición permite una trayectoria del centro instantáneo suave que se desplaza hacia adelante y hacia abajo con el incremento de los ángulos de la flexión de la rodilla aun permaneciendo en una posición elevada dentro de la zona estable tanto como 10 grados de flexión.

Existen varias ventajas funcionales para este mecanismo que no son inmediatamente aparentes.

- Facilita el descenso de pendientes y escaleras sin usar el método *Jack-knife* en el cual el talón debe colocarse al borde de la escalera. Con esta configuración es posible colocar el pie en la posición normal, flexionar la rodilla que soporta la carga y

permitir al pie contrario bajar al siguiente escalón.

- Permite aproximadamente una flexión de 130 grados, esta característica es muy importante para entrar y salir de automóviles. El paciente, puede entrar al automóvil y luego flexionar la prótesis para introducirla al auto en lugar de primero introducir la prótesis y después tomar asiento.
- Incrementa el espacio entre el piso y el dedo del pie en la fase de balanceo, más de 25mm lo cual es imposible para prótesis de un solo eje.

La rodilla propuesta en esta tesis, está conformada por una articulación del tipo de cuatro barras. De todos los componentes protésicos, se podría decir que el sistema de la rodilla es el más complejo. Debe proporcionar un apoyo seguro cuando la persona está de pie, facilitar un movimiento controlado al caminar y permitir movilidad ilimitada al sentarse, flexionar las piernas y arrodillarse.

4.5. Mecanismo Propuesto

La movilidad de los amputados por encima de la rodilla, se basa en gran medida en la funcionalidad de la prótesis. Esta debe soportar el peso del cuerpo del amputado como un miembro normal durante la fase de apoyo y se debe evitar la flexión repentina e incontrolada de la articulación de la rodilla. Otro requisito es que debe duplicar la marcha normal en la mayor medida posible. Además de que, debe contener todas sus partes, tales como actuadores, fuente de energía, control y sensores.

Con las prótesis que no son activas es difícil subir escaleras con la postura natural y es complicado ajustar la rigidez de la rodilla, en el movimiento de la articulación durante la fase de oscilación. El alto consumo de energía metabólica y la insuficiente simetría de la marcha es debido a la articulación pasiva. La duplicación de la cinemática y la dinámica de patrones de la marcha se limitan en estas prótesis convencionales. Estas no permiten la flexión de la rodilla después del golpe del talón al comienzo de la fase de apoyo. La ausencia de la fase de empuje de la pierna protésica, que se debe a la contracción repentina de los músculos de la cara posterior de la pierna al final de la fase de apoyo, hace que la simetría de la marcha sea insuficiente, lo que provoca que se acorte la longitud de la

zancada y disminuya la velocidad de la marcha citet

Kapti y Yucenur (2006) realizaron una investigación donde presentan una prótesis activa, de un solo eje impulsado por un motor eléctrico, que está conectado por medio de una banda dentada a un tornillo de bolas, que guía el brazo de la articulación. Este utiliza los datos obtenidos del análisis de citetWinter 1990 de la marcha normal para un individuo con un peso de 570N, en los que encontró máximos de 6.22 rad/s y 36.55 Nm para la velocidad y para respectivamente. Con estos datos y el arreglo presentado en el artículo es necesario el uso de un motor según el cálculo realizado de 228 watts, con un par de 235 Mnm y una velocidad de 10,000 rpm.

Un análisis estático realizado por Denham y Bishop (1978) en la rodilla encontró fuerzas de tres veces el peso del cuerpo. Tamnien Morrison (1970) realizó un análisis dinámico de las fuerzas de reacción que actúan sobre la rodilla durante la marcha. En el estudio encontró que la fuerza máxima que soporta la rodilla al caminar es de 3 veces el peso de la persona de estudio. Con estos datos es fácil imaginar que un actuador que cumpla con las características necesarias y una fuente de energía portable, no son a primera vista opciones para una prótesis funcional.

Sin embargo con el uso del mecanismo de cuatro barras, el cual bloquea la prótesis en la fase de contacto y reduce el par ejercido por la cadera lo suficiente como para recuperarse de un tropezón. Es factible complementar las prótesis pasivas de cuatro barras para funcionar como sistemas activos.

Las ventajas de este mecanismo, con respecto a los demás es que disminuye el torque necesario en la cadera para mantener la estabilidad, si se calcula el par para diferentes localizaciones del centro instantáneo de rotación con la ecuación refecu: ver Apéndice A, es posible observar como los torques aumentan, conforme los centros instantáneos se elevan y alejan en la horizontal.

$$M_h = \frac{L}{y} P_x = (PL) \frac{x}{y} \quad (4.1)$$

En la Figura 4.6 se observan algunos puntos que son utilizados para observar el comportamiento del par necesario.

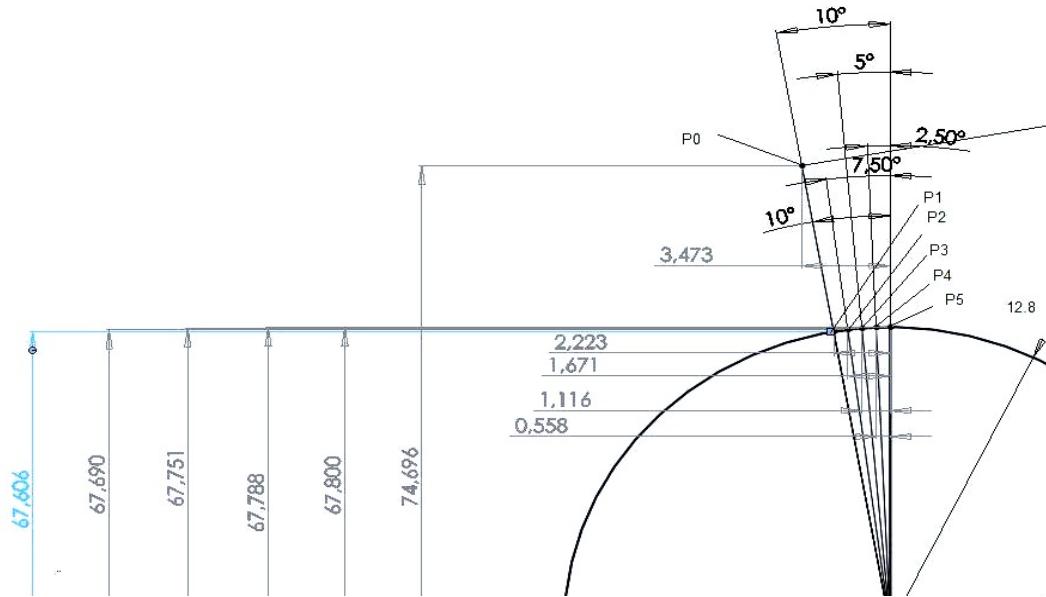


Figura 4.6: Centros localizados en diferentes lugares para calcular el par necesario en la cadera, para mantener la estabilidad

Tabla 4.1: Valores obtenidos para diferentes puntos del centro instantáneo de rotación

Punto en el plano	x(m)	y(m)	Mh(Nm)
Punto 0(-10°)	-0.03474	0.74696	-35.49
Punto 1(-10°)	-0.02223	0.678	-25.02
Punto 2(-7,5°)	-0.01671	0.67788	-18.81
Punto 3(-5°)	-0.01116	0.67751	-12.57
Punto 4(-2,5°)	-0.00558	0.6769	-6.29
Punto 5(0°)	0	0.67606	0
Punto 6(2,5°)	0.00558	0.6769	6.29
Punto 7(5°)	0.01116	0.67751	12.57

En la Tabla 4.1 se muestran los valores de dichos puntos y calculos. Para generar la tabla se utilizaron los siguientes datos:

$$P=735.75 \text{ N}$$

$$L=1.01 \text{ m}$$

$$M=75 \text{ kg}$$

$$G=9.81 \text{ m/s}^2$$

4.5.1. Determinación de la Poloide

Para encontrar un mecanismo que cumpla con la poloide, descrita anteriormente en este trabajo, se considera la parte baja de la rodilla como el sistema de referencia y la barra que conecta al muñón como la entrada. El eje A y B del bloque superior de la rodilla giran alrededor de los centros $0A$ y $0B$ respectivamente. El enlace $0AA$ se toma como enlace 2, el acoplamiento enlace 3 y la conexión del segundo eje es el enlace 4 con distancias a_2 , a_3 y a_4 respectivamente. El ángulo de cada enlace es θ con un subíndice que corresponde al número de enlace, y es medido en contra de las manecillas del reloj, Figura reffig:diagramaobtenerpoloide.

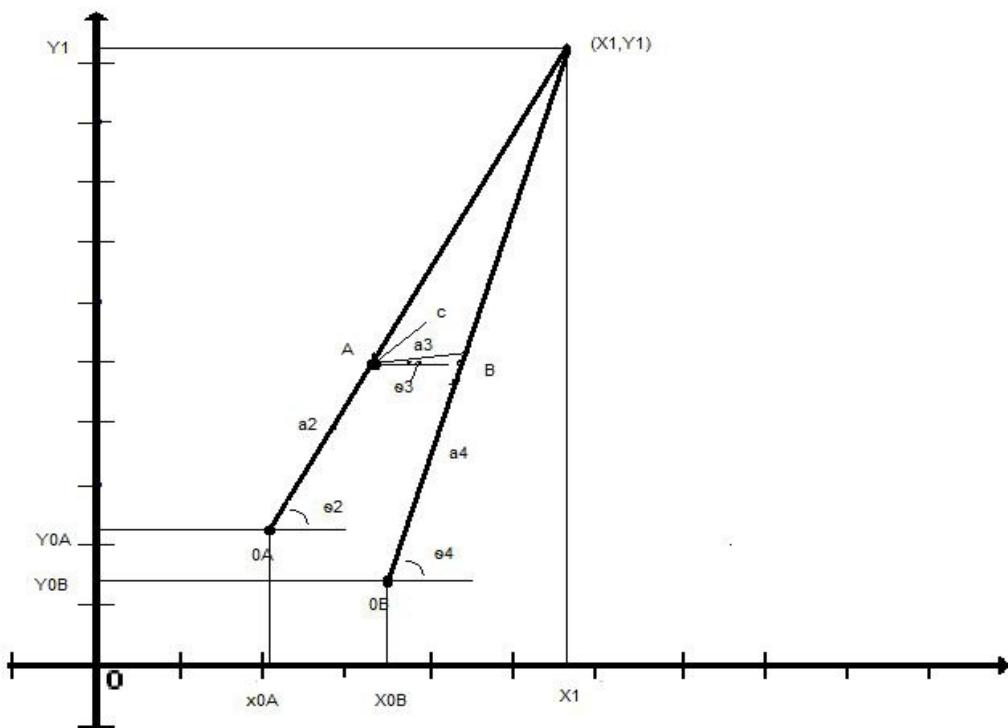


Figura 4.7: Obtención del centro instantáneo de rotación

Las coordenadas de B se obtienen como sigue:

$$x_B = x_{0B} + a_4 \cos \theta_4 \quad (4.2)$$

$$= x_{0A} + a_2 \cos \theta_2 + a_3 \cos \theta_3 \quad (4.3)$$

$$y_B = y_{0B} + a_4 \sin \theta_4 \quad (4.4)$$

$$= y_{0A} + a_2 \sin \theta_2 + a_3 \sin \theta_3 \quad (4.5)$$

En este trabajo la entrada es por medio del enlace de acoplamiento, por lo que la variable independiente es θ_3 . Las ecuaciones 4.3 y 4.5 se reescriben con una variable dependiente θ_2 , a la izquierda de la igualdad y las cantidades sobrantes del lado derecho.

$$a_2 \cos \theta_2 = a_4 \cos \theta_4 + C_1 \quad (4.6)$$

$$a_2 \sin \theta_2 = a_4 \sin \theta_4 + C_2 \quad (4.7)$$

Donde:

$$C_1 = x_{0B} + x_{0A} - a_3 \cos \theta_3 \quad (4.8)$$

$$C_2 = y_{0B} + y_{0A} - a_3 \cos \theta_3 \quad (4.9)$$

Ambas son constantes para cualquier entrada del ángulo θ_3 . Las ecuaciones 4.6 y 4.7 se elevan al cuadrado y se suman lo que produce la ecuación 4.10.

$$a_2^2 = a_4^2 + C_1^2 + C_2^2 + 2C_1 a_4 \cos \theta_4 + 2C_2 a_4 \sin \theta_4 \quad (4.10)$$

Después de reordenar y agrupar términos, resulta la ecuación de movimiento:

$$A \sin \theta_4 + B \cos \theta_4 = C \quad (4.11)$$

Donde:

$$A = 2C_2 a_4 \quad (4.12)$$

$$B = 2C_1a_4 \quad (4.13)$$

$$C = a_2^2 - a_4^2 - C_1^2 - C_2^2 \quad (4.14)$$

Son constantes para cualquier valor de entrada de θ_3 , y C_1 y C_2 están definidos en las ecuaciones 4.8 y 4.9. La ecuación 4.11, es una función trascendental implícita de θ_4 . Para hacerla una ecuación explícita es necesario sustituir:

$$\sin \theta_4 = \frac{2 \tan(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \quad (4.15)$$

$$\cos \theta_4 = \frac{1 - 1 + 2 \tan^2(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \quad (4.16)$$

La ecuación 4.11 se reduce a una cuadrática con $\tan(\theta_4/2)$ con la solución:

$$\theta_4 = 2 \tan^{-1} \frac{A \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B + C} \quad (4.17)$$

Existen dos soluciones para θ_4 , una para el signo negativo y otra para el positivo de la raíz cuadrada. Para cada configuración del mecanismo se debe de elegir el signo correcto de la ecuación, con el fin de mantener el significado de la solución.

Hasta el momento se especifica θ_3 y θ_4 es calculado. Con esto ahora es posible encontrar las coordenadas del punto B y del punto A.

$$x_B = x_{0B} + a_4 \cos \theta_4 \quad (4.18)$$

$$y_B = y_{0B} + a_4 \sin \theta_4 \quad (4.19)$$

$$x_A = x_B + a_3 \cos \theta_3 \quad (4.20)$$

$$y_A = y_B + a_3 \sin \theta_3 \quad (4.21)$$

Conociendo las coordenadas del punto A y 0_A es posible calcular el ángulo θ_2 .

$$\theta_2 = \tan^{-1} \frac{y_A - y_{0A}}{x_A - x_{0A}} \quad (4.22)$$

De las coordenadas de los centros de los ejes y los ángulos es posible encontrar los centros instantáneos de rotación. Después de resolver las ecuaciones, las coordenadas x y y del centro instantáneo son:

$$x_1 = \frac{y_{0B} - y_{0A} - x_{0B} \tan \theta_4 + x_{0A} \tan \theta_2}{\tan \theta_2 - \tan \theta_4} \quad (4.23)$$

$$y_1 = y_{0B} + \tan \theta_4 (x_1 - x_{0B}) \quad (4.24)$$

Las coordenadas del punto de acoplamiento, tiene una distancia a_C desde A y un ángulo ϕ desde la línea AB. Por lo que es posible calcular el ángulo y las coordenadas como sigue:

$$\theta_C = \theta_3 + \phi \quad (4.25)$$

$$x_C = x_A + a_C \cos \theta_C \quad (4.26)$$

$$y_C = y_A + a_C \sin \theta_C \quad (4.27)$$

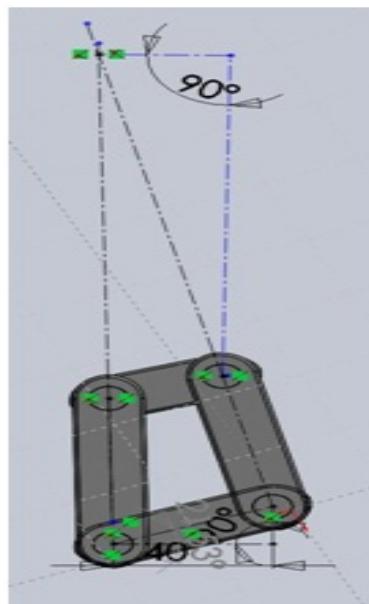


Figura 4.8: Mecanismo propuesto para la prótesis con control voluntario

La rodilla propuesta en esta tesis, está conformada por una articulación del tipo de cuatro barras de control voluntario que cumple con las características presentadas anteriormente Figura 4.8

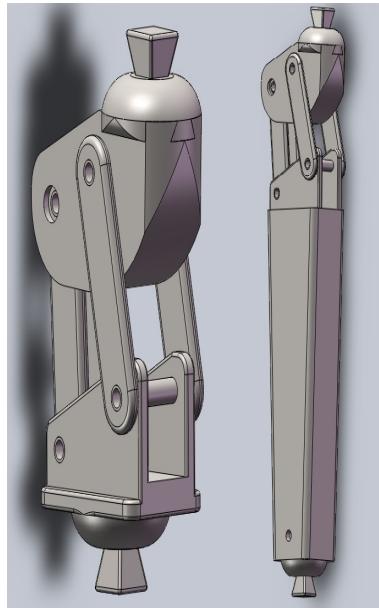


Figura 4.9: Dos prótesis con control voluntario, con cambio de base para agregar sistema de control

4.6. Discusión

En este trabajo, las ecuaciones son utilizadas para encontrar la poloide que genera un mecanismo de cuatro barras para prótesis, se hace énfasis en realizar una prótesis activa, esto significa que existirá un actuador en la prótesis, el cual contribuya a mantener la estabilidad y ayude en la fase de amortiguamiento y empuje en la fase de apoyo. Con esto en mente es posible utilizar el concepto de control voluntario y recorrer el centro instantáneo de la prótesis un grado más anterior a la línea de carga con lo que se obtiene una distancia de 22 mm, esto hace que dependiendo de la alineación la prótesis sea hiperestable o de control voluntario, es decir salga del área sombreada en donde el paciente puede utilizar la fuerza muscular para sacarla de la estabilidad, el actuador en este caso lleva a la prótesis a la zona de control voluntario y en ese momento es cuando los torques ejercidos tanto

en la rodilla como en la cadera permitirán una amortiguación en la fase de apoyo y la flexión requerida. Una de las mayores ventajas de este planteamiento es que al contacto del talón será necesario ejercer un par para sacar de la estabilidad y flexionar la prótesis, mientras que en modelos anteriores era necesario ejercer un par desde el momento del contacto para mantener la estabilidad.

4.7. Sumario

En este capítulo se exponen de manera resumida las características que debe poseer una prótesis funcional y la problemática que esto representa. Se expone el mecanismo de cuatro barras encontrado la rodilla y la importancia de las poloídes dependiendo de la fase en que se encuentre del ciclo de la marcha.

También se desarrolla una explicación de la línea de carga y como esta es de vital importancia para la estabilidad en una prótesis, con lo que inmediatamente se exponen los tres casos principales de estabilidad, que incluyen un centro instantáneo elevado, un mecanismo hiper-estabilizado y finalmente en control voluntario.

Se exhibe el desarrollo para obtener el centro instantáneo de rotación, en función de las barras propuestas, y su uso para generar el mecanismo y finalmente se presenta, el mecanismo de la prótesis propuesta.

En capítulo siguiente se enfoca en el desarrollo de los controles necesarios para reproducir la marcha, con una prótesis transfemoral con un mecanismo de cuatro barras para la rodilla, utilizando una red neuronal de retro-propagación del error y un control difuso.

Capítulo 5

Control Inteligente de la Prótesis

Cualquier control de rodilla protésica convencional tiene cuatro objetivos principales, que corresponden a cuatro de las cinco fases de la marcha (no existen requerimientos para la fase de extensión en el apoyo debido a que las prótesis convencionales no permiten la flexión y extensión de la rodilla durante esta fase). Durante la primera fase debe proporcionar estabilidad (es decir, evitar que la rodilla se flexione). En el pre-balanceo, la rodilla debe facilitar la flexión. Durante la flexión en balanceo, la máxima altura del talón debe ser limitada. Por último, durante la extensión en el balanceo, debe haber una suficiente y suave desaceleración para detener el avance del pie y al mismo tiempo garantizar que la rodilla alcance la plena extensión.

Para las prótesis convencionales, los dos primeros objetivos se alcanzan mediante la alteración de la alineación estática de la línea de peso del sujeto, en relación con el eje de rotación de la rodilla (como se explica a detalle en el capítulo anterior). Si el peso es anterior a la rodilla, la rodilla se dice que es estable (es decir, no se flexiona). Si el peso es posterior al centro de rotación cuando el talón golpea el suelo, los sujetos deberán ejercer un amplio par sobre la rodilla, con sus músculos de la cadera para estabilizarla.

Para proveer resistencia en la flexión y extensión durante la fase de balanceo, la mayoría de las prótesis tienen cilindros hidráulicos de algún tipo, para el control de balanceo. El sistema hidráulico provee un torque de resistencia proporcional al cuadrado de la velocidad angular de la rodilla. En algunas unidades, la constante de amortiguamiento puede ser ajustada en la prótesis. Algunas unidades también permiten el ajuste del amortiguamiento de la flexión y extensión en forma independiente usando diferentes cilindros

hidráulicos o un conjunto de válvulas hidráulicas de un solo camino.

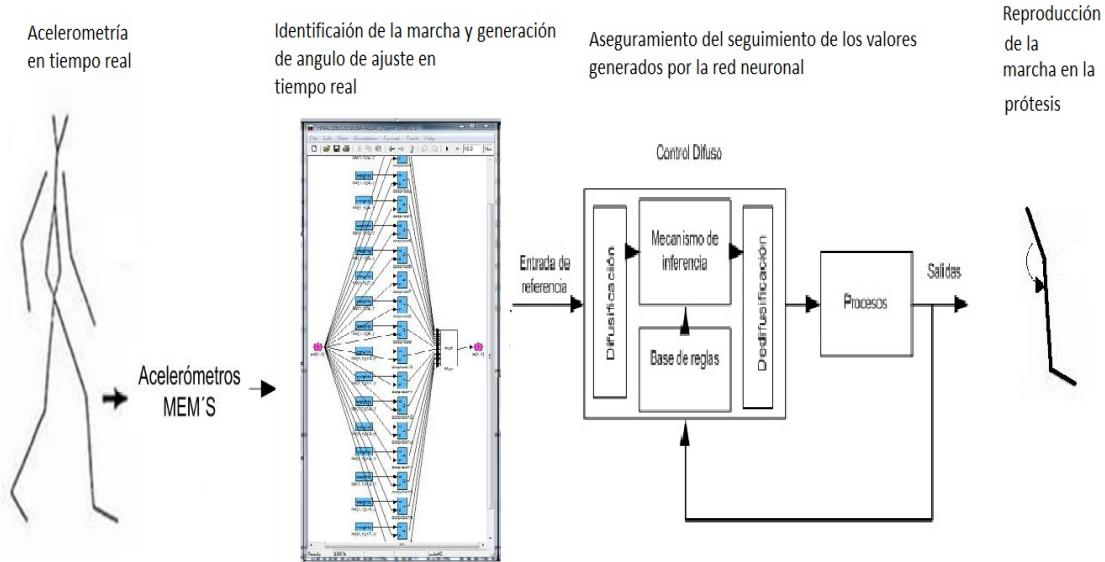


Figura 5.1: Esquema general de control

Sin embargo no solo se debe proveer de control a la prótesis sino también la capacidad de reconocer en cual ciclo de la marcha se encuentra el sistema, esto para poder proveer el objetivo particular de esta fase, para lograrlo se utiliza una red neuronal de retro propagación del error, puesto que una de las características principales de las redes neuronales es clasificar e identificar patrones, la red utiliza las mediciones realizadas con los MEM'S y de ellas genera el ángulo de ajuste para la prótesis. El control difuso y el convencional se proponen para asegurar el seguimiento de los datos generados por la red. El esquema completo de control se muestra en la Figura 5.1.

5.1. Diseño e Implementación de la Red Neuronal

Las redes neuronales artificiales son sistemas de procesamiento de información, desarrolladas por científicos cognitivos con el propósito de entender el sistema nervioso biológico e imitar los métodos computacionales del cerebro y su impresionante habilidad para

reconocer patrones.

Por otra parte, el objetivo fundamental de los modelos cinemáticos y dinámicos es el poder establecer la adecuadas estrategias de control de la prótesis que redunden en una mayor calidad de sus movimientos. El control cinemático establece cuáles son los ángulos que debe seguir cada articulación de la prótesis a lo largo del tiempo para lograr los objetivos fijados por el usuario en una trayectoria. Estas trayectorias se seleccionan atendiendo a las necesidades en este caso de reproducción de la marcha. Con esto en mente se propone el siguiente esquema Figura 5.2, para resolver el problema de generar el ángulo en el avance, en otras palabras el problema de control cinemático.

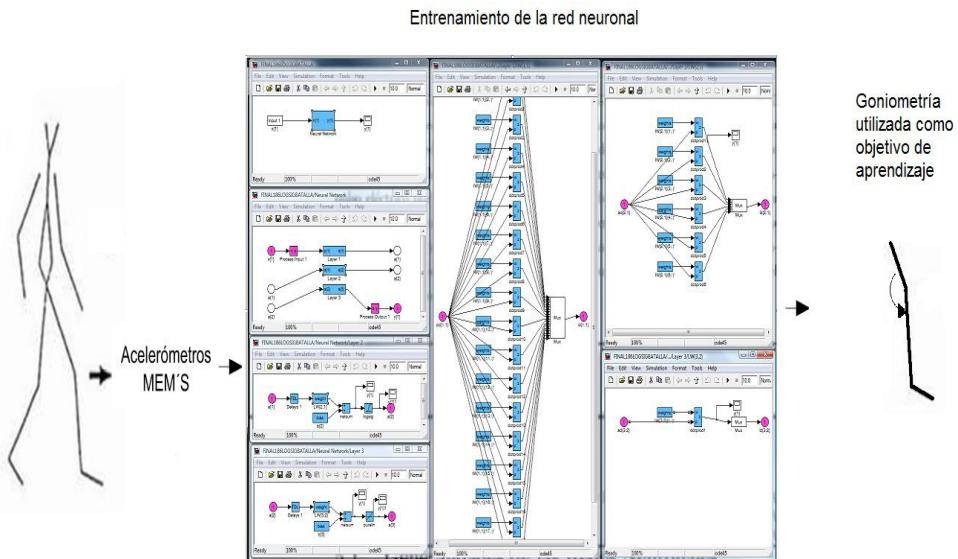


Figura 5.2: Esquema de entrenamiento para la red neuronal

El elemento funcional básico del cerebro es la neurona. La neurona, a su vez, está conformada por un cuerpo o soma, unas dendritas y un axón. Cada neurona recibe estímulos eléctricos de otras neuronas a través de las dendritas. En el soma se lleva a cabo la integración de toda la información obtenida en las dendritas. Estos estímulos son amplificados o disminuidos durante la sinapsis y luego sumados. Finalmente, si la suma de todos los estímulos es mayor que el umbral de resistencia máxima de la neurona, entonces el axón transmite a otras células el mensaje resultante de la integración. Estas conexiones

sinápticas, cuya intensidad es variable, se usan para enviar mensajes entre neuronas. Las neuronas coleccionan la información y aprenden patrones al reforzar sus conexiones.

5.1.1. Red Neuronal Artificial

El perceptrón solo es el ejemplo más elemental de una red neuronal artificial, de hecho, no puede siquiera ser considerado una *red*, puesto que no intervienen otros elementos. Si se combinan varios perceptrones en una *capa*, y los estímulos de entrada después se suman tendremos ya una red neuronal. Una red neuronal muy eficaz para resolver fundamentalmente problemas de reconocimiento de patrones es la red neuronal de propagación hacia atrás, en inglés back propagation network, formalizada por Rumelhart y otros (1986) y después por Werbos (1990). Esta red es diseñada para operar como multicapa, alimentada directamente, usando un modelo de aprendizaje supervisado.

Las redes neuronales artificiales se inspiran en la estructura y funciones de las neuronas biológicas. Una red neuronal artificial es esencialmente una colección de neuronas interconectadas, agrupadas en capas. Haciendo un paralelo con el esquema recién descrito de procesamiento del cerebro, la neurona artificial recibe distintos valores de entrada que son multiplicados por una ponderación. En el escenario más simple, estos productos son sumados para obtener un valor de salida. Este tipo de red simplificada posee dos capas, una de entradas y otra de salida. La figura 5.3 ilustra la representación gráfica estándar de una red neuronal feedforward (alimentada hacia delante, es decir que la información fluye desde las entradas hacia la salida.)

Cada neurona está representada por un círculo y las flechas indican conexiones entre ellas. La salida y_t y las entradas x_1, x_2, \dots, x_I son vectores de $n \times 1$ donde n es el número de sensores.

Cada conexión entre una entrada y una salida está caracterizada por un peso β_i que expresa la importancia relativa de una entrada particular en el cálculo de la salida. Para calcular el valor de la salida en el momento t , la neurona de salida colecciona los valores de cada neurona de entrada en la observación t y multiplica cada uno de ellos por un peso asociado con la conexión relevante. A continuación se suman estos productos y se obtiene

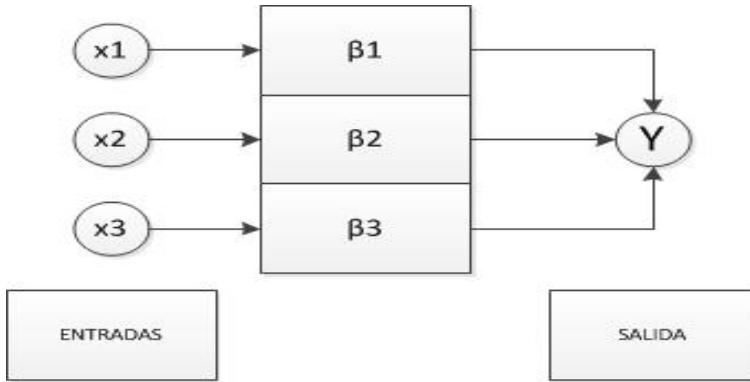


Figura 5.3: Aceleraciones del fémur y goniometría para entrenamiento de la red neuronal.

$$y_t = \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_I x_I = \sum_{i=1}^I \beta_i x_i \quad (5.1)$$

La ecuación 5.1 indica que y es una suma ponderada de x_i , donde cada x_i (las neuronas entrada) se vinculan con y (la neurona salida) por los parámetros β_i (las ponderaciones). En este modelo lineal, cuando x_i cambia en una unidad, y cambia β_i unidades.

La neurona de salida, luego procesa este valor usando una función de activación. En la forma más simple de la red neuronal, la función de activación es la identidad. En este caso, el valor dador en la ecuación 5.1 constituiría la salida final de la red para la medida en t . En los cálculos, la red tratará de reproducir el valor de salida, dados los valores de las entradas.

Ahora, si se cree que existen asimetrías entre las variables de entradas y la salida, es decir que la relación entre estas variables depende de la magnitud y la dirección de las entradas, entonces la ecuación 5.1 debe generalizarse con la introducción de no linealidades en la relación. Esto puede lograrse incorporando una función de umbral, que permite que una suma ponderada de las entradas suficientemente grande active un cambio de régimen discreto. Sin embargo, el cambio de régimen no tiene que ser abrupto y para ello se emplean funciones de activación suaves, tales como la función sigmoidal ecuación 5.2, Figura 5.4

$$G(z) = \frac{1}{1 + \exp(-z)} \quad (5.2)$$

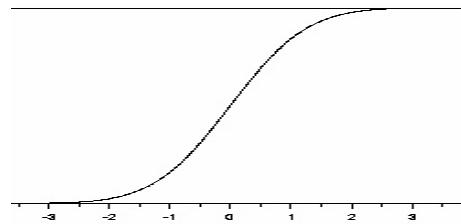


Figura 5.4: Función sigmoidal

La ecuación 5.2, puede aplicarse al modelo lineal en la ecuación 5.1 para permitir una relación no lineal entre las entradas y la salida. Si además se cree que el efecto de las entradas sobre la salida no es directo, como usualmente ocurre en las relaciones de la naturaleza, sino que existen variables intermedias que operan entre ellas; entonces el uso de unidades escondidas como etapas intermedias donde las entradas x_i y sus pesos son sometidos a una nueva ponderación antes de afectar la salida, permite que la red capture la relación no lineal entre las variables de entrada y la salida.

En esta red, se interconectan varias unidades de procesamiento en capas, las neuronas de cada capa no se interconectan entre sí. Sin embargo, cada neurona de una capa proporciona una entrada a cada una de las neuronas de la siguiente capa, esto es, cada neurona transmitirá su señal de salida a cada neurona de la capa siguiente.

5.1.2. Algoritmo de Aprendizaje

Salida de la j-ésima neurona de la capa oculta:

$$y_j = f\left(\left(\sum_i x_i M_1[i][j]\right) + \theta_j\right) \quad (5.3)$$

Salida de la j-ésima neurona de la capa de salida:

$$z_j = f\left(\left(\sum_i y_i M_2[i][j]\right) + \tau_j\right) \quad (5.4)$$

I-ésimo componente de las diferencias del vector de salida

Valor deseado-valor calculado = $P_i - Z_i$

I-ésimo componente del error de salida de la capa de salida

$$e_i = (P_i - z_i) \quad (5.5)$$

I-ésimo componente del error de salida de la capa oculta:

$$t_i = y_i(1 - y_i)(\sum_j M_2[i][j]e_j) \quad (5.6)$$

Los ajustes de los pesos entre la neurona i-ésima en la capa oculta y la j-ésima neurona de la capa de salida

$$\Delta M_2[i][j] = \beta_0 y_i e_j \quad (5.7)$$

Los ajustes de los pesos entre la i-ésima neurona de entrada y la j-ésima neurona de la capa oculta:

$$\Delta M_1[i][j] = \beta_h x_i t_j \quad (5.8)$$

Los ajustes de los bias para la j-ésima neurona de la capa de salida:

$$\Delta \theta_j = \beta_o e_j \quad (5.9)$$

Los ajustes de los bias para la j-ésima neurona de la capa oculta:

$$\Delta \tau_j = \beta_h e_j \quad (5.10)$$

Para usar el parámetro de momento α , hay que cambiar la ecuación 7.5 y 7.6

$$\Delta M_2[i][j](t) = \beta_0 y_i e_j + \alpha \Delta M_2[i][j](t - 1) \quad (5.11)$$

y

$$\Delta M_1[i][j](t) = \beta_h x_i t_j + \alpha \Delta M_1[i][j](t - 1) \quad (5.12)$$

Se tienen dos matrices, cuyos elementos son los pesos entre las conexiones. Una matriz se refiere a las conexiones entre la capa de entrada y la capa oculta, mientras que la segunda se refiere a la capa oculta y la capa de salida. Dado que existen conexiones de cada neurona en una capa con cada neurona en la siguiente capa, existe un vector de pesos

de conexiones desde cada neurona. Este vector se pone dentro de un renglón de la matriz, y entonces existen tantos renglones como neuronas existan con sus conexiones establecidas.

M1 Y M2 como matrices de pesos.

Entonces tendremos que $M1[i][j]$ son los pesos de las conexiones desde la neurona i-ésima de entrada con la j-ésima neurona en la capa oculta.

De forma similar, $M2[i][j]$ son los pesos de las conexiones entre la neurona i-ésima de la capa oculta y la j-ésima neurona de la capa de salida.

x, y, z son usados para representar las salidas de las neuronas, de la capa de entrada, capa oculta y capa de salida respectivamente, con un subíndice que indica a cual neurona se refiere en la capa dada.

P denota el patrón de salida deseado, con p_i como componentes.

m como el número de neuronas de entrada, así de acuerdo con la notación (x_1, x_2, \dots, x_m) es el patrón de entrada.

Si P tiene r componentes, la capa de salida necesita r neuronas.

n como número de neuronas en la capa oculta.

β_h es el parámetro la razón de aprendizaje para la capa oculta.

β_o es el parámetro aprendizaje para la capa de salida.

θ es el umbral de activación con un subíndice apropiado o bias para la capa oculta.

τ con un subíndice adecuado se refiere al valor de activación de la neurona de salida.

e_j son los errores en la salida en la capa de salida.

t_i son los errores en la salida de la capa oculta.

Se usa un prefijo Δ antes de cada parámetro, para indicar un cambio o un ajuste. La función de activación es $f(x)=1/(1-exp(-x))$.

Entrenamiento Levenberg-Marquardt

Este algoritmo fue diseñado para aproximarse a la velocidad de un entrenamiento de segundo orden, sin la necesidad de calcular la matriz Hessiana. Cuando la función de desempeño tiene la forma de una suma de cuadrados (como es típico en un entrenamiento de redes de alimentación directa), la matriz Hessiana puede ser aproximada como:

$$H = J^T J \quad (5.13)$$

Y el gradiente puede ser calculado como

$$g = J^T e \quad (5.14)$$

Donde J es la matriz Jacobina que contiene las primeras derivadas, de los errores de la red con respecto a los bias y pesos, y e es un vector de errores de la red. La matriz Jacobina puede ser calculada a través de una técnica de retropropagación estándar, que es mucho menos compleja que calcular la matriz Hessiana.

El algoritmo Levenberg-Marquardt usa esta aproximación a la Matriz Hessiana en la siguiente actualización

$$X_{k+1} = X_k - [J^T J + \mu I]^T J^T e \quad (5.15)$$

Cuando el escalar μ es cero, es solo el método de Newton, usando la aproximación de la matriz Hessiana. Cuando μ es muy grande, este se convierte en un gradiente descendente con un valor pequeño en el tamaño del paso. El método de Newton es más rápido y más preciso cerca de un error mínimo, así que el objetivo de cambiar al Método de Newton tan rápido como sea posible. Así, μ se decrementa después de cada paso satisfactorio (reducción en la función de desempeño) y es incrementado solo cuando un paso incrementa la función de desempeño. De esta forma, la función de desempeño siempre se reduce en cada iteración del algoritmo.

5.1.3. Resultados

La red tiene tres diferentes métodos de entrenamiento de retropropagación de error, el primero es el gradiente descendente, el segundo gradiente descendente con momento y el tercero es el de Levenberg-Marquardt, este último es un algoritmo de alto rendimiento

que puede converger de diez hasta cien veces más rápido que los algoritmos anteriores, sin embargo requiere gran capacidad de memorial, para este método el mejor desempeño se encontró en la época 668 como se observa en Figura 5.5.

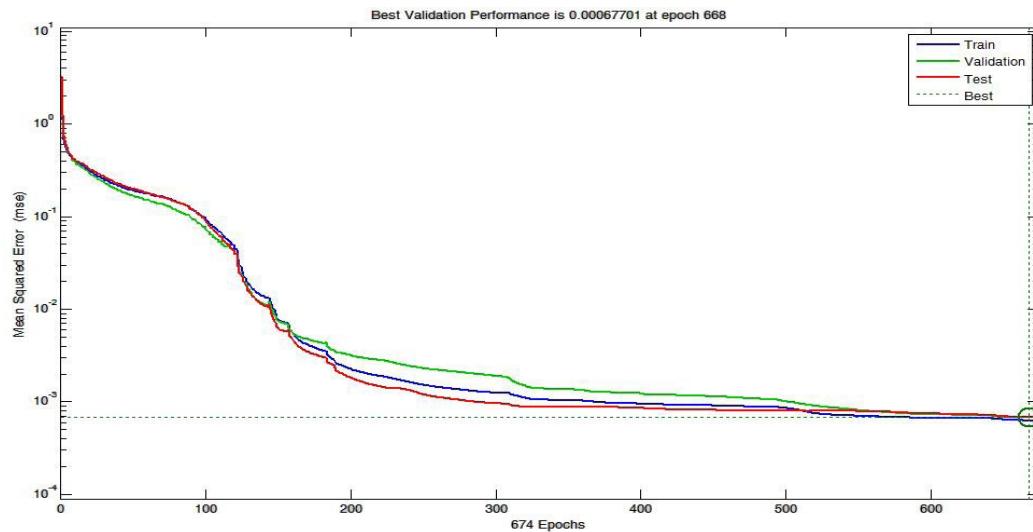


Figura 5.5: Desempeño de la red de retropropagación del error

La red fue probada con diferentes funciones que incluyen tansig, logsig, y purelin, en diferentes configuraciones, la configuración final utilizada en las dos primeras capas son funciones logsig y en la capa de salida una purelin, los resultados de este entrenamiento se presentan en la Figura 5.6. Es importante mencionar que el programa utiliza ciertas funciones para parametrizar los datos de entrada y luego quitar esta parametrización a la salida, estas funciones no se utilizaron en este trabajo debido a que son innecesarias para la implementación del algoritmo en el microcontrolador, un ejemplo es la función mapminmax, que pone todos los valores dentro del rango -1 a 1, en el sistema embebido no tenemos señales negativas, solo valores positivos por lo que es innecesaria esta función, y facilita los cálculos y el tiempo de ejecución.

Los dos primeros algoritmos fueron programados dentro del microcontrolador, mientras que el tercero se utiliza para entrenar la red fuera de línea y obtener el entrenamiento base, el cual es transferido al sistema para el funcionamiento de la prótesis. Cabe mencionar que con los dos primeros métodos y el entrenamiento en tiempo real no fue factible encontrar los pesos de la red que reprodujeran de forma adecuada o aceptable los patro-

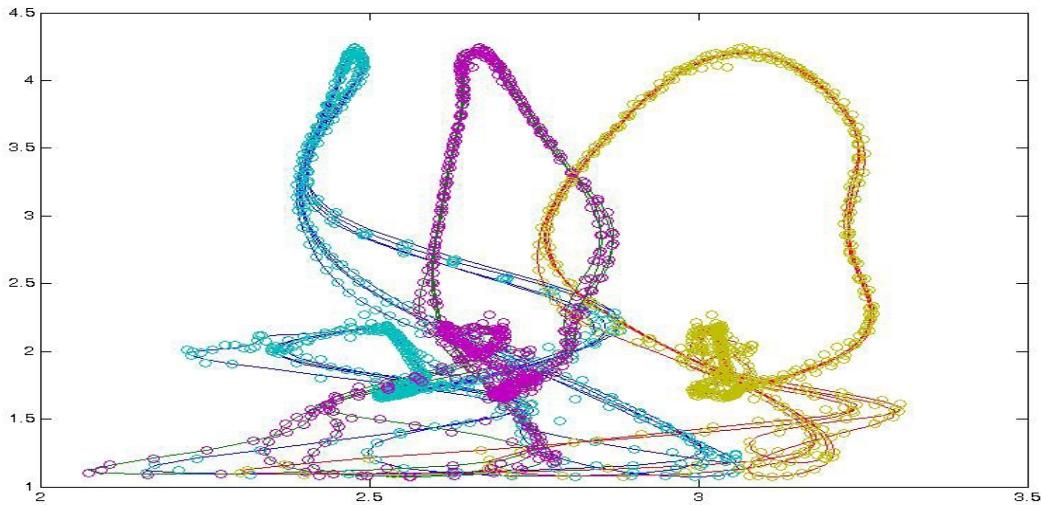


Figura 5.6: Gráfica de patrones de entrada vs objetivo y patrones de entrada vs resultados de la red

nes, sin embargo el tercer método presento mejores resultados desde las primeras pruebas, con un número bajo de neuronas.

5.2. Diseño e Implementación del Control Convencional PID

Una de las formas de compensación más usadas en lazo cerrado es el control Proporcional, Integral, Derivativo (PID), y su implementación en microcontroladores es un área en gran crecimiento, llegando a ser casi del 90 % en los sistemas industriales, por que ofrecen un buen comportamiento en el sistema a controlar y costo aceptable como comenta citetPrecup200, mientras que en el área de prótesis estos sistemas son casi inexistentes, solo encontrados en la prótesis muy avanzadas. En estos sistemas, las señales analógicas deben ser convertidas en muestras digitales discretas antes de que el filtrado o la compensación se lleven a cabo. El tiempo de muestreo depende del comportamiento del lazo de control, y los cálculos deben ser completados antes de que el siguiente tiempo de muestreo empiece, como reporta Bucella (1997), quien necesitó más de 500 líneas de código para implementarlo. Estas restricciones en el lazo de control y los requerimientos de la frecuencia

de Nyquist, ponen restricciones en el control digital en lazo cerrado con retroalimentación del error. Si el sistema presenta resonancia u otro comportamiento con una constante de tiempo más pequeña que el muestreo o tiempo de cálculo, el resultado será caos. Por otro lado, el incremento en la velocidad del bus en microcontroladores, opciones de convertidores analógicos digitales, además de las salidas de PWM, convierten a estos dispositivos en opciones aplicables en la mayoría de las aplicaciones, mientras que en aplicaciones de alta velocidad la opción adecuada es un DSP Stearns y Hush (2002), Lyons (2010). La Figura 5.7 el lazo cerrado de control convencional propuesto.

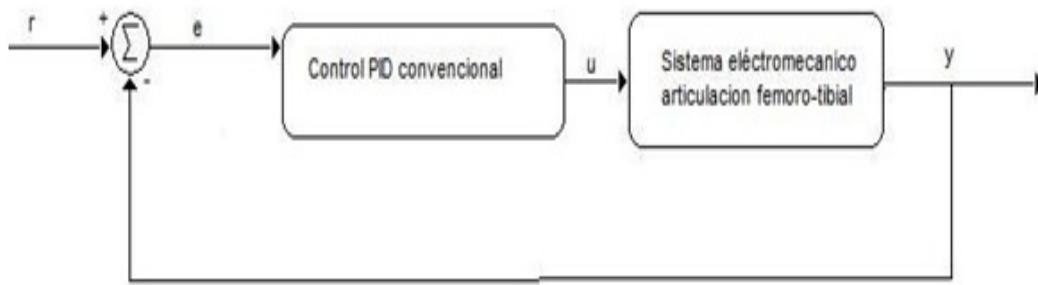


Figura 5.7: Control en lazo cerrado, utilizando un Control Proporcional, Integral, Derivativo

El control PID, es el algoritmo más usado para el control de servomotores, sin embargo no es óptimo para todas las aplicaciones, es fácil de entender y sintonizar según Ogata (1995) y Kuo (1995). En la actualidad su implementación se realiza utilizando microcontroladores, los cuales tienen la capacidad de realizar operaciones con números reales, aunque su manejo requiera de mayor capacidad y código con respecto al manejo de enteros. En estos dispositivos el manejo de números racionales o irracionales requiere de un especial tratamiento para la agilización de los cálculos que requiere el algoritmo y tiempos de cómputo.

Para poder implementar el algoritmo del PID, es necesario discretizar el compensador, a continuación se presenta el diagrama utilizado en el algoritmo Figura 5.8.

Al punto de consigna en el proceso se le asignan las letras (G_d) mientras que el valor medido en el tiempo se le asigna $G(t)$ por lo que es posible definir el error en el tiempo

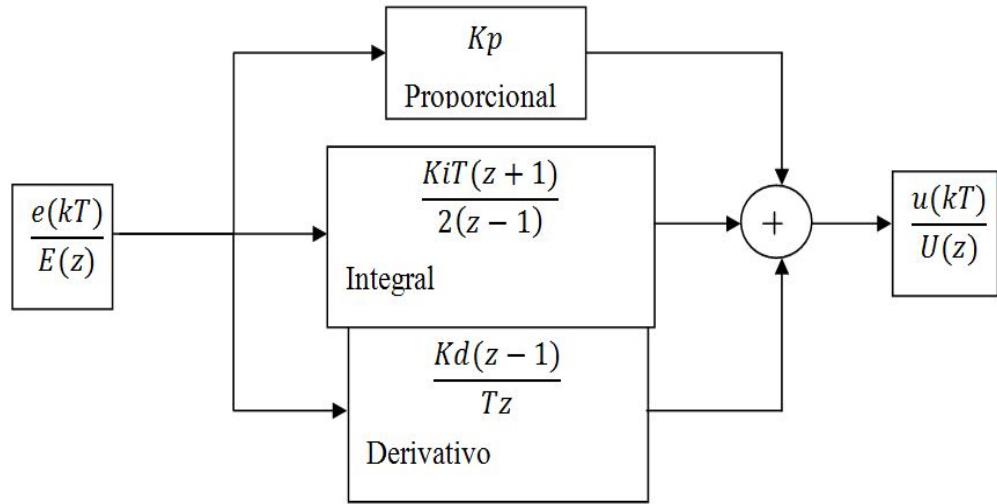


Figura 5.8: Diagrama del controlador digital

de la siguiente manera:

$$e(t) = Gd - G(t) \quad (5.16)$$

La salida de corrección $x(t)$ del PID es:

$$x(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} |t = T \quad (5.17)$$

Donde K_p , K_i , K_d son constantes.

Rescribiendo la integral

$$x(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t [Gd - G(t)] dt + K_d \frac{de(t)}{dt} |t = T \quad (5.18)$$

Para introducir el tiempo discreto se toma $t = KT$ donde $K = 1, 2, 3$ y T es el periodo de muestreo ahora, $t_0 = (K-1)T$. La integral evaluada desde $(K-1)T$ a KT puede aproximarse usando la regla del trapecio que es la primera de las formulas cerradas de Newton-Cotes.

Corresponde al caso en donde el polinomio es de primer orden

$$I = \int_{(K-1)T}^{KT} e(t) dt \quad (5.19)$$

Recordando que la línea recta se puede representar como

$$f_1(t) = f(K-1)T + \frac{f(KT) - f(K-1)T}{KT - (K-1)T}(t - (K-1)T) \quad (5.20)$$

El área bajo la línea recta es una aproximación de la integral de $f(t)$ entre los límites de $(K-1)T$ y KT :

$$I \approx \int_{(K-1)T}^{KT} [f(K-1)T + \frac{f(KT) - f(K-1)T}{KT - (K-1)T}(t - (K-1)T)]dt \quad (5.21)$$

El resultado de la integración es

$$I \approx (KT - (K-1)T) \frac{f(K-1)T + f(KT)}{2} \quad (5.22)$$

$KT - (K-1)T$ es el periodo de muestreo T

Separando la integral y resolviendo para Gd obtenemos

$$\int_{(K-1)T}^{KT} (Gd)dt = T * Gd = Gdt \quad (5.23)$$

Resolviendo para $G(t)$

$$\int_{(K-1)T}^{KT} G(t)dt = T \frac{G(K-1)T + G(KT)}{2} \quad (5.24)$$

Entonces la integral del error se expresa como

$$\int_{(K-1)T}^{KT} e(t)dt = Gdt - T \frac{G(K-1)T + G(KT)}{2} \quad (5.25)$$

La derivada del error es simplemente la razón de cambio, pero esto puede causar ruido si se calcula en un solo periodo.

$$\frac{de(t)}{dt} = \frac{\delta e}{\delta t} = \frac{e(KT) - e(K-1)T}{T} \quad (5.26)$$

Utilizar un cuarto punto central y promediando las diferenciales

$$\frac{de(t)}{dt} = \frac{e(KT) - e(K-3)T + 3(e(K-1)T - e(K-2))}{6T} \quad (5.27)$$

La forma de implementar directamente en un microprocesador es:

$$\begin{aligned} x(t) &= Kpe(t) + Ki \left(Gdt - T \frac{G(K-1)T + G(KT)}{2} \right) \\ &+ Kd \left(\frac{e(KT) - e(K-3)T + 3(e(K-1)T - e(K-2))}{6T} \right) \end{aligned} \quad (5.28)$$

Este término se suma a la salida actual y se utiliza para el control de PWM, además de ser usado en el comienzo del cálculo del siguiente ciclo.

5.2.1. Implementación del PID

La implementación de este algoritmo se realiza en el CPU MC9S12, de Freescale y probado sobre dos tarjetas de evaluación, la primera con el microcontrolador mc9s12e64 y la segunda con el mc9s12c32. La diferencia en la implementación es que en el mc9s12e64 la salida de control es un convertidor digital analógico (CDA), el cual no está integrado en el mc9s12gc32, en este último se utiliza la salida de modulación de ancho de pulso (PWM), para generar la señal de control.

La señal de retroalimentación se obtiene de un tacogenerador, que es conectado al convertidor analógico digital (ADT) en el PAD 07, pin 12 del microcontrolador mc9s12gc32, configurado para trabajar con una resolución de 8 bits, con un rango de entre 0 a 5 volts, el tiempo de muestreo es programado internamente por una interrupción en tiempo real (RTI), la cual llama una medición en el ATD, para cargar en el algoritmo el valor de retroalimentación. Para este sistema la interrupción está programada cada 16.38 ms y es la que se encarga de manejar todo el algoritmo de control; la salida de PWM.

5.2.2. Punto Flotante en Ensamblador

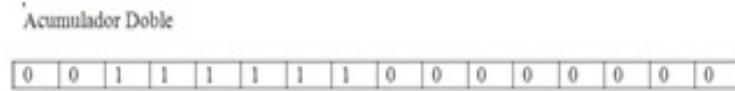
La manera de representar números. El proceso para construir el número que será utilizado en el algoritmo de control, consta de los siguientes pasos:

Todos los números representados en punto flotante están normalizados, esto quiere decir que la mantisa m tiene valores comprendidos entre 1 y 2. Por lo que para utilizar los valores que genera el convertidor analógico digital de 0 a 255, es necesario realizar ciertas operaciones antes de poder utilizarlos a continuación se explica el método para la utilización de estos datos.

Primero se carga el valor hexadecimal 3F00 en la variable de retroalimentación, con el objetivo de introducir el número 1, en formato punto flotante, con la instrucción LDD

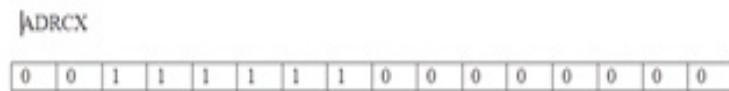
#\$3F00, como se muestra en la figura 5.2.2

LDI#\$3F00



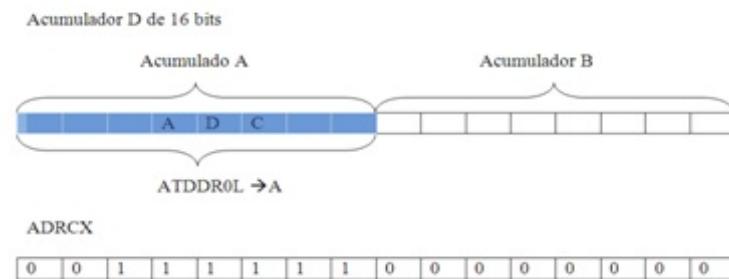
Después este valor se almacena en la localidad de memoria, en donde se encuentra almacenado el valor de retroalimentación, ADRCX de la siguiente manera STD ADRCX. Figura 5.2.2

$D \rightarrow ADRCX$



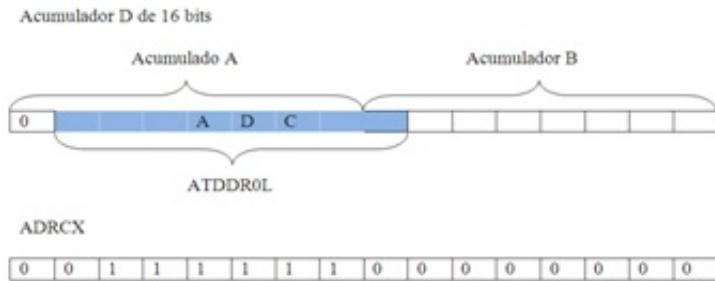
Ya que inicializado la variable flotante en la se construye el valor de retroalimentación, se lee la parte baja del convertidor analógico digital puesto que allí se almacena el resultado de la conversión y se guarda en el acumulador A, que es el byte más significativo del acumulador doble, hay que hacer notar que esta operación borra el valor introducido anteriormente pero no, el de la variable ADRCX.

Con lo que:

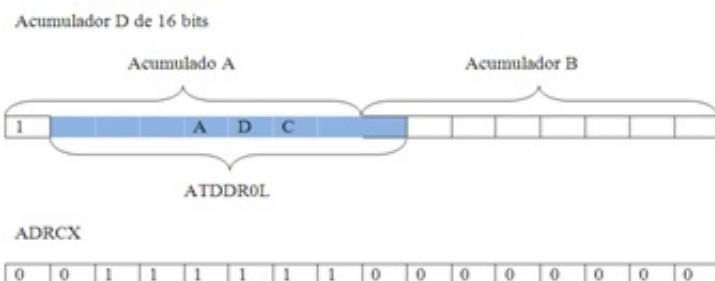


Después es necesario realizar un corrimiento lógico a la derecha LSRD, esto se realiza para colocar el valor del ATDDR0L en la posición de la mantisa del formato punto flotante, un corrimiento lógico introduce un cero en el bit más significativo y el bit menos

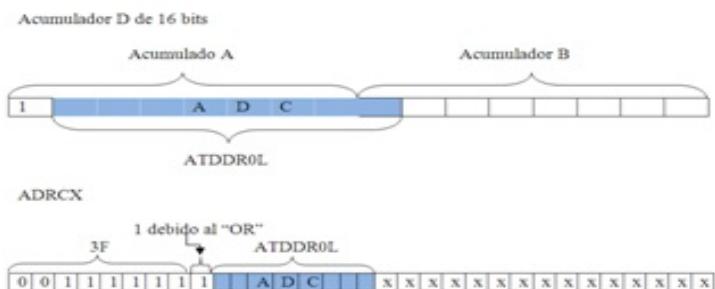
significativo es puesto en el bit de acarreo en el registro de código de condición CCR



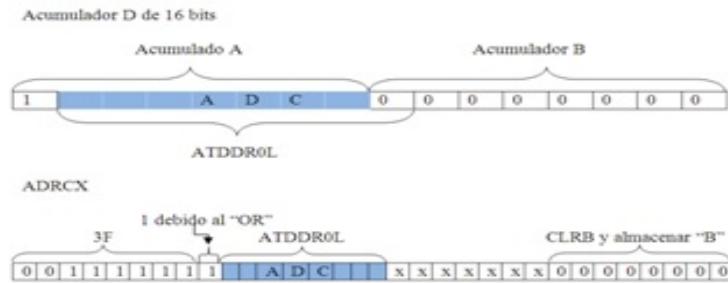
La siguiente instrucción realiza una operación de tipo `.or.en` el acumulador A para asegurar la existencia de un 1 en el bit más significativo del acumulador A ORAA #\$80



El siguiente paso es cargar la dirección donde se encuentra la variable flotante, en la cual se está construyendo el valor utilizable de retroalimentación para el algoritmo con la instrucción LDX #ADRCX, después el valor del registro D es introducido en ADRCX en el segundo byte más significativo



Con esto se tiene el número construido, pero para asegurar que la parte baja de la variable flotante de retroalimentación sea cero y no exista un valor se limpia el acumulador *B* y se guarda en el byte menos significativo de la variable flotante de retroalimentación con lo que finalmente se obtiene el resultado de la Figura 5.2.2



Con esto obtenemos siempre un número entre 1 y 2, como el utilizado en el formato de punto flotante y es posible utilizar dentro del algoritmo como señal de retroalimentación.

Por otro lado el algoritmo genera valores en punto flotante y es necesario obtener un valor que pueda ser utilizado en el PWM, para esto simplemente se carga la dirección del nuevo valor del PWM con la instrucción LDY #NEWDTY, se toman 2 bytes de la mantisa con la instrucción LDD 1,Y, se realiza un corrimiento lógico a la izquierda para ponerlo en la posición correcta LSID y después se carga el valor del acumulador A para generar la señal de PWM.

En el algoritmo de control se limitan los valores generados entre los límites que trabaja el microcontrolador.

5.2.3. Implementación del Compensador

La implementación de este algoritmo se realiza en el CPU MC9S12, de Freescale y es probado sobre dos tarjetas de evaluación, la primera con el microcontrolador mc9s12e64 y la segunda con el mc9s12gc32. La diferencia en la implementación es que en el mc9s12e64 la salida de control es un convertidor digital analógico (CDA), el cual no está integrado en el mc9s12gc32, en este último se utiliza la salida de modulación de ancho de pulso (PWM), para generar la señal de control. La salida de CDA se utiliza para tener una

mejor perspectiva de los datos en el osciloscopio.

La tarjeta de evaluación corre con un oscilador externo de 8Mhz, mientras que el bus interno trabaja a 24 Mhz. El procesamiento principal del algoritmo es realizado dentro de una interrupción en tiempo real (RTI), que es programada para ocurrir cada 1ms, en esta se anexa un contador la cual permite el iniciar la conversión analógica digital, además del cálculo del algoritmo de control, para las pruebas el contador tiene un valor de 15, por lo que el periodo de muestreo es de 16ms aproximadamente.

El microcontrolador de la familia mc9s12 de Freescale tiene soporte para manejar punto flotante, aun con esta ventaja es necesario realizar ciertos cálculos, debido a que el convertidor analógico digital está configurado para adquirir valores de 8 bits, es decir en un rango de 0 a 255, además de que el convertidor digital analógico de la tarjeta está configurado de la misma forma.

5.2.4. Resultados

El tiempo total para completar el cálculo del algoritmo de control PID es de $240 \mu s$, para corroborar esto se utiliza la activación de una salida digital al inicio de cada ciclo de muestro y esta misma salida se desactiva cuando el cálculo del compensador es terminado. La Figura 5.9 muestra el encendido y apagado de la señal digital que demuestra el tiempo de duración del procesamiento del compensador.

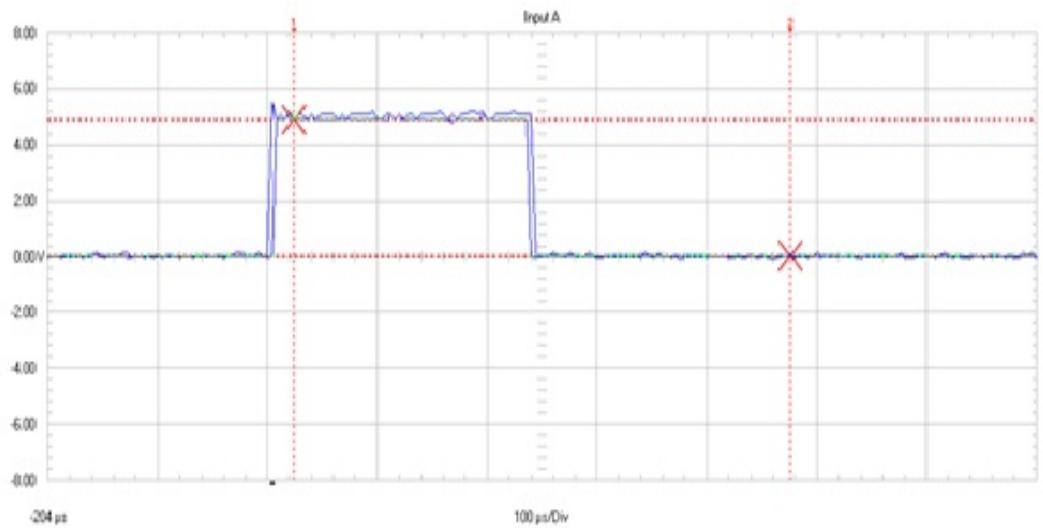


Figura 5.9: Tiempo de cálculo para algoritmo

En la Figura 5.10 aparece el tiempo de muestreo, y su relación con el tiempo de cálculo, con estos datos es posible definir un nuevo tiempo de muestreo de $25 \mu s$, aun que este valor dependerá del comportamiento de control.

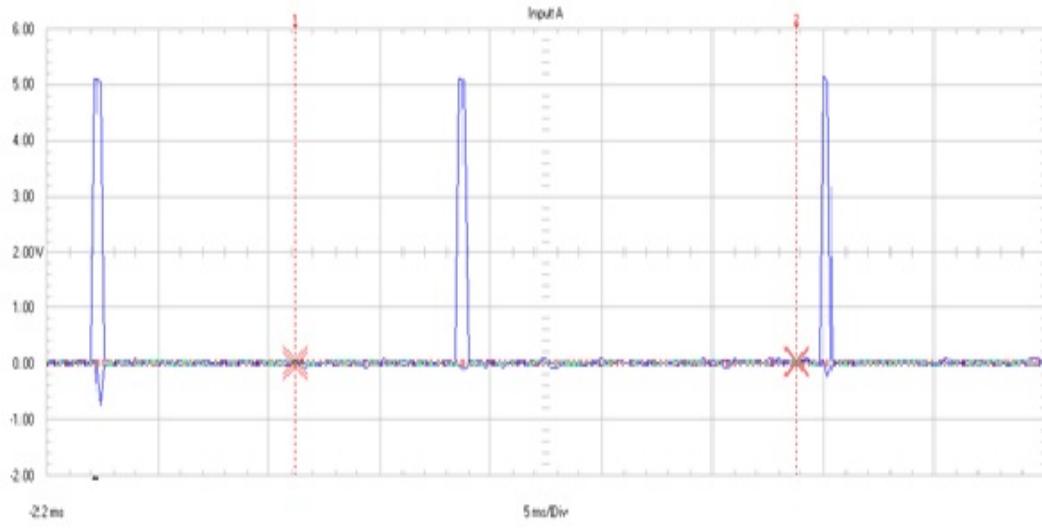


Figura 5.10: Tiempo de cálculo para algoritmo y ritmo de muestreo

En la figura 5.11 se presentan los resultados obtenidos al introducir una señal de retroalimentación en forma de rampa, lo que genera la señal de error que calcula el mi-

crocontrolador con la ecuación 5.16, en este caso el punto de consigna esta en 2,5 volts, con estos datos es posible observar que cuando la señal de retroalimentación cruza por el valor de 2.5, el error se vuelve negativo lo cual hace que la señal de control empiece a decaer, de forma exponencial como es de esperarse puesto que es un compensador PID. De igual forma cuando la señal de retroalimentación se encuentra por debajo de la señal de referencia en error se vuelve positivo y el compensador a subir su salida de forma exponencial. Este trabajo fue realizado en un microcontrolador con la capacidad de realizar 24 millones de instrucciones por segundo (MIPS), y es importante mencionar que recientemente se fabrico el que sustituirá a este en el mercado con una capacidad de 50 MIPS, lo que resultaría en menor tiempo de cálculo, es decir que este algoritmo se procesaría en la mitad del tiempo.

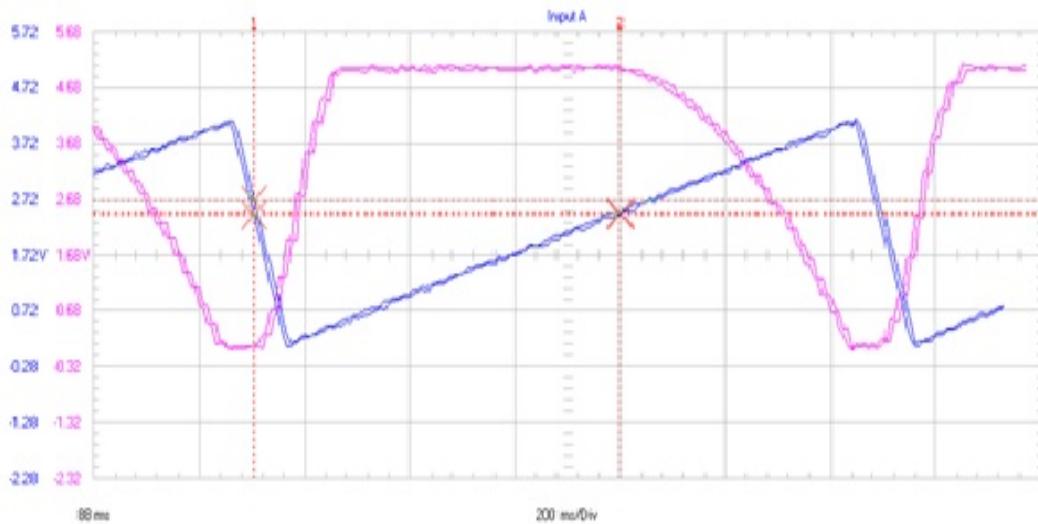


Figura 5.11: Señal de retroalimentación y comportamiento de la salida de control

5.3. Diseño e Implementación del Control Difuso

A una prótesis se le demandan por lo general elevadas prestaciones en velocidad y precisión de movimiento. Este objetivo ha marcado en gran medida las investigaciones y avances tecnológicos realizados en este campo. La utilización de materiales más ligeros, de sistemas de transmisión sin holgura y con baja inercia, de actuadores más rápidos y precisos o de sensores de levada resolución, han permitido mejorar de manera notable la calidad del movimiento.

Del mismo modo, los algoritmos de control de la prótesis tienen por objetivo mejorar al máximo las características de velocidad y precisión. El control cinemático selecciona trayectorias que idealmente deberá seguir la prótesis, para teniendo en cuenta sus limitaciones, ajustarse lo mejor posible a las especificaciones del movimiento dadas por el usuario. En la práctica este ajuste del movimiento de la prótesis a las especificaciones del usuario no será del todo posible, pues las características dinámicas de la prótesis (inercias, rozamiento, olguras, etc.) muchas veces desconocidas, impiden en general una coincidencia entre la trayectoria deseada y la real.

El control dinámico tiene por misión procurar que las trayectorias realmente seguidas por la prótesis, sean lo más parecidas posibles a las propuestas por el control cinemática. Para ello hace uso del conocimiento del modelo dinámico de la marcha, el cuerpo humano y la prótesis. Además de las herramientas de análisis y diseño aportadas por la teoría de control (representación interna, estado, estabilidad, control PID, control inteligente, adaptable, etc.). Es evidente que el modelo dinámico del cuerpo humano, es fuertemente no lineal, multivariable, acoplado y de parámetros variantes, por lo que en general su control es extremadamente complejo.

Por otra parte la lógica difusa presenta ventajas cuando los sistemas son no lineales, puesto que no se requiere de los modelos a priori para implementarla, es suficiente con conocer el comportamiento del sistema. Por otro lado cuando en los sistemas sus parámetros cambian debido a diferentes factores, como cambios en el ambiente, envejecimiento, etc. La lógica difusa o en su caso el control difuso mantiene un buen comportamiento del sistema en comparación con sistemas de compensación convencional por lo que en este trabajo se presenta un control en lazo cerrado difuso y el esquema de control propuesto se presenta en la Figura 5.12 y se explica a detalle, cada una de las partes que lo conforman en los siguientes apartados.

5.3.1. Control Difuso Proporcional e Integral (PI)

La ecuación dada a un controlador convencional PI es:

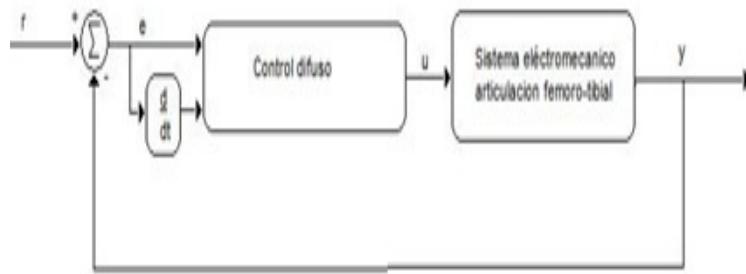


Figura 5.12: Control difuso

$$u = K_P e + K_I \int e dt \quad (5.29)$$

Donde K_P y K_I son las constantes de proporcionalidad e integral respectivamente. Por lo tanto la ecuación anterior puede ser transformada a una expresión equivalente, con el propósito de eliminar la integral de error; quedando dicha expresión de la siguiente manera:

$$\dot{u} = K_P \dot{e} + K_I e \quad (5.30)$$

Con la ecuación anterior se considera a la e y \dot{e} las variables de entrada, y la \dot{u} la variable de salida del control difuso PI.

5.3.2. Control Difuso Proporcional y Derivativo (PD)

La ecuación dada a un controlador convencional PD es:

$$u = K_P e + K_D \frac{de}{dt} \quad (5.31)$$

Donde K_P y K_D son las constantes de proporcionalidad y derivativa respectivamente. Por lo tanto la ecuación anterior puede ser transformada a una expresión equivalente, quedando de la siguiente manera:

$$u = K_D \dot{e} + K_P e \quad (5.32)$$

5.3.3. Difusificación

En la difusificación los valores de entrada son comparados con las funciones de membresía almacenadas para obtener el grado verdad de cada función de membresía para cada entrada. El grado de verdad puede variar de 0 % valor hexadecimal de 00 hasta 100 % ó en hexadecimal FF. esto en el eje y, mientras que el eje x representa el rango de los posibles valores que puede tener la variable de entrada.

Las entradas del control difuso son: error y el cambio del error, que se calculan de la siguiente manera:

$$\text{error} = P_{ref} - P_{actual} \quad (5.33)$$

$$\delta\text{error} = \text{error}_{\text{anterior}} - \text{error}_{\text{actual}} \quad (5.34)$$

Donde:

P_{ref} = Punto de consigna o posición de referencia

P_{actual} = Posición actual del motor

La salida del control difuso es: ΔV_a

5.3.4. Poniendo el Conocimiento de Control Dentro de la Base de Reglas

Descripción lingüística.

Las casillas en color representan la acción a tomar.

La primera variable lingüística que es el error, tiene asignados los siguientes términos:

Negativo

Cero

Positivo

Δe	e	Negativo	Cero	Positivo
Negativo		Bajar mucho	Bajar	Bajar
Cero		Bajar	Nada	Subir
Positivo		Subir	Subir	Subir mucho

Figura 5.13: Base de 9 reglas

La segunda variable lingüística que es el cambio del error, tiene asignados los siguientes términos:

Negativo

Cero

Positivo

Mientras que la variable lingüística de acción, se le asignan los siguientes términos:

Bajar mucho

Bajar

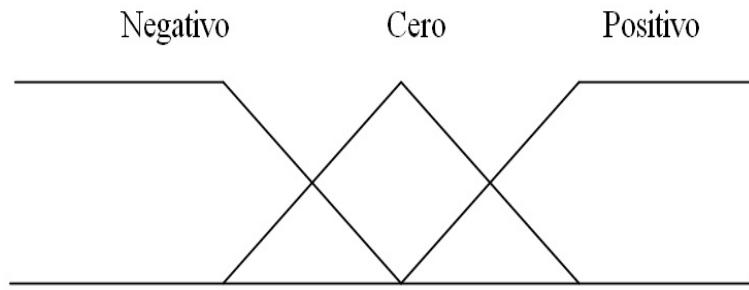
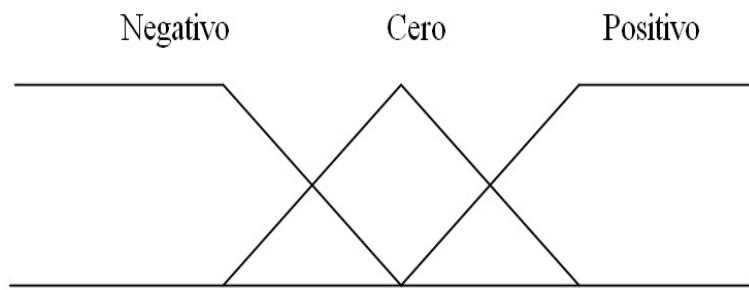
Nada

Subir

Subir Mucho

Se realiza el control con 3 funciones de membresía de tipo triangular, las cuales se grafican a continuación.

El método de dedifusificación utilizado es el centro de máximos (CoM Centre of Maximum), que es una de las técnicas más utilizadas en aplicaciones de control. Este método permite que la salida asuma cualquier valor dentro de los especificados en el rango de

Figura 5.14: Valores para el e Figura 5.15: Valores para el Δe

salida.

El control físicamente desarrollado primero se propone un PI clásico en tiempo discreto y se desarrolló el algoritmo, después se realiza el control difuso.

El control de la rodilla se encuentra desarrollado en el microcontrolador de Freescale MC9S12GC32, Programado en CodeWarrior 4.7.

Las casillas en color representan la acción a tomar.

La primera variable lingüística que es el error, tiene asignados los siguientes términos:

Negativo grande

Negativo

Cero

Δe	Negativo grande	Negativo	Cero	Positivo	Positivo grande
Negativo grande	Bajar mucho	Bajar mucho	Bajar mucho	Bajar	Nada
Negativo	Bajar mucho	Bajar mucho	Bajar	Nada	Subir
Cero	Bajar mucho	Bajar	Nada	Subir	Subir mucho
Positivo	Bajar	Nada	Subir	Subir mucho	Subir mucho
Positivo grande	Nada	Subir	Subir mucho	Subir mucho	Subir mucho

Figura 5.16: Base de 25 reglas

Positivo**Positivo Grande**

La segunda variable lingüística que es el cambio del error, tiene asignados los siguientes términos:

Negativo Grande**Negativo****Cero****Positivo****Positivo Grande**

Mientras que la variable lingüística de acción, se le asignan los siguientes términos:

Bajar mucho**Bajar****Nada**

Subir

Subir Mucho

Se realiza el control con 5 funciones de membresía de tipo triangular, las cuales se grafican a continuación.

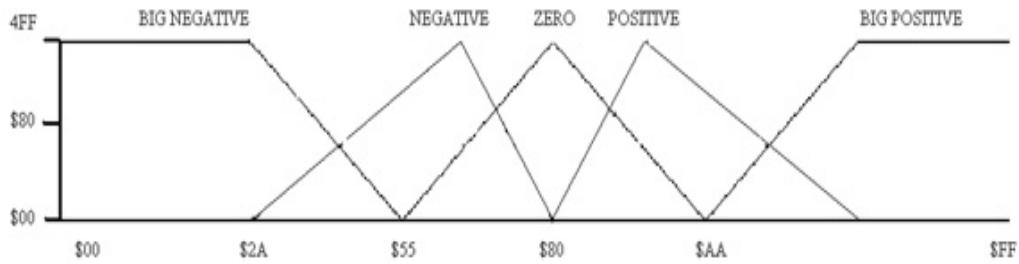


Figura 5.17: Valores para el e (5)

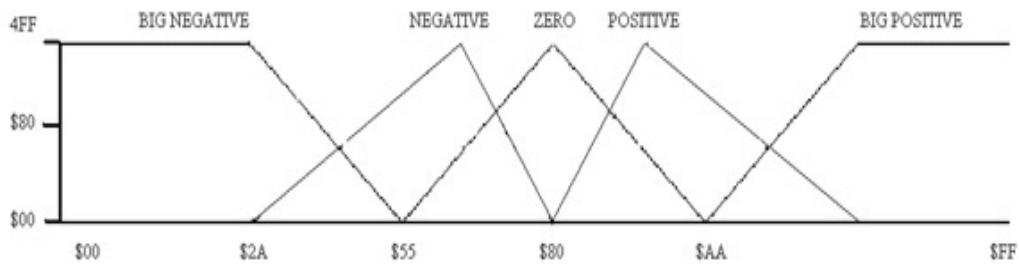


Figura 5.18: Valores para el Δe (5)

El método de dedifusificación utilizado es el centro de máximos (CoM Center of Maximum), que es una de las técnicas más utilizadas en aplicaciones de control. Este método permite que la salida asuma cualquier valor dentro de los especificados en el rango de salida.

5.3.5. Evaluación de Reglas

La evaluación de reglas es la parte principal del programa de inferencia con lógica difusa. En este trabajo se utiliza la instrucción REV, para evaluar sin considerar los pesos

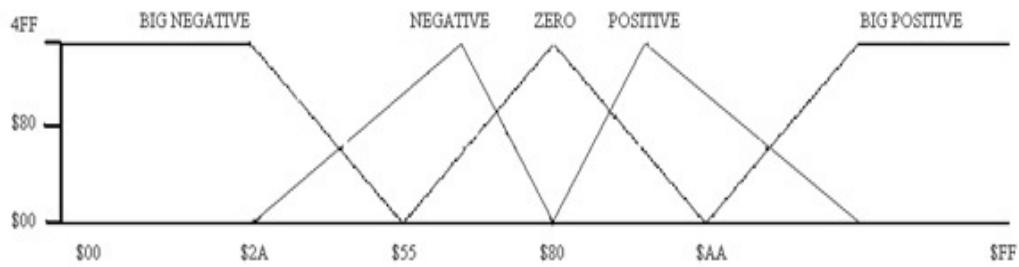


Figura 5.19: Valores para la salida (5)

en las reglas. En otras palabras, cada regla tiene la misma importancia.

Los antecedentes se conectan por medio del operador lógico AND que es el único que permite utilizar este microcontrolador. Si dos reglas afectan la misma salida difusa, la función que es más verdadera gobierna el valor difuso de la salida, así que las reglas están conectadas por el operador de implicación difuso lógico de tipo OR.

El resultado de la evaluación de reglas es una tabla de sugerencias, y los resultados no pueden ponerse directamente en la salida del sistema debido a la ambigüedad, ya que una regla puede indicar una salida alta con grado de verdad de 40 %, mientras que otra puede realmente sugerir una salida promedio con un 25 % de grado de verdad. La dedifusificación resuelve esta ambigüedad.

5.3.6. Dedifusificación

La parte final del programa es combinar los valores generados en la evaluación de reglas para obtener una salida que incluya todas las recomendaciones de la evaluación. En la salida se utilizan barras, como funciones de membresía. Mientras que en las entradas el eje x representa el rango de posibles valores para la salida, las funciones de membresía tipo barra consisten en una posición en el eje x para cada etiqueta.

Las salidas difusas corresponden a la altura en el eje y, con su función de membresía de salida correspondiente.

El método usado para dedifusificar es el centro de máximos (CoM), y es calculado como se muestra de la siguiente manera, ecuación 5.35.

$$\text{salidadelsistema} = \frac{\sum_{i=1}^n S_i F_i}{\sum_{i=1}^n F_i} \quad (5.35)$$

Donde:

n es el número de etiquetas de la salida del sistema

S_i son las posiciones de las barras en la base de conocimiento

F_i son la salidas difusas en la RAM

5.3.7. Implementación

La implementación del algoritmo se lleva a cabo en el CPU del microcontrolador MC9S12, de Freeescale y es probado en dos tarjetas de evaluación, la primera con el microcontrolador MC9S12E64 y la segunda con el MC9S12GC32.

La diferencia de la implementación radica en que en el mc9s12e64 la salida de control es realizada por medio del convertidor analógico digital (ADC), el cual no esta integrado a la arquitectura del MC9S12GC32, en este último se utiliza la modulación de ancho de pulso (PWM) para generar la señal de control. En la figura 4 se muestra el equipo utilizado.

La tarjeta de evaluación trabaja a con un ocilador externo de 8 Mhz, donde el bus interno se configura a 24Mhz. El procesamiento principal es realizado por medio de una interrupción en tiempo real (RTI), que se programo par ocurrir cada 1 ms aproximadamente, además se utiliza un contador que permite iniciar la conversión del ADC, y permite además modificar el tiempos en que se llevara a cabo cada conversión y ciclo de cálculo, en este trabajo se utiliza un periodo de 10 ms, que se logra con un valor de contador de 9, lo que indica que el muestreo se realiza 100 veces por segundo

La salida de PWM se configura a 10Khz y está conectada a una tarjeta de evaluación de electrónica de potencia KIT33887DWBEVB de Freescale, para proveer las corrientes y voltajes del motor.

5.3.8. Resultados

Para corroborar el tiempo que el microcontrolador tarda en realizar el cálculo del sistema difuso, se utiliza una señal que pasa de un estado encendido al iniciar el cálculo en el microcontrolador y al término del cálculo retoma su estado bajo, esto se programa en un puerto de la tarjeta y es posible observar el comportamiento en la Figura 5.20.

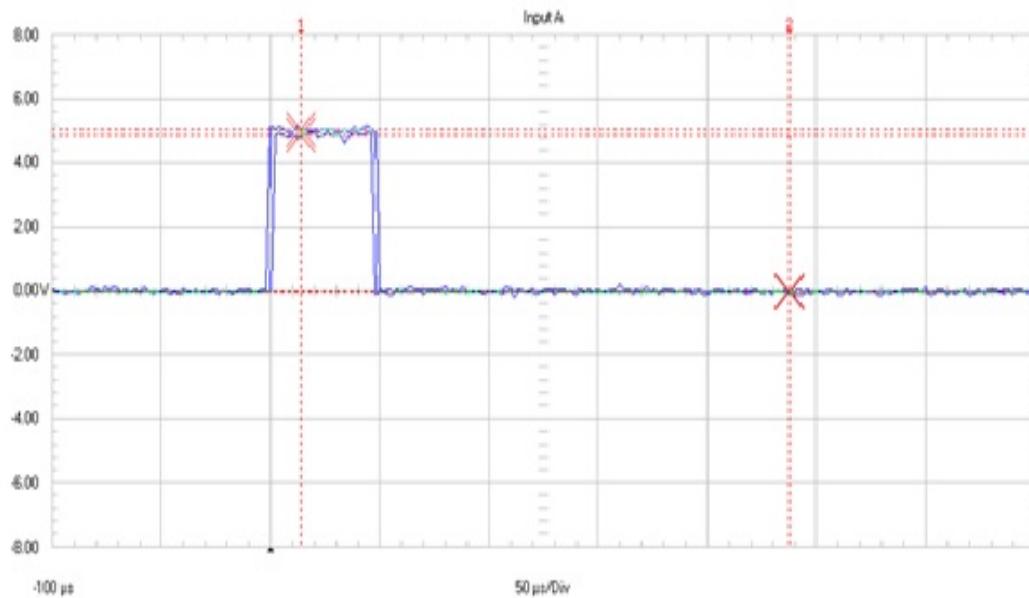


Figura 5.20: Señal que muestra el tiempo de cálculo del algoritmo difuso

En la Figura 5.21 es posible observar el tiempo de muestreo y su relación con el tiempo de cálculo del algoritmo difuso, esta figura muestra un tiempo de cálculo para el algoritmo difuso de aproximadamente 48 us, y un periodo de 10ms. Lo que corresponde a la configuración realizada en el microcontrolador.

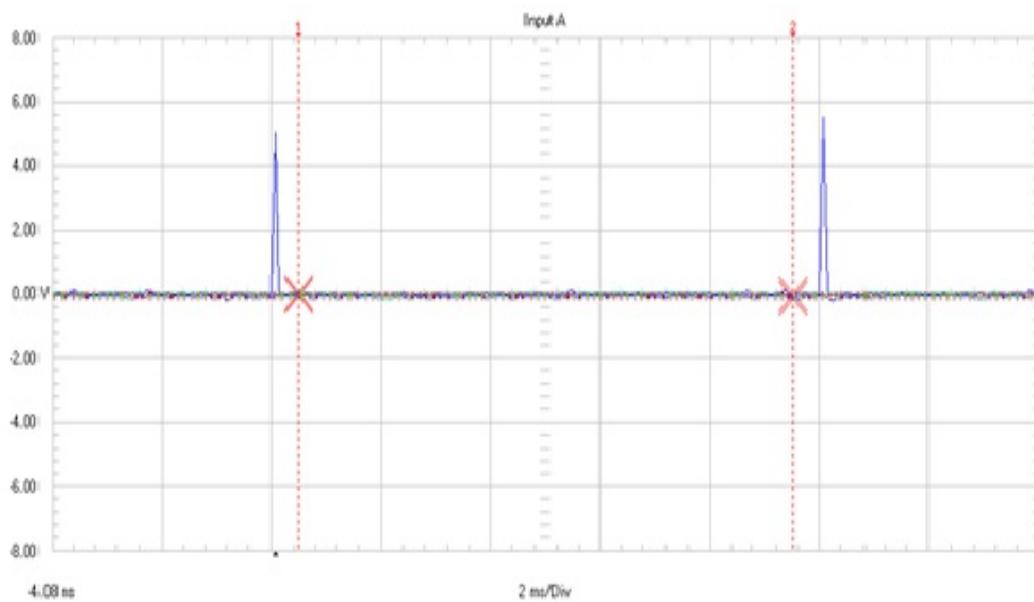


Figura 5.21: Período de muestreo y tiempo de cálculo del algoritmo

El sistema completo es probado con una señal con un periodo de 600ms, en forma de rampa, y una caída abrupta de 50ms, el comportamiento del sistema con el control difuso aparece en la figura 5.22, y se observa que el sistema sigue al punto de consigna con pequeñas oscilaciones que duran en la rampa por un tiempo aproximado de 400ms.

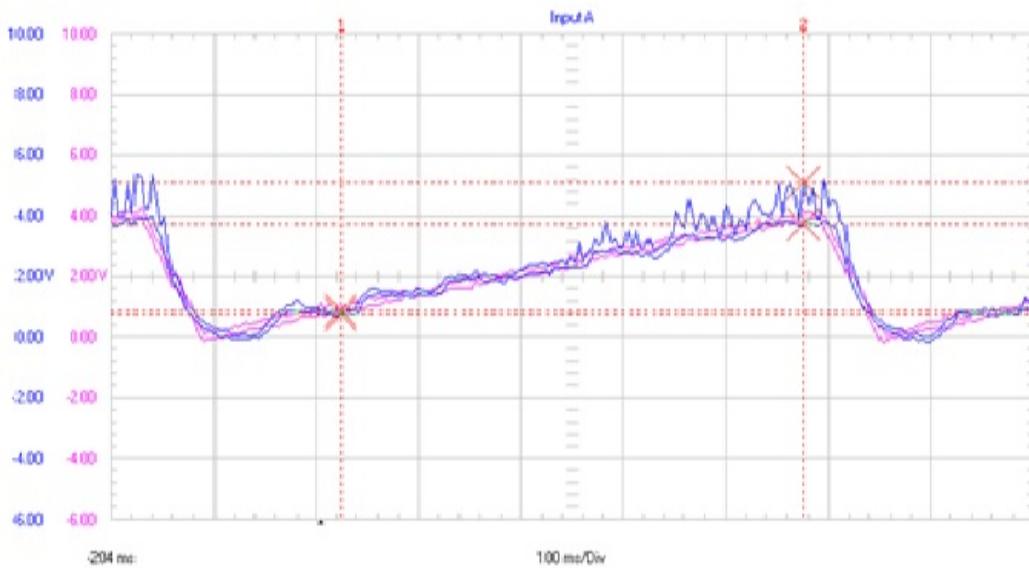


Figura 5.22: Respuesta del control difuso a una señal tipo rampa

5.4. Discusión

Resumiendo lo presentado anteriormente es posible decir que las prótesis transfemorales son complicadas para diseñar, puesto que:

- En la fase de doble soporte, al caminar, el sistema forma una cadena cinemática cerrada. Así se convierte en una estructura dinámicamente indeterminada.
- El mecanismo del aparato locomotor humano es redundante.
- Además el control en lazo cerrado o abierto requieren la trayectoria lo cual es desconocido en el avance.
- Y por si fuera poco las perturbaciones son altamente plausibles.

Es fácil con esto comprender la gran complejidad en el desarrollo de estos sistemas, resolver el problema de la cinemática cerrada, general el control dinámico en tiempo real y aun si esto fuera posible existe el problema, de cómo generar la trayectoria en el avance, cuando esto depende del paciente y no existe ninguna conexión física entre la prótesis y el discapacitado.

Uno de los enfoque en este trabajo, es encontrar una forma de generar una trayectoria en el avance de la marcha, se utiliza para esto la gran capacidad de las redes neuronales para relacionar patrones, los patrones de entrada son las aceleraciones del fémur, con lo cual damos el control al discapacitado. Así por medio de la aceleración que el ejerza en el fémur, podrá dar ciertas acciones a la prótesis, (los ángulos que se generan en la rodilla), claro para esto se requiere previamente un entrenamiento de la red para saber que aceleraciones corresponde a cada ángulo.

La red neuronal, se desarrolló en este trabajo dentro del microcontrolador, y al principio se entrena en tiempo real, reproduciendo las señales de aceleración y ángulo con una computadora, el problema de este método es la gran cantidad de tiempo, que se requiere para entrenar la red sin encontrar resultados adecuados.

En este caso se recomienda, adquirir datos en tiempo real para diferentes situaciones, y que la prótesis fuera de uso o cuando el discapacitado no la use, la prótesis pase a estado de entrenamiento.

Otra es la de entrenar el sistema, con bases de datos y una red neuronal programada en una computadora, para después descargar la información del entrenamiento dentro de la prótesis. Este método resulta mejor en función al tiempo de implementación, sin embargo limita al sistema a una computadora, y a hacerlo fuera de línea.

Las pruebas con la red neuronal se hicieron con diferentes combinaciones, de número de capas, numero de neuronas y funciones de activación. Que van desde poner tres neuronas en la capa de entrada, utilizar una sola capa oculta con seis neuronas y una neurona en la capa de salida, hasta encontrar una red lo suficientemente pequeña que solucionara el problema dentro de un tiempo adecuado. Con esto la red finalmente propuesta tiene 3 neuronas en la capa de entrada, dos capas ocultas con 18 y 6 neuronas respectivamente y una neurona en la capa de salida.

Con esta red es posible que la prótesis reproduzca la marcha normal con solo información de la aceleración del fémur.

No solo es importante proveer la trayectoria en el avance, sino también asegurar el seguimiento del punto de consigna, para esto se desarrolla el control convencional PID, pero evidentemente este algoritmo depende de los parámetros del sistema para su bien funcionamiento, por lo que también se desarrolla un control difuso, el cual a priori no necesita del modelo del sistema para su buen funcionamiento, es decir que los parámetros del sistema pueden cambiar y el control difuso dará una buena respuesta.

Otro punto importante es el tiempo en el cual estos algoritmos son resueltos, la programación y desarrollo del control difuso son más complejos que el simple PID, sin embargo lo encontrado en este trabajo demuestra que es más rápido resolver el PI difuso que el PID, convencional. La parte derivativa en el convencional requiere más recursos para ser calculada, sin embargo el desarrollo del PD difuso lleva el mismo tiempo de cálculo que el integrar, así que aun con dos controles difusos uno PI y otro PD el difuso, tiene menor tiempo de cálculo.

Aun con el control difuso se encontraron ciertas desviaciones en el seguimiento del sistema, por lo cual es recomendable modificar el lazo de control y poner una prealimentación de carga el sistema para reducir aún más este fenómeno.

5.5. Sumario

Al principio de este capítulo se detalla el esquema general de control, utilizado para reproducir la marcha, y los cuatro objetivos de control que corresponde a cuatro de las cinco fases de la marcha.

Se expone el algoritmo utilizado para implementar la red neuronal en el mirocontrolador, los métodos de entrenamiento y cuál fue el entrenamiento utilizado fuera de línea que dio mejores resultados, en esta sección se muestran también los resultados del entrenamiento obtenidos en Matlab.

Se muestra la forma de cómo implementar un control convencional Proporcional Integral Derivativo, en un microcontrolador, haciendo especial énfasis en el manejo de números con punto flotante. Se muestran los resultados de las pruebas realizadas al control con-

vencional ya implementado.

También se presenta el esquema del control difuso PI utilizado y las características que este posee, que incluyen el tipo de funciones de membresía, la base de reglas y el tipo de dedifusificación. Se exhiben también los resultados de la implementación del control difuso en un microcontrolador.

El siguiente capítulo se enfoca en la integración de los controles, y las pruebas de al control completo, además de ensamblar el mecanismo propuesto en la prótesis transfemoral y mostrar las características resultantes de este.

Capítulo 6

Pruebas y Resultados

En la Figura 6.1, se muestran los equipos usados en este trabajo.

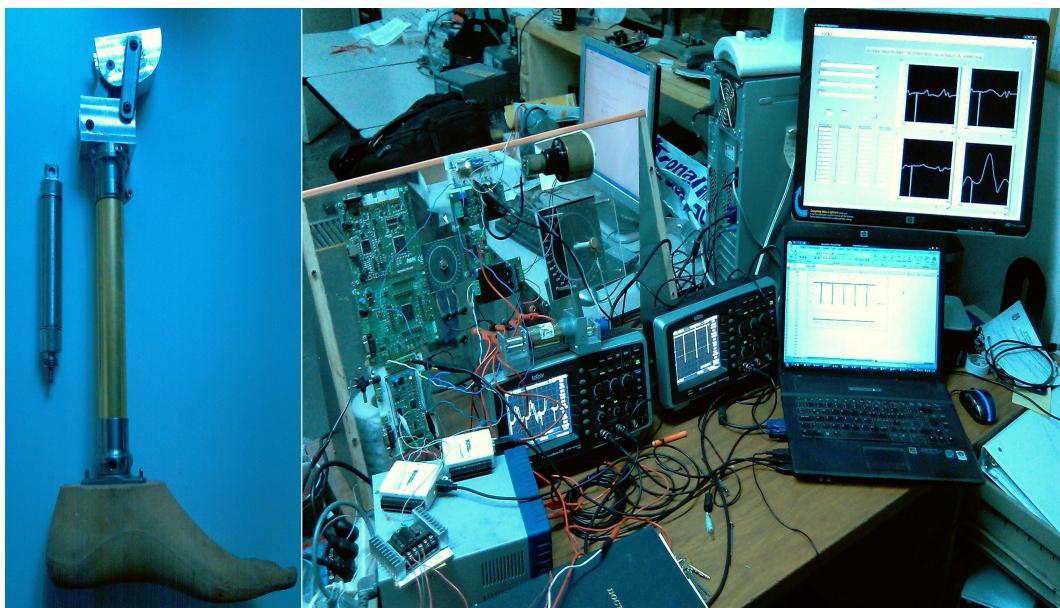


Figura 6.1: Equipos para realizar las pruebas

Se utiliza el acelerómetro ADXL330 el cual es pequeño, delgado y de bajo consumo de energía. Es un acelerómetro tipo MEM completo de tres ejes, con un acondicionador de señal de voltaje a la salida para cada eje, todo en un simple circuito integrado monolítico. Este acelerómetro mide dentro de un rango con escala máxima de $\pm 3g$ y puede medir aceleración estática de la gravedad en aplicaciones de medición vertical, como también aceleración dinámica que es resultado del movimiento, golpes o vibraciones, se utiliza

tambien un potenciómetro de precision con valor de 10k , el programa se desarrolla en la plataforma LabView version 8.6, en una computadora con Windows 7, con Intel Core I7, sistema operativo de 64 bits, con memoria de 4.00 Gb, cabe mencionar que todos los programas se realizaron en la misma computadora. El sistema de adquisición de datos es una tarjeta NI USB-6008, que cuenta con 8 entradas, con resolución de 12 bits, a una velocidad de 10ks/s.

El sistema para la implementación de los algoritmos de control se realiza en el CPU MC9S12, de Freescale y probado sobre dos tarjetas de evaluación, la primera con el microcontrolador MC9S12E64 y la segunda con el MC9S12C32. La diferencia en la implementación es que en el MC9S12E64 la salida de control es un convertidor digital analógico (CDA), el cual no está integrado en el MC9S12GC32. En este último, se utiliza la salida de modulación de ancho de pulso (PWM) para generar la señal de control y una velocidad de procesamiento de 25 MIP'S (Millones de instrucciones por segundo). El programa para realizar los algoritmos es Metrowerks CodeWarrior Versión 5.0.



Figura 6.2: Mecanismo de la rodilla

La protesis esta máquinada en acero 316 y se muestra en la Figura 6.2, y la red Neu-

ronal fue entrenada en Matab R2010A. Para las estapas de amplificacion para el control de los motores, se utilizaron tres diferentes sistemas, el primero basado en el mc3388 de Motorola, con capacidad de manejar de 5 Amperes y 40 volt, la otra basada en Mosfets de potencia de IRD1Z48V que soportan hasta 20 Amperes y 50 volts y finalmete una tarjeta sabertooth con capacidad de 48 volts y 50 Amperes.



Figura 6.3: Mecanismo de la rodilla con base para colocar el sistema electrónico

En esta tesis se desarrollaron dos prótesis, una completamente mecánica y otra con una modificación en la base para poder soportar, los actuadores y el equipo electrónico, esta se muestra en la Figura 6.3. La flexión máxima que se alcanza con esta configuración, ya armado el conjunto de la prótesis transfemoral es de 130° , permite un ajuste del corrimiento frente a la línea de carga gracias a la pirámide móvil, que se ensambla sobre

la base superior. No posee ningún tipo de sistema de frenado por fricción. Sin embargo el paciente es capaz de poner todo el peso de su cuerpo sobre la prótesis al estar de pie y esta mantiene la estabilidad. Un ejemplo de esto es la figura 6.4 en donde se observa la prótesis mantenerse recta sin ayuda de ningún actuador.



Figura 6.4: Ensamble parte baja

Es posible empezar a flexionar la prótesis y notar cuando el centro instantáneo está alineado con la línea de carga, esto sucede al alcanzar — grados de flexión, después de este punto el paciente tendrá que ejercer fuerza por medio de la cadera para lograr la estabilidad. La figura 6.5 muestra el ensamblaje completo de la prótesis. Antes de este punto

sucede el caso contrario, es decir, el paciente tendrá que ejercer un momento en la cadera para poder flexionar la rodilla e intentar sacarla de la estabilidad.



Figura 6.5: Prótesis transfemral completa

En la figura 6.6 se observa la prueba realizada al control convencional PID en lazo cerrado, conectado al motor. La señal de consigna en este caso, es un escalón, el compensador responde, con un tiempo de estabilización de 40ms, y llega por primera vez al punto de consigna en 15 ms, después presenta dos pequeñas oscilaciones con lo que finalmente, regula la señal para permanecer con una desviación de 0.

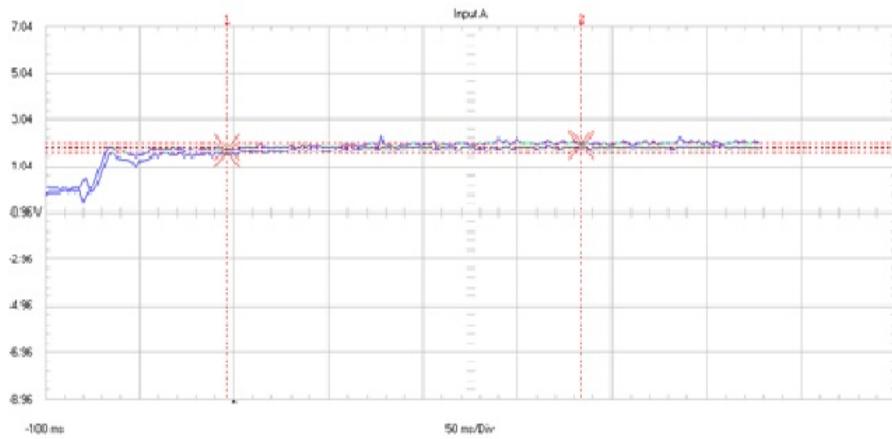


Figura 6.6: Respuesta en lazo cerrado del control PID

Al control difuso se le hicieron varias pruebas, cerrando el lazo de control con un motor de corriente directa, como observar su comportamiento a señales de consigna de tipo diente de sierra, como se presenta en el capítulo anterior o un seguimiento a un escalón. En este caso, se le presenta a la entrada una señal aleatoria suave, con períodos de aproximadamente de 500ms, como se observa en la Figura 6.7. Esta frecuencia es dos veces más rápida que la encontrada en los estudios de marcha realizados. El control sigue muy de cerca a la señal de consigna, las zonas de mayor desviación se presentan cuando la posición hace cambiar el sentido de giro de los motores.

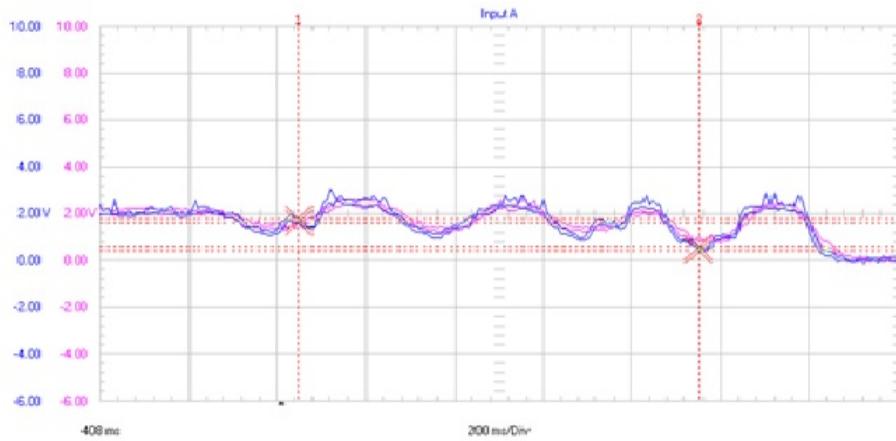


Figura 6.7: Respuesta en lazo cerrado del control difuso

En la Figura 6.8, es posible observar la salida de la red neuronal ya entrenada y la señal objetivo, la parte más complicada de aprender para la red es la fase de apoyo, pues en esta se presentan varios cambios bruscos en la aceleración, y con otras redes presentaban pequeñas discrepancias con el objetivo.

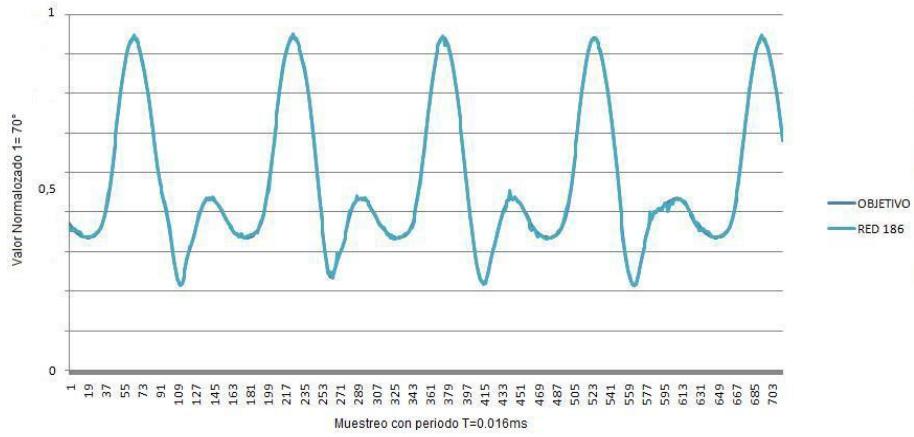


Figura 6.8: Resultados de la identificación con la red neuronal

Aquí es posible observar que en la fase de apoyo del cuarto paso, existe una diferencia notable con respecto a los pasos iniciales, sin embargo la red responde de manera adecuada, a ese cambio. Las señales de los acelerómetros para el entrenamiento fueron filtradas, con el fin de solo tener las aceleraciones producidas por el movimiento de los segmentos del cuerpo, el filtro es un pasa bajas con frecuencia de corte de 20Hz.

Después de probar el buen funcionamiento de los controles, se integró la red neuronal al lazo de control, la figura 6.9 representa el tiempo de cálculo que al microcontrolador le lleva realizar todo el proceso.

Para lograr esto al principio del algoritmo se hace encender un bit, que cambia la señal en un puerto físico del microcontrolador, y cuando el algoritmo ha terminado de realizar la identificación con la red neuronal y la parte de control difuso, el mismo bit es cambiado a estado bajo. Así el tiempo de encendido de este puerto es el tiempo que el sistema tarda en resolver todo el algoritmo, la red neuronal implementada es resuelta en 15.5 ms, mientras que el control difuso es resuelto en aproximadamente 50 us, es decir que

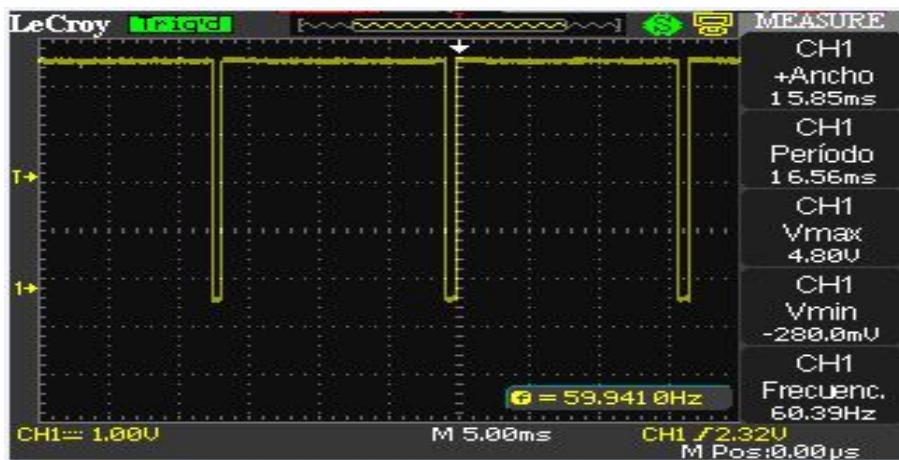


Figura 6.9: Tiempo de cálculo del algoritmo completo red neuronal y control difuso

la red neuronal consume la mayor cantidad de tiempo de cálculo y es la que realmente define la ventana de control.

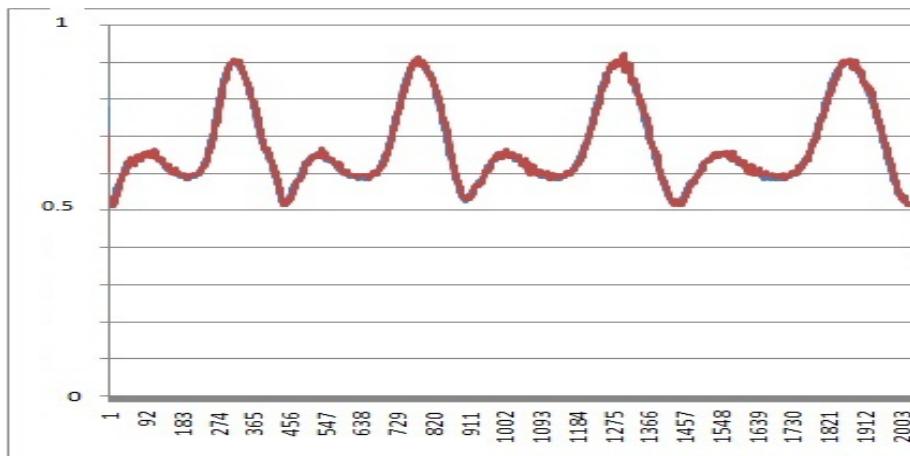


Figura 6.10: Resultados disminuyendo la frecuencia del paso

Los resultados de la integración de la red neuronal y el sistema difuso, se exponen en la Figura 6.10. Las pruebas se realizaron por medio de la reproducción de los datos de la marcha adquiridos para el entrenamiento de la red, por medio de una computadora y las tarjetas USB6008, las cuales poseen dos canales de salida analógica, por lo que se usaron dos tarjetas, para la generación de las señales. Tres señales son las aceleraciones del fémur, y una cuarta es el ángulo de la rodilla, esta ultima es con fines de tener una

señal con que comparar el sistema de control, en la Figura 6.10, la señal que se espera es la de color azul, mientras que la señal del sistema controlado, se observa en rojo. Las dos señales en este caso se encuentran superpuesta una sobre la otra, por lo que solo es posible distinguir la línea roja, esta prueba se realizó sin carga y los datos corresponden a una disminución en la frecuencia de los pasos en el avance.

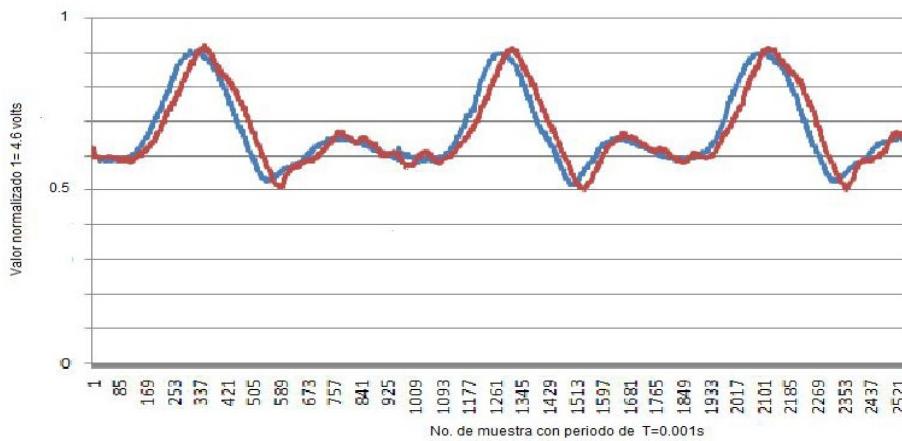


Figura 6.11: Resultados de la integración del sistema electrónico

La interfaz desarrollada en LabView permite reproducir los datos del estudio con diferentes tiempos y etapas. En la figura 6.11 se muestra el resultado del sistema de control con un solo paso, que se repite cíclicamente. La diferencia con el caso anterior es que a la salida del motor se coloca un freno, para simular una carga. Con esto el control, empieza a dejar de alcanzar la señal deseada, y existe una diferencia entre la respuesta del sistema y el punto de ajuste, cabe mencionar que el control difuso es el que provee un retraso en el seguimiento de la señal de consigna.

Finalmente, se realiza una prueba en la que se generan las señales de aceleración sin filtrar, además de que se deja el freno y se varía fuera del rango de entrenamiento la frecuencia de la marcha. La Figura 6.12 muestra los datos obtenidos de esta prueba, en la cual los valores de la señales no filtradas provocan que la salida del sistema siga de forma general, la señal de consigna, pero presentando diferentes picos que no corresponden a la señal deseada. De igual forma la línea de color azul es la señal ideal que se pretende reproducir, mientras que la señal de color rojo es la respuesta del sistema.

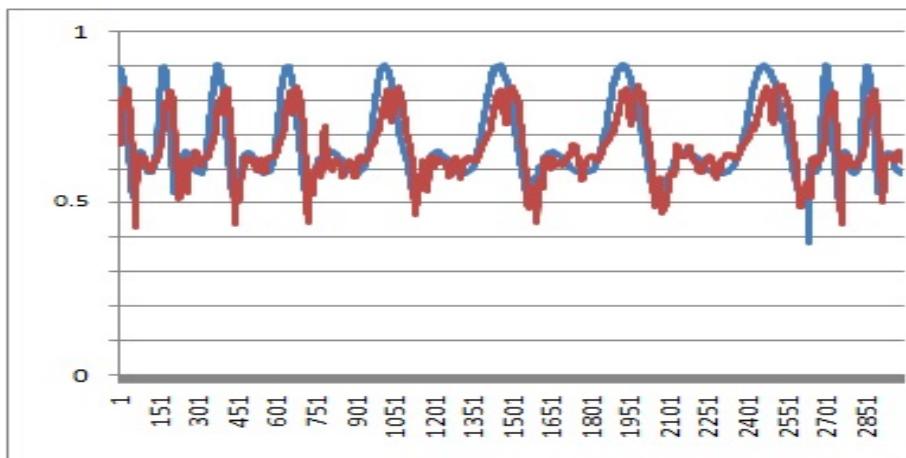


Figura 6.12: Resultados a diferentes frecuencias y sin filtrar las señales

6.1. Discusión

Los datos obtenidos, demuestran que con una red neuronal con 3 neuronas de entrada, 18 en la primera capa oculta, 6 en la segunda capa oculta y una neurona en la capa de salida, con retropopagación del error y un entrenamiento con el método de Levenberg Marquardt, es suficiente para ser suficiente para reproducir la marcha con una frecuencia de 100 a 120 pasos por minuto. Sin embargo, cuando se ejerce un par constante al motor, el sistema empieza a tener pequeñas desviaciones. Para corregir esto, es posible modificar el lazo de control difuso con una retroalimentación de carga.

La limitante de la implementación de la red neuronal, es que necesita grandes cantidades de operaciones para su solución, este fenómeno limita su aplicación en arreglos que requieren soluciones en tiempo real, como es el caso de las prótesis.

Es necesario recolectar mayor información con acelerómetros MEM'S, de la marcha normal, por ejemplo el caso específico de iniciar un paso, o detener la caminata, sentarse entre otros caso y continuar con la búsqueda y entrenamiento de una red que sea capaz de responder a todas estas circunstancias que se presentan al caminar. El problema fundamental es que entre mayor sea la cantidad de patrones que se necesiten aprender,

mayor será el tamaño de la red neuronal y más tiempo cálculo se necesitará para resolverla.

Otro problema importante, es el ruido presente en las señales, que corresponde a impactos del pie con el piso, por dar un ejemplo y las frecuencias que salen del rango de las alcanzadas por el ser humano, el problema es que en las señales encontradas se pueden observar varios picos, los cuales a las redes neuronales les es difícil aprender. Para resolver este fenómeno es necesario, programar e implementar filtros, los cuales al inicio dan un retardo a la señal, y por si fuera poco también necesitan tiempo de cálculo, para tres señales de las tres aceleraciones que se adquieren, para identificar la marcha. Actualmente se han desarrollado acelerómetros MEM'S, en los cuales son capaces de entregar una señal filtrada, es decir que es posible elegir un filtro, ya sea del tipo pasa bajas o pasa altas, estos nuevos dispositivos pueden ser ocupados para liberar al microcontrolador del cálculo de los filtros y ocupar ese tiempo en resolver otro algoritmos.

6.2. Sumario

En este capítulo, se presenta el mecanismo de la rodilla terminado y ensamblado en la prótesis transfemoral, con sus diferentes características de control voluntario de la estabilidad.

Se exponen los resultados del compensador PID, sistema de control difuso y los resultados de la identificación de la red neuronal de retropropagación del error.

Por último, se presentan los datos obtenidos al integrar la red neuronal para generar el ángulo de consigna y el control difuso para asegurar el seguimiento de esta señal. Estos dos algoritmos son implementados en el microcontrolador MC9S12GC32, cabe señalar que se uso un sistema electrónico que trabaja en los cuatro cuadrantes del motor y soporta 25 amperes y 50 volts.

Conclusiones

Una vez desarrollado el sistema de adquisición, de las diferentes aceleraciones que se producen en el miembro inferior y la goniometría de la rodilla, el sistema para la identificación de las fases de la marcha, los algoritmos de control y haber integrado las diferentes partes, se paso a la fase de pruebas y procesamiento de datos. La información que de estos se generó, conjuntamente con los respectivos análisis, permiten presentar el siguiente conjunto de conclusiones.

En cuanto a recopilar los datos que se generan en la marcha normal, que incluyan las aceleraciones producidas en la sección del fémur y los ángulos generados en la rodilla de personas sanas, se precisa que la información obtenida presenta pequeñas diferencias normales, entre un paso y otro, que responden a la naturaleza de la variabilidad en estudios de la marcha, según lo presentado en el marco teórico y cualitativamente similares a la información reportada en otros estudios, utilizando otros métodos, mostrados en el mismo capítulo. Esto indica que los datos obtenidos con el sistema son confiables para su uso en el análisis de la marcha y que el sistema de adquisición de datos desarrollado constituye un nuevo método para realizar análisis de la progresión directa, basado en acelerometría con micro-electro-máquinas sincronizadas con un electrogoniómetro digital.

En materia de establecer un sistema que tenga la habilidad de identificar las diferentes etapas de la marcha, midiendo las aceleraciones de la sección femoral y genere el ángulo de ajuste al mismo tiempo, se establece una red neuronal artificial de retropropagación del error, que es entrada fuera de línea, con los datos obtenidos de la acelerometría y goniometría, para generar los ángulos de ajuste en el avance de la marcha. La red neuronal final cuanta con tres neuronas de entrada, 18 neuronas en la capa oculta, 6 neuronas en la segunda capa oculta y una neurona en la capa de salida, como se observa en los resultados, este sistema es suficiente para aprender a generar el ángulo en la marcha para la

rodilla, dependiendo de la aceleración de la sección femoral, para una velocidad específica.

Con respecto a buscar un método que permita en una prótesis de rodilla la flexión y extensión en la fase de apoyo, se encontró que debido a la trayectoria de la poloide en una prótesis pasiva de control voluntario y en combinación con el actuador (en este caso un motor eléctrico), es factible proporcionar flexión y extensión en la fase de apoyo, con esta composición se disminuye la fuerza aplicada por la cadera y el actuador no tiene que ejercer las fuerzas excesivas encontradas en otros modelos de prótesis. Por otra parte, el mecanismo de control voluntario provee una marcha aceptable aun en la ausencia del sistema de control, pero sin satisfacer las características encontradas en la marcha normal para la fase de apoyo.

Referente a establecer estructuras entre los sistemas inteligentes o algoritmos convencionales que tengan la capacidad de utilizar los ángulos generados, se establecen dos estructuras:

- La primera una red neuronal para identificar la marcha y un compensador tipo PID para el control del sistema.
- En el segundo, el control convencional es sustituido por un PI difuso.

La implementación de estos dos algoritmos en el micro controlador, demuestra que el tiempo de cálculo es menor para el sistema difuso, considerando que este fue implementado en un sistema que tiene soporte para estos algoritmos. Ambas estructuras son capaces de seguir el ángulo de ajustes con un mínimo de error en la prótesis, sin embargo el sistema difuso da mejor respuesta a cambios de parámetros. Por otra parte la implementación de los algoritmos inteligentes implica el conocimiento a nivel ensamblador del sistema, para el manejo de datos y variables en lenguaje de bajo nivel, que de otro modo en el lenguaje de alto nivel costaría mayor tiempo de cálculo.

Finalmente, en lo que se refiere a desarrollar un sistema de control, capaz de reproducir la marcha normal en personas que han sufrido una amputación transfemoral, se integra un sistema de tercera generación, usando un algoritmo híbrido, con una red neuronal para generar el ángulo de ajuste y al final un control difuso para hacer la compensación en la prótesis, todo esto montado en la prótesis activa con un mecanismo de cuatro barras

y el actuador. Este conjunto permite reproducir la marcha normal en un paciente con amputación transfemoral, no solo en la fase de oscilación sino también logrando la flexión y extensión de la prótesis en la fase de apoyo, en un máximo de 10°, y manteniendo la comodidad del usuario. Sin embargo, este sistema solo es recomendable para personas que puedan ejercer (falta dato exacto) de fuerza en la cadera en forma regular. La estabilidad de la prótesis es lograda solo con el uso de la fuerza de la cadera y el actuador, si no se ejerce fuerza en la cadera, el sistema por sí solo no es capaz de mantener la estabilidad en la fase de apoyo, es por eso importante que la prótesis funcione sin la necesidad del actuador y el sistema de control, así el usuario puede elegir dependiendo del estrés en la cadera si continuar con el uso de la flexión en la fase de apoyo o solo con la oscilación en la fase de balanceo.

Finalmente, en lo que se refiere a desarrollar un sistema de control, capaz de reproducir la marcha normal en personas que han sufrido una amputación transfemoral, se integra un sistema de tercera generación, usando un algoritmo híbrido, con una red neuronal para generar el ángulo de ajuste y al final un control difuso para hacer la compensación en la prótesis, todo esto montado en la prótesis activa con un mecanismo de cuatro barras y el actuador. Este conjunto permite reproducir la marcha normal en un paciente con amputación transfemoral, no solo en la fase de oscilación sino también logrando la flexión y extensión de la prótesis en la fase de apoyo, en un máximo de 10°, y manteniendo la comodidad del usuario. Sin embargo, este sistema solo es recomendable para personas que puedan ejercer fuerza en la cadera en forma regular. La estabilidad de la prótesis es lograda solo con el uso de la fuerza de la cadera y el actuador, si no se ejerce fuerza en la cadera, el sistema por sí solo no es capaz de mantener la estabilidad en la fase de apoyo, es por eso importante que la prótesis funcione sin la necesidad del actuador y el sistema de control, así el usuario puede elegir dependiendo del estrés en la cadera, si continua con el uso de la flexión en la fase de apoyo o solo con la oscilación en la fase de balanceo.

Recomendaciones para Trabajos Futuros

En este trabajo se hizo énfasis en encontrar la manera de como reproducir la marcha con datos de acelerometría, obtenida de la sección femoral, y se presenta un estudio en el cual solo se utiliza lo encontrado en el avance en una superficie regular, los datos siempre se obtuvieron de una sola pierna, por lo que es necesario analizar la marcha por medio de acelerometría con micro-electro-maquinas, en ambas piernas y goniometría de las rodillas, en diferentes situaciones de avance, inclinación de la superficie, escaleras, subir a un auto, sentarse, etc. Con el fin de contar con una base de datos que nos permite entrenar el sistema para cualquiera de las dos piernas y diferentes situaciones comúnmente encontradas en la vida cotidiana.

Por otra parte la red neuronal es capaz de ser entrenada en tiempo real por lo que se propone el desarrollar un prototipo integral con micro-electro-maquinas, goniómetros, sistema mecánico además del microprocesador, en el cual se encuentre programada al red neuronal, con la finalidad de que aprenda los diferentes tipos de situaciones a los que se enfrenta un individuo en la vida cotidiana y poder comparar los resultados obtenidos con el entrenamiento obtenido con la base de datos. También es posible usar métodos de aprendizaje más agresivos para el entrenamiento de la red en tiempo real y es necesario para disminuir el tiempo en que converge la red.

Con las bases de datos y el comportamiento obtenido del entrenamiento de la red es posible proponer un sistema adaptable el cual, sea capaz de responder de forma satisfactoria aun a situaciones no previstas en el entrenamiento.

Con respecto al control de la prótesis es necesario, implementar diferentes tipos de

funciones de membresía en el control difuso en tiempo real y evaluar la factibilidad de su uso en el control de prótesis. También es importante investigar que tan factible es implementar un control difuso tipo Sugeno y que ventajas o desventajas presenta con respecto al Mamdami.

En el estado del arte se presentan diferentes tipos de prótesis cada una, muestra características que se desean en diferentes tipos de personas, por lo que es necesario optimizar la trayectoria de la poloide para prótesis, hiper-estabilizadas, de control voluntario y centro elevado. Esto es posible puesto que conocemos el área donde la prótesis es estable al contacto con el talón y al despegue del pie, los algoritmos genéticos o la búsqueda tabú pueden ser usados para este fin, aunque las funciones objetivo dependerían del tipo de prótesis a optimizar.

Una vez que las poloídes para los diferentes tipos de prótesis sean optimizadas, es necesario generar los mecanismos que cumplan con la trayectoria de los centros instantáneos de rotación, ya sea de 4,6 o 7 ejes. Con el incremento en la cantidad de barras se obtiene un mayor ángulo de flexión.

Las prótesis activas son poco tratadas en la literatura abierta debido a la gran cantidad de energía que necesitan para su funcionamiento, las prótesis de múltiples ejes poseen un control de la fricción en el avance, pero siguen siendo prótesis pasivas, la combinación de prótesis de múltiples ejes que permitan disminuir la fuerza que ejerce al paciente. Con las poloídes optimizadas y mecanismos de múltiples ejes que cumplan estas trayectorias, es factible utilizarlas con actuadores y es necesario cuantificar la cantidad de fuerza que deberá proporcionar el actuador en conjunto con la cadera en diferentes combinaciones y configuraciones del sistema.

Apéndice A

Ecuación de Estabilidad de la Rodilla

La figura A.1 muestra como se obtiene la ecuación refecu:, la cual da la magnitud del momento requerido en la cadera M_h , que se requiere para obtener la estabilidad en la rodilla, en función de la carga axial P, la magnitud de un momento de frenado M_k , y la coordenada X (desviación directa) y la coordenada y (elevación) del centro instantáneo en el contacto de talón. Note que un freno por fricción, típicamente proveerá un momento M_k el cual excede el valor de P, x veces, así el momento en la cadera M_h se convierte en cero.

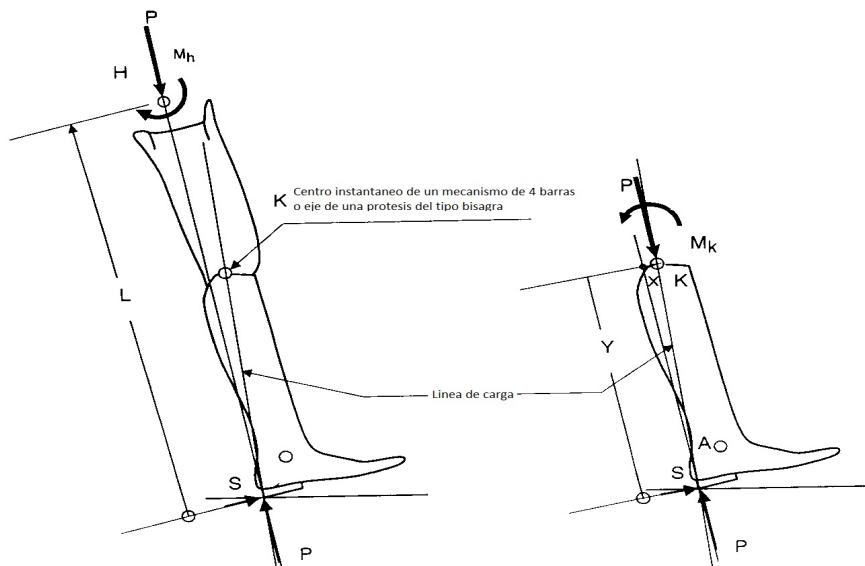


Figura A.1: Obtención de la ecuación de estabilidad en la rodilla, Radcliffe (1994)

Una prótesis típica de cuatro barras no incorpora un mecanismo de frenado, así la ecuación refecu: puede ser usada para estimar el momento de extensión en la cadera requerido, en función del cambio de posición del centro instantáneo de rotación.

Suma de momentos en la cadera + \leftrightarrow .

$$-M_h + SL = 0 \quad (\text{A.1})$$

Fuerza de esquileo.

$$S = \frac{M_h}{L} \quad (\text{A.2})$$

P= Carga axial

M_h = Momento de extensión al rededor del la articulación

de la cadera del lado amputado.

M_k =Momento de frenado aplicado por el mecanismo de la rodilla.

K= eje en una rodilla tipo bisagra o centro instantaneo

de una mecanismo de cuatro barras.

Suma de momentos en la rodilla + \leftrightarrow .

$$Sy - Px + M_k = 0 \quad (\text{A.3})$$

$$\frac{M_h}{L}y - Px + M_K = 0 \quad (\text{A.4})$$

Resolviendo para el momento en la cadera M_H .

$$M_h = \left(\frac{L}{y}\right)(Px - M_K) \quad (\text{A.5})$$

Para un protesis tipica de 4 barras $M_k = 0$

$$M_h = \left(\frac{L}{y}\right)(Px) \quad (\text{A.6})$$

$$M_h = \left(\frac{x}{y}\right)(Pl) \quad (\text{A.7})$$

Las coordenadas del centro instantáneo, son de vital importancia en el diseño de un control voluntario en una prótesis de cuatro barras. El torque requerido en la cadera para realizar un control voluntario se puede reducir de dos maneras:

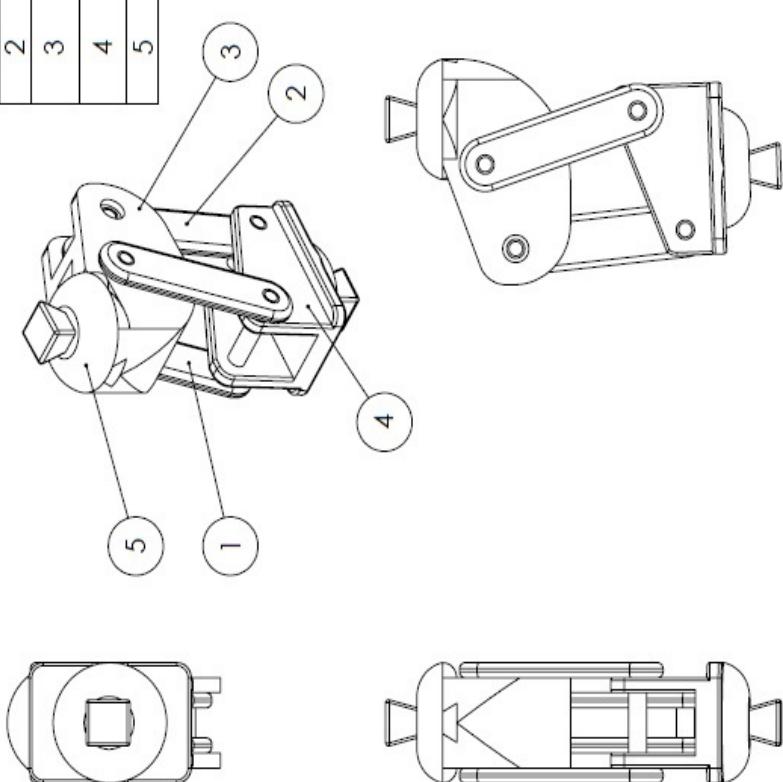
Reduciendo la coordenada x, i.e. localizar la posición inicial del centro instantáneo cerca de la línea que une el talón con la cadera. La coordenada x no debe de incrementarse rápidamente en función de la flexión de la rodilla.

Incrementando la coordenada y. Para una ganancia optima desde la elevación del centro instantáneo, la coordenada y no debe de decrecer muy rápido en función de la flexión de la rodilla.

Apéndice B

Planos del mecanismo de la rodilla

No. Parte	Nombre piezas	No. piezas	Material
1	Barra 1	2	acero 316
2	Barra 2	2	acero 316
3	Base Piramide	1	acero 316
4	Base Inferior	1	acero 316
5	Piramide	1	acero 316



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL			
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL Escuela Superior de Ingeniería Mecánica Y Eléctrica Sección de Fisicas y Química e Investigaciones Carrera Presidente Adolfo López Mateos Zinacantepec TAMAÑO A REV. BARRA 1-60 ESCALA 1/2 WECHT HOJA 1 DE 1			
DIBUJO: M. en C. JIMC FECHA: 1/02/2010 TOLENCIAS: FRACIONAL: 1/64 ANGULAR: MACH10°5' DECIMAL: .0002 REVISÓ: Dr. LHGG FECHA: 12/02/2010 APROBÓ: Dr. LHGG FECHA: 20/02/2010			
PROPIEDAD Y CONFIDENCIALIDAD Derechos reservados la presentación y contenido de este documento son propiedad de EIME Zacatenco. Ninguna parte de este documento puede ser reproducida o divulgada sin el permiso explícito o mediante incluyendo el photocopiado, la grabación o cualquier otro método para almacenar o transmitir la información contenida en este documento sin autorización escrita de M. en C. JIMC			

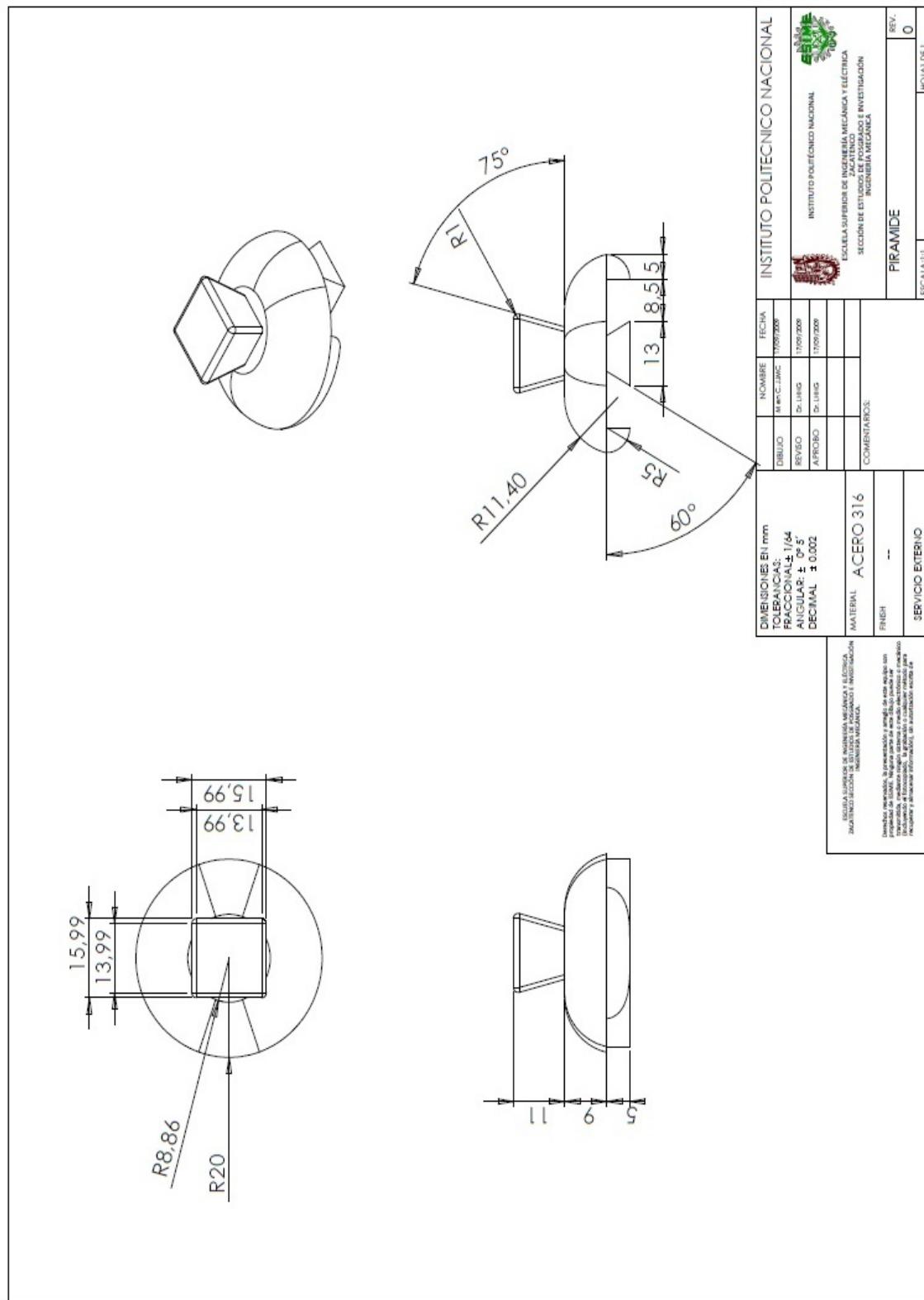
No. Parte	Nombre	No. piezas	Material
1	Piramide	1	acero 316
2	Base Piramide	1	acero 316
3	Base Sistema	1	acero 316
4	Barra 1	2	acero 316
5	Barra 2	2	acero 316

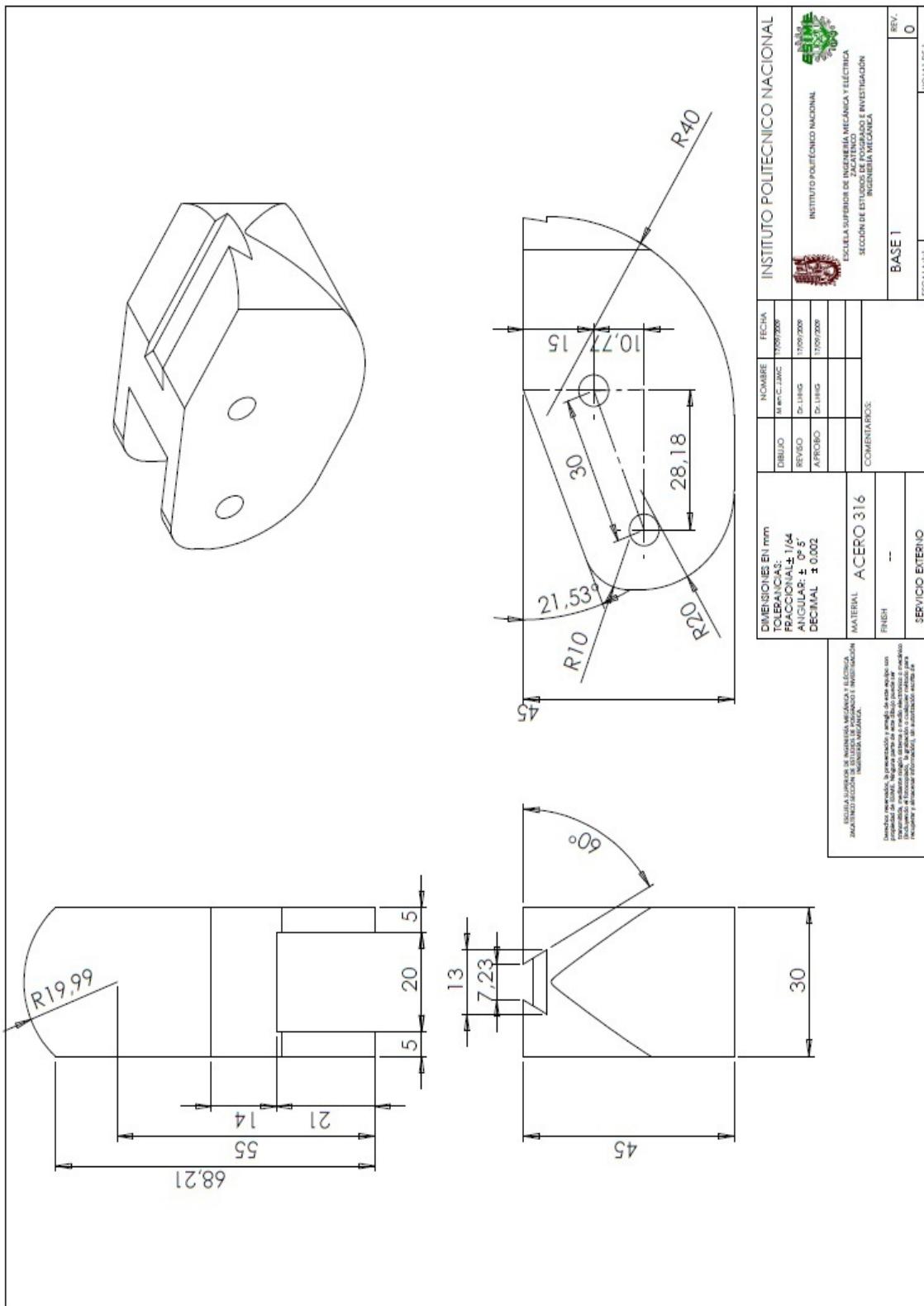
DIMENSIONES EN mm
TABLA NÚM. 1
FRACCIONAL: 1/164
ANGULAR: MÁX 0.005°
DECIMAL: ±0.002

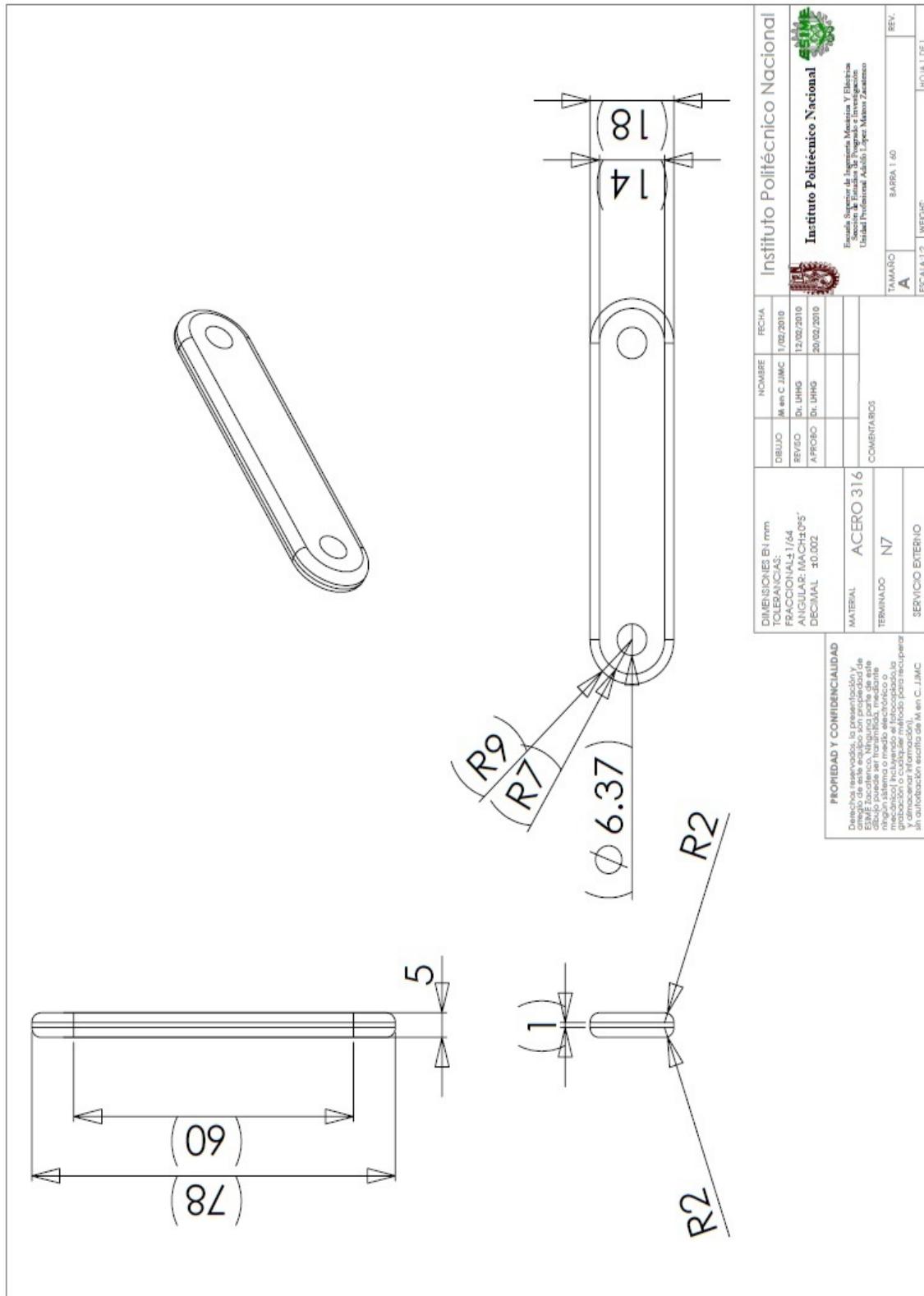
DIJUJO	NOMBRE	FECHA
M. en C. JIMC	1/02/2010	
Dra. LHG	12/02/2010	
APRÓB.	Dr. LHG	20/02/2010

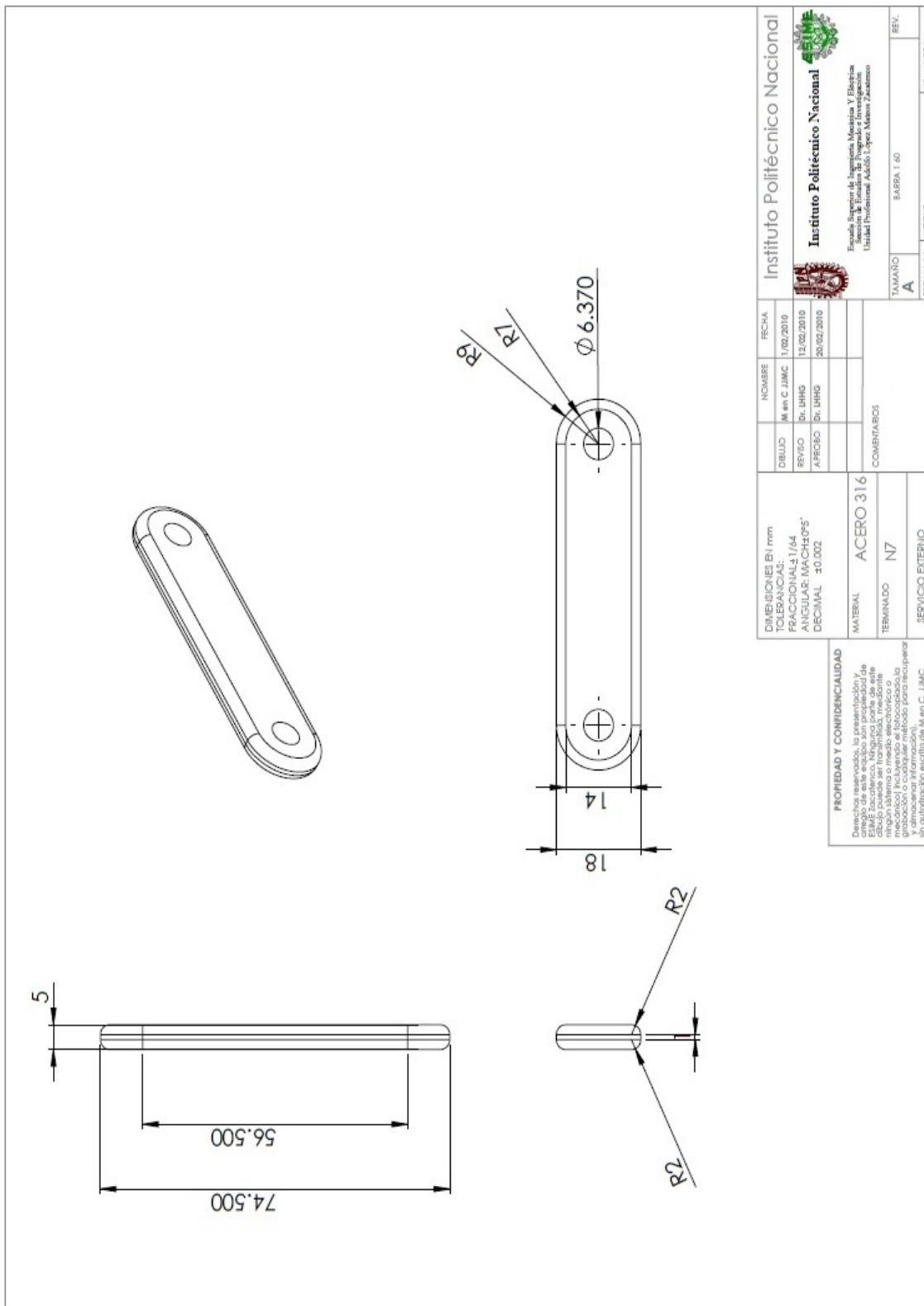
PROPIEDAD Y CONFIDENCIALIDAD
Derechos reservados, la presentación y/o uso de todo o parte de este dibujo puede ser considerado como un delito penal. Ningún sistema o medio electrónico o gráfico se permite copiar o circular por cualquier medio para recopilar y difundir la información que contiene, sin autorización escrita de M. en C. JIMC

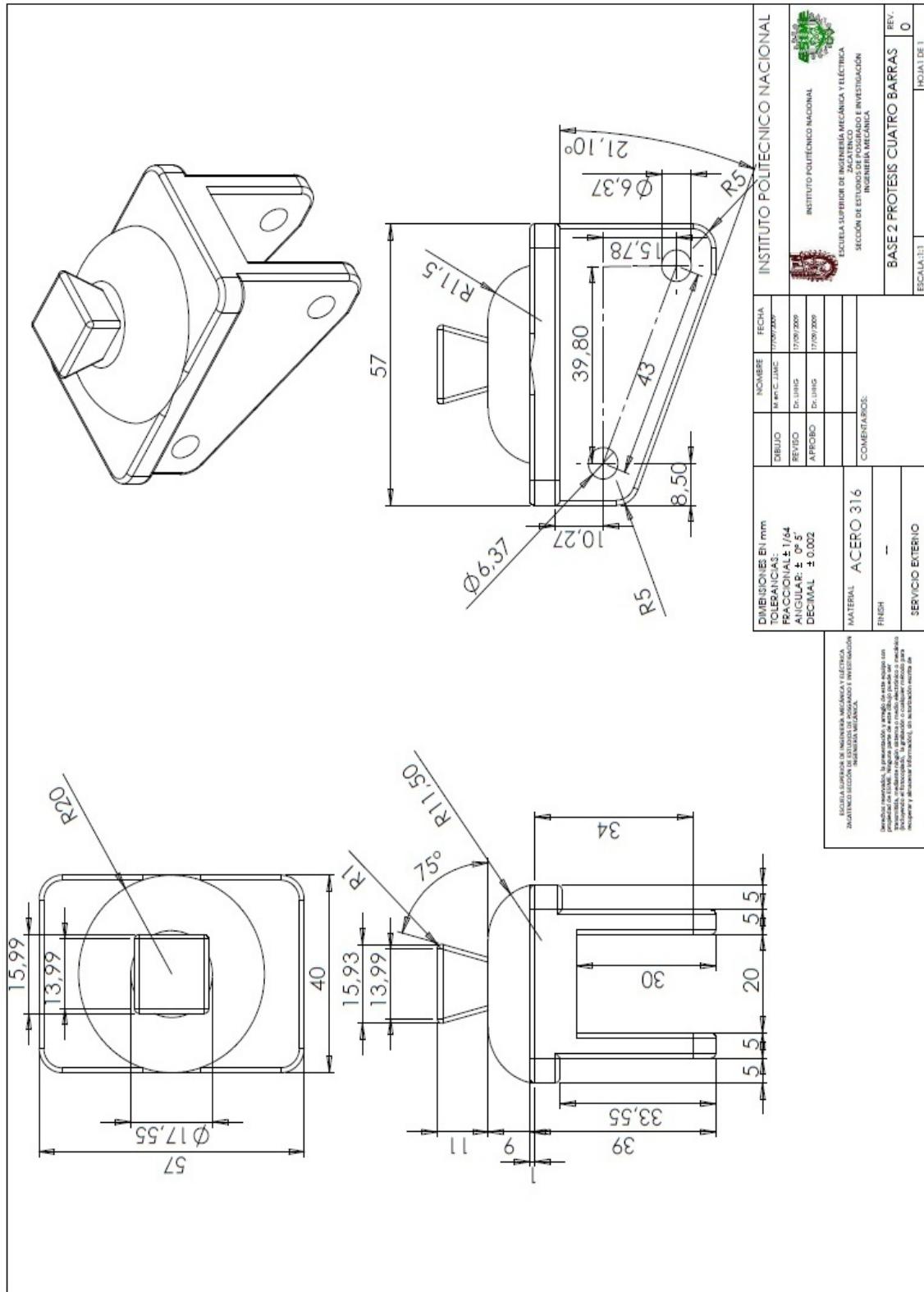
Instituto Politécnico Nacional
Instituto Politécnico Nacional
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica Y Eléctrica
Sociedad Facultad De Proyectos Y Investigación
Unidad Profesional Avanzada López Mateos Zamora
TAMAÑO A
ESCALA 1:5
SERVICIO EXTERNO
WEIGH: _____
HOJA 1 DE 1
REV. 1/02/2010

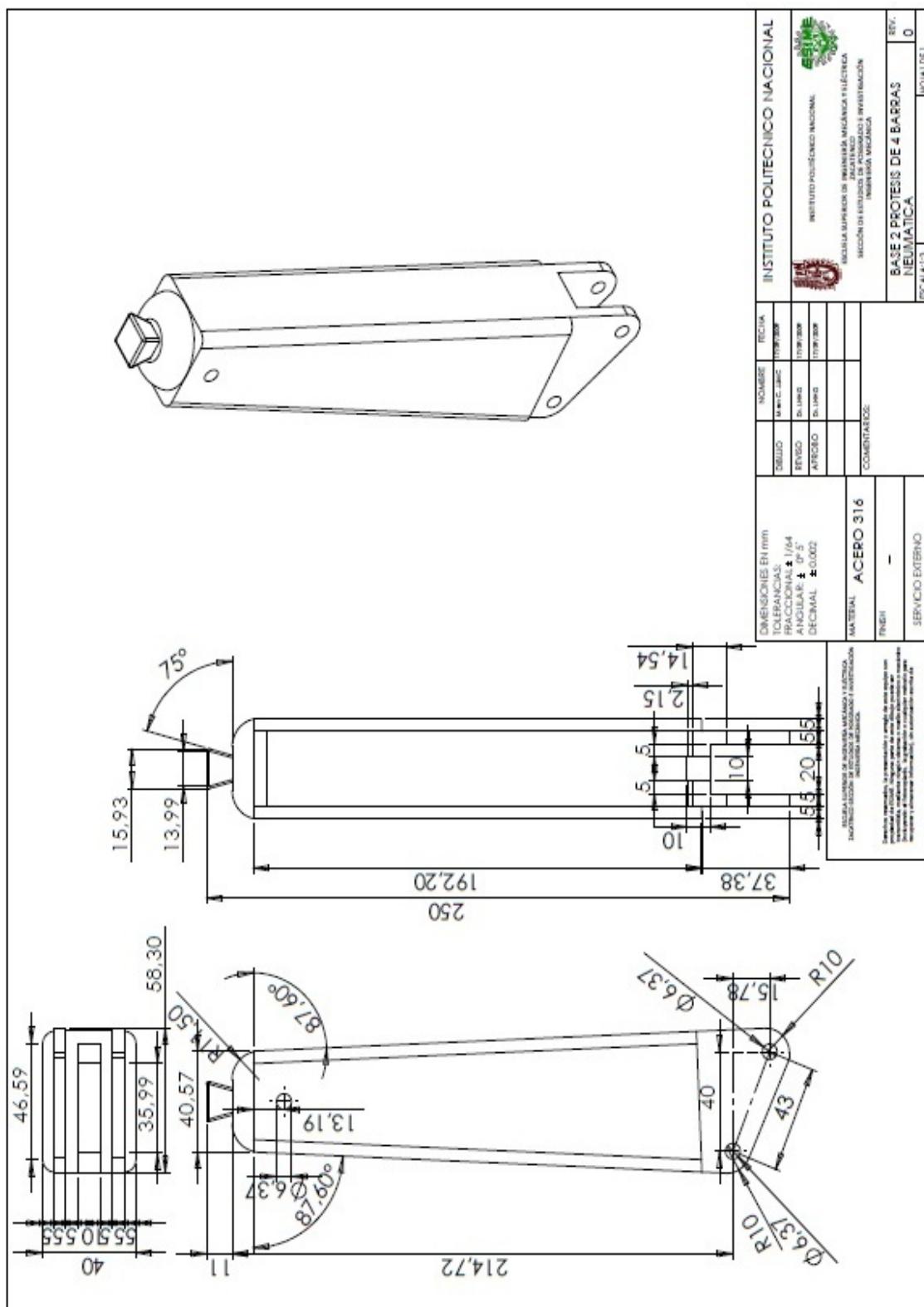












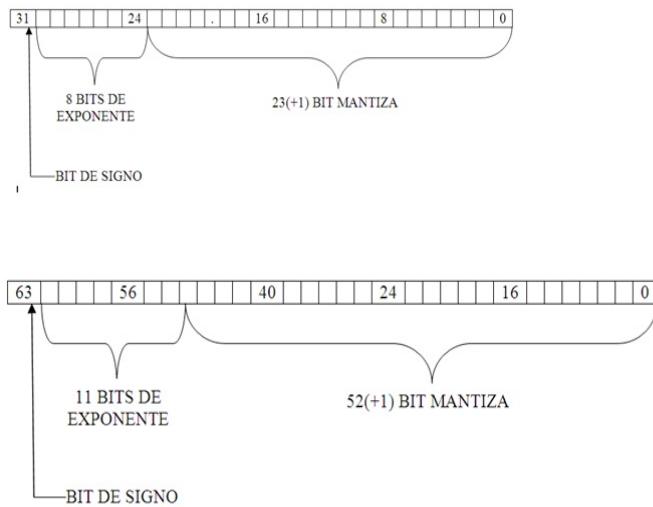
Apéndice C

Estándar IEEE 754

El estándar IEEE 754 es utilizado en la mayoría de los compiladores C, además de ser el formato más utilizado en microprocesadores y microcontroladores. Este formato representa los números reales en notación científica, lo que permite escribir números muy grandes y muy pequeños con el menor número posible de dígitos.

Los números en punto flotante IEEE 754 tienen cuatro componentes básicos: el signo S, la mantisa M, la base que siempre es 2 y no se representa y el exponente E. El primer bit es el bit de signo S que vale 0 para los números positivos y 1 para los números negativos. El estándar contempla varios formatos para representar números con distintos grados de precisión, sin embargo, los microcontroladores de 8 bits usan casi exclusivamente el formato de simple precisión. La figura 1 muestra los formatos IEEE 754 de simple precisión (32 bits) y de doble precisión (64 bits).

La representación IEEE 754 supone que el número siempre está normalizado, lo que significa que el valor de la mantisa se encuentra comprendido entre 1 y 2. Como el bit más significativo de la mantisa siempre vale 1, no necesita ser escrito de forma explícita, de esta forma se consigue representar una mantisa de 24 (o 53) bits utilizando sólo 23 (o 52) bits. Una mantisa de 24 bits proporciona 7 dígitos decimales de precisión ($2^{24} \approx 1,68 \times 10^7$) y una mantisa de 53 bits supone 15 dígitos decimales de precisión ($2^{53} \approx 9 \times 10^{15}$). El único caso en que la mantisa no empieza por 1 es con el número 0; éste es un caso especial que se representa con todos los bits de la mantisa y del exponente a cero. Nótese que existen dos representaciones para el cero (+0 y -0).



El exponente representa cantidades positivas y negativas pero no utiliza el habitual complemento a 2, por el contrario, el exponente se desplaza en un valor fijo para que los números negativos se representen por números binarios inferiores a los números positivos, facilitando de esta forma la comparación de los exponentes. El desplazamiento, véase la figura 1, es 1023 para el formato de doble precisión y 127 para el formato de simple precisión. En este último formato un exponente de 33 se representa como 160, que corresponde a la suma de 33 y del desplazamiento 127. En el formato de simple precisión los exponentes -127 (todo ceros) y +128 (todo unos) se reservan para los siguientes casos:

1. Exponente +128 (0xFF) y Mantisa = 0 se utiliza para representar los valores $+\infty$ y $-\infty$.
2. Exponente +128 (0xFF) y Mantisa ≠ 0 se utiliza para representar resultados fuera de rango y distintos de 0, $+\infty$ y $-\infty$. Por ejemplo: $0 * \infty$, ∞ (*Negativo*), $0/0$, ∞/∞ , $\infty - \infty$, etc. A estos resultados se les denomina de forma abreviada NaN (Not a Number).
3. Exponente -127 (0x00) y Mantisa = 0 se utiliza para representar los valores +0 y -0.
4. Exponente -127 (0x00) y Mantisa ≠ 0 se utiliza para representar números desnormalizados. Un número desnormalizado es aquel cuya mantisa no empieza por 1, y que por ello representa la cantidad $(-1)^S \times 0.M \times 2^{-126}$. La desnormalización permite representar cantidades más próximas al cero, pero no suelen ser soportada por

los compiladores C de los microcontroladores de 8 bits. Es muy fácil convertir números reales a formato IEEE 754 y viceversa. El número decimal $-21,25$ se convierte en primer lugar a su equivalente en base dos: $-10101,01$. El bit de signo debe ser 1 por tratarse de un número negativo. A continuación debe desplazarse el punto para conseguir que la mantisa se encuentre comprendida entre 1 y 2, lo cual nos conduce al valor $1,010101 \times 2^4$. Si se utiliza el formato de simple precisión se obtiene el campo del exponente añadiendo al verdadero exponente, 4, el desplazamiento, 127, obteniéndose el valor $131 = 10000011_b$. Si se unen todos los campos en una palabra de 32 bits se obtiene $[1][10000011][010101000000000000000000] = 0xC1AA0000$, obsérvese que se ha omitido el bit más significativo (1) de la mantisa.

El proceso de conversión inversa consiste en: extraer el bit de signo, extraer el exponente y restarle el desplazamiento (127), extraer la mantisa y precederla de un 1 seguido del punto decimal, desplazar el punto el número de posiciones indicadas por el exponente y realizar la conversión de base dos a base diez.

Apéndice D

Hojas de datos



Small, Low Power, 3-Axis $\pm 3\text{ g}$ iMEMS® Accelerometer

ADXL330

FEATURES

- 3-axis sensing
- Small, low-profile package
4 mm × 4 mm × 1.45 mm LFCSP
- Low power
180 μA at $V_s = 1.8\text{ V}$ (typical)
- Single-supply operation
1.8 V to 3.6 V
- 10,000 g shock survival
- Excellent temperature stability
- BW adjustment with a single capacitor per axis
- RoHS/WEEE lead-free compliant

APPLICATIONS

- Cost-sensitive, low power, motion- and tilt-sensing applications
 - Mobile devices
 - Gaming systems
 - Disk drive protection
 - Image stabilization
 - Sports and health devices

GENERAL DESCRIPTION

The ADXL330 is a small, thin, low power, complete 3-axis accelerometer with signal conditioned voltage outputs, all on a single monolithic IC. The product measures acceleration with a minimum full-scale range of $\pm 3\text{ g}$. It can measure the static acceleration of gravity in tilt-sensing applications, as well as dynamic acceleration resulting from motion, shock, or vibration.

The user selects the bandwidth of the accelerometer using the C_x , C_y , and C_z capacitors at the X_{OUT} , Y_{OUT} , and Z_{OUT} pins. Bandwidths can be selected to suit the application, with a range of 0.5 Hz to 1600 Hz for X and Y axes, and a range of 0.5 Hz to 550 Hz for the Z axis.

The ADXL330 is available in a small, low profile, 4 mm × 4 mm × 1.45 mm, 16-lead, plastic lead frame chip scale package (LPCSP_1.Q).

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

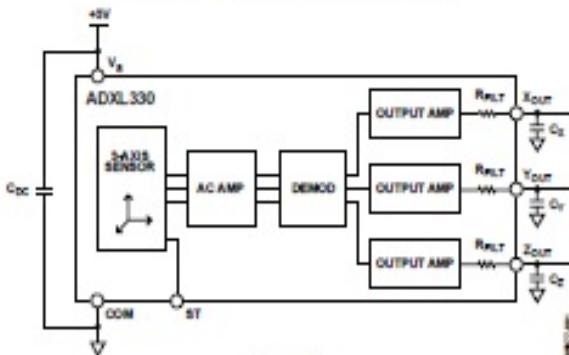


Figure 1.

Rev. A

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.229.4700
Fax: 781.461.3113
www.analog.com
©2007 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

MOTOROLA **Freescale Semiconductor, Inc.**
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA

MC9S12C-FamilyPP
 Rev. 3, 12-May-04

MC9S12C-Family

Product Proposal 16-Bit Microcontroller

Based on Motorola's market-leading flash technology, members of the MC9S12C-Family deliver the power and flexibility of our 16 Bit core (CPU12) family to a whole new range of cost and space sensitive, general purpose industrial and Automotive network applications. MC9S12C-Family members are comprised of standard on-chip peripherals including a 16-bit central processing unit (CPU12), up to 128K bytes of Flash EEPROM or ROM, up to 4K bytes of RAM, an asynchronous serial communications interface (SCI), a serial peripheral interface (SPI), an 8-channel 16-bit timer module (TIM), a 6-channel 8-bit Pulse Width Modulator (PWM), an 8-channel, 10-bit analog-to-digital converter (ADC) and up to one CAN 2.0 A, B software compatible module (MSCAN12). The MC9S12C-Family has full 16-bit data paths throughout. The inclusion of a PLL circuit allows power consumption and performance to be adjusted to suit operational requirements. In addition to the I/O ports available in each module, up to 10 dedicated I/O port bits are available with Wake-Up capability from STOP or WAIT mode. The MC9S12C-Family is available in 48, 52 and 80 pin QFP packages, with the 80 Pin version pin compatible to the HCS12 B and D- Family derivatives.

The C-Family includes ROM versions MC9S12C128/96/64/32/16 of all devices which provide a further cost reduction path for applications with high volume and stable code.

Features

- **16-bit HCS12 CORE**
 - HCS12 CPU
 - MMC (memory map and interface)
 - INT (interrupt control)
 - BDM (background debug mode)
 - DBG12 (enhanced debug12 module including breakpoints and change-of-flow trace buffer)
 - Multiplexed Expansion Bus (available only in 80 pin package version)
- **16-bit HCS12 CPU**
 - Upward compatible with M68HC11 instruction set
 - Interrupt stacking and programmer's model identical to M68HC11
 - Instruction queue
 - Enhanced indexed addressing
- **Wake-up interrupt inputs**
 - Up to 10-port bits available for wake up interrupt function
- **Memory options**
 - 16K, 32K, 64K, 96K and 128K Byte Flash EEPROM (erasable in 512-byte sectors) or
 - 16K, 32K, 64K, 96K and 128K Byte ROM
 - 2K and 4K Byte RAM
- **Analog-to-Digital Converters**
 - One 8-channel module with 10-bit resolution.
 - External conversion trigger capability
- **Up to one 1M bit per second, CAN 2.0 A, B software compatible modules**
 - Five receive and three transmit buffers

This document contains information on a new product. Specifications and information herein are subject to change without notice.



Freescale Semiconductor, Inc.

- Flexible identifier filter programmable as 2 x 32 bit, 4 x 16 bit or 8 x 8 bit
- Four separate interrupt channels for receive, transmit, error and wake-up
- Low-pass filter wake-up function
- Loop-back for self test operation
- **Timer Module (TIM)**
 - 16-bit Counter with 7-bit Prescaler
 - 8 programmable input capture or output compare channels
 - Simple PWM Mode
 - Modulo Reset of Timer Counter
 - 16-Bit Pulse Accumulator
 - External Event Counting
 - Gated Time Accumulation
- **6 PWM channels**
 - Programmable period and duty cycle
 - 8-bit 6-channel or 16-bit 3-channel
 - Separate control for each pulse width and duty cycle
 - Center-aligned or left-aligned outputs
 - Programmable clock select logic with a wide range of frequencies
 - Fast emergency shutdown input
- **Serial interfaces**
 - One asynchronous serial communications interface (SCI)
 - One synchronous serial peripheral interface (SPI)
- **CRG (Clock Reset Generator Module)**
 - Windowed COP watchdog,
 - Real time interrupt,
 - Clock monitor,
 - Clock generation
 - Reset Generation
 - Phase-locked loop clock frequency multiplier
 - Limp home mode in absence of external clock
 - Low power 0.5 to 16 MHz crystal oscillator reference clock
- **Operation frequency**
 - 32MHz equivalent to 16MHz Bus Speed for single chip
 - 32MHz equivalent to 16MHz Bus Speed in expanded bus modes
 - Option: 50MHz equivalent to 25MHz Bus Speed
- **Internal 2.5V Regulator**
 - Supports an input voltage range from 3.3V-10% to 5.5V
 - Low power mode capability
 - Includes low voltage reset (LVR) circuitry
 - Includes low voltage interrupt (LVI) circuitry
- **48-Pin LQFP, 52-Pin LQFP or 80-Pin QFP package**
 - Up to 58 I/O lines with 5V input and drive capability
 - Up to 2 dedicated 5V input only lines (IRQ, XIRQ)
 - 5V A/D converter inputs and 5V I/O
- **Development support**
 - Single-wire background debug™ mode (BDM)
 - On-chip hardware breakpoints
 - Enhanced DBG12 debug features

Freescale Semiconductor, Inc.

Table 1 List of MC9S12C-Family members

Flash	ROM	RAM	Package	Device	CAN	SCI	SPI	A/D	PWM	Timer	I/O
128K	0	4K	48LQFP	MC9S12C128	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC9S12C128	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC9S12C128	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
96K	0	4K	48LQFP	MC9S12C96	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC9S12C96	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC9S12C96	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
64K	0	4K	48LQFP	MC9S12C64	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC9S12C64	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC9S12C64	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
32K	0	2K	48LQFP	MC9S12C32	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC9S12C32	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC9S12C32	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
32K	0	2K	48LQFP	MC9S12GC32	0	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC9S12GC32	0	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC9S12GC32	0	1	1	8ch	6ch	8ch	60
16K	0	2K	48LQFP	MC9S12GC16	0	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC9S12GC16	0	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC9S12GC16	0	1	1	8ch	6ch	8ch	35
0	128K	4K	48LQFP	MC3812C128	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC3812C128	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC3812C128	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
0	96K	4K	48LQFP	MC3812C96	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC3812C96	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC3812C96	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
0	64K	4K	48LQFP	MC3812C64	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC3812C64	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC3812C64	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
0	32K	2K	48LQFP	MC3812C32	1	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC3812C32	1	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC3812C32	1	1	1	8ch	6ch	8ch	60
0	32K	2K	48LQFP	MC3812GC32	0	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC3812GC32	0	1	1	8ch	6ch	8ch	35
			80QFP	MC3812GC32	0	1	1	8ch	6ch	8ch	35
0	16K	2K	48LQFP	MC9S12GC16	0	1	1	8ch	6ch	8ch	31
			52LQFP	MC9S12GC16	0	1	1	8ch	6ch	8ch	35

* Pin out explanations:

— I/O is the sum of ports capable to act as digital input or output.

For 80 Pin Versions:

Port A = 8, B = 8, E = 6 + 2 input only, J = 2, M = 6, P = 8, S = 4, T = 8, PAD = 8.
12 inputs provide interrupt capability (P=8, J=2, IRQ, XIRQ)

For 52 Pin Versions:

Port A = 3, B = 1, E = 2 + 2 input only, M = 6, P = 3, S = 2, T = 8, PAD = 8.
5 inputs provide interrupt capability (P=3, IRQ, XIRQ)

For 48 Pin Versions:

Port A = 1, B = 1, E = 2 + 2 input only, M = 6, P = 1, S = 2, T = 8, PAD = 8.
3 inputs provide interrupt capability (P=1, IRQ, XIRQ)

Chapter 1

Device Overview MC9S12XE-Family

1.1 Introduction

The MC9S12XE-Family of micro controllers is a further development of the S12XD-Family including new features for enhanced system integrity and greater functionality. These new features include a Memory Protection Unit (MPU) and Error Correction Code (ECC) on the Flash memory together with enhanced EEPROM functionality (EEP), an enhanced XGATE, an Internally filtered, frequency modulated Phase Locked Loop (PLL) and an enhanced ADC. The E-Family extends the S12X product range up to 1MB of Flash memory with increased I/O capability in the 208-pin version of the flagship MC9S12XE100.

The MC9S12XE-Family delivers 32-bit performance with all the advantages and efficiencies of a 16 bit MCU. It retains the low cost, power consumption, EMC and code-size efficiency advantages currently enjoyed by users of Freescale's existing 16-Bit MC9S12 and S12X MCU families. There is a high level of compatibility between the S12XE and S12XD families.

The MC9S12XE-Family features an enhanced version of the performance-boosting XGATE co-processor which is programmable in "C" language and runs at twice the bus frequency of the S12X with an instruction set optimized for data movement, logic and bit manipulation instructions and which can service any peripheral module on the device. The new enhanced version has improved interrupt handling capability and is fully compatible with the existing XGATE module.

The MC9S12XE-Family is composed of standard on-chip peripherals including up to 64Kbytes of RAM, eight asynchronous serial communications interfaces (SCI), three serial peripheral interfaces (SPI), an 8-channel IC/OC enhanced capture timer (ECT), two 16-channel, 12-bit analog-to-digital converters, an 8-channel pulse-width modulator (PWM), five CAN 2.0 A, B software compatible modules (MSCAN12), two inter-I2C bus blocks (I2C), an 8-channel 24-bit periodic interrupt timer (PIT) and an 8-channel 16-bit standard timer module (TIM).

The MC9S12XE-Family uses 16-bit wide accesses without wait states for all peripherals and memories. The non-multiplexed expanded bus interface available on the 144/208-Pin versions allows an easy interface to external memories.

In addition to the I/O ports available in each module, up to 26 further I/O ports are available with interrupt capability allowing Wake-Up from STOP or WAIT modes. The MC9S12XE-Family is available in 208-Pin MAPBGA, 144-Pin LQFP, 112-Pin LQFP or 80-Pin QFP options.

1.1.1 Features

Features of the MC9S12XE-Family are listed here. Please see Table D-2 for memory options and Table D-2 for the peripheral features that are available on the different family members.

- 16-Bit CPU12X
 - Upward compatible with MC9S12 instruction set with the exception of five Fuzzy instructions (MEM, WAV, WAWR, REV, REVW) which have been removed
 - Enhanced indexed addressing
 - Access to large data segments independent of PPAGE
- INT (interrupt module)
 - Eight levels of nested interrupts
 - Flexible assignment of interrupt sources to each interrupt level.
 - External non-maskable high priority interrupt (XIRQ)
 - Internal non-maskable high priority Memory Protection Unit interrupt
 - Up to 24 pins on ports J, H and P configurable as rising or falling edge sensitive interrupts
- EBI (external bus interface)(available in 208-Pin and 144-Pin packages only)
 - Up to four chip select outputs to select 16K, 1M, 2M and up to 4MByte address spaces
 - Each chip select output can be configured to complete transaction on either the time-out of one of the two wait state generators or the deassertion of EWAIT signal
- MMC (module mapping control)
- DBG (debug module)
 - Monitoring of CPU and/or XGATE busses with tag-type or force-type breakpoint requests
 - 64 x 64-bit circular trace buffer captures change-of-flow or memory access information
- BDM (background debug mode)
- MPU (memory protection unit)
 - 8 address regions definable per active program task
 - Address range granularity as low as 8-bytes
 - No write / No execute Protection Attributes
 - Non-maskable interrupt on access violation
- XGATE
 - Programmable, high performance I/O coprocessor module
 - Transfers data to or from all peripherals and RAM without CPU intervention or CPU wait states
 - Performs logical, shifts, arithmetic, and bit operations on data
 - Can interrupt the HCS12X CPU signalling transfer completion
 - Triggers from any hardware module as well as from the CPU possible
 - Two interrupt levels to service high priority tasks
 - Hardware support for stack pointer initialisation
- OSC_LCP (oscillator)
 - Low power loop control Pierce oscillator utilizing a 4MHz to 16MHz crystal
 - Good noise immunity
 - Full-swing Pierce option utilizing a 2MHz to 40MHz crystal
 - Transconductance sized for optimum start-up margin for typical crystals
- IPLL (Internally filtered, frequency modulated phase-locked-loop clock generation)

- No external components required
- Configurable option to spread spectrum for reduced EMC radiation (frequency modulation)
- CRG (clock and reset generation)
 - COP watchdog
 - Real time interrupt
 - Clock monitor
 - Fast wake up from STOP in self clock mode
- Memory Options
 - 128K, 256k, 384K, 512K, 768K and 1M byte Flash
 - 2K, 4K byte emulated EEPROM
 - 12K, 16K, 24K, 32K, 48K and 64K Byte RAM
- Flash General Features
 - 64 data bits plus 8 syndrome ECC (Error Correction Code) bits allow single bit failure correction and double fault detection
 - Erase sector size 1024 bytes
 - Automated program and erase algorithm
- D-Flash Features
 - Up to 32 Kbytes of D-Flash memory with 256 byte sectors for user access.
 - Dedicated commands to control access to the D-Flash memory over EEE operation.
 - Single bit fault correction and double bit fault detection within a word during read operations.
 - Automated program and erase algorithm with verify and generation of ECC parity bits.
 - Fast sector erase and word program operation.
 - Ability to program up to four words in a burst sequence
- Emulated EEPROM Features
 - Automatic EEE file handling using an internal Memory Controller.
 - Automatic transfer of valid EEE data from D-Flash memory to buffer RAM on reset.
 - Ability to monitor the number of outstanding EEE related buffer RAM words left to be programmed into D-Flash memory.
 - Ability to disable EEE operation and allow priority access to the D-Flash memory.
 - Ability to cancel all pending EEE operations and allow priority access to the D-Flash memory.
- Two 16-channel, 12-bit Analog-to-Digital Converters
 - 8/10/12 Bit resolution
 - 3 μ s, 10-bit single conversion time
 - Left/right, signed/unsigned result data
 - External and internal conversion trigger capability
 - Internal oscillator for conversion in Stop modes
 - Wake from low power modes on analog comparison > or <= match
- Five MSCAN (1 M bit per second, CAN 2.0 A, B software compatible modules)
 - Five receive and three transmit buffers

- Flexible identifier filter programmable as 2 x 32 bit, 4 x 16 bit, or 8 x 8 bit
- Four separate interrupt channels for Rx, Tx, error, and wake-up
- Low-pass filter wake-up function
- Loop-back for self-test operation
- ECT (enhanced capture timer)
 - 8 x 16-bit channels for input capture or output compare
 - 16-bit free-running counter with 8-bit precision prescaler
 - 16-bit modulus down counter with 8-bit precision prescaler
 - Four 8-bit or two 16-bit pulse accumulators
- TIM (standard timer module)
 - 8 x 16-bit channels for input capture or output compare
 - 16-bit free-running counter with 8-bit precision prescaler
 - 1 x 16-bit pulse accumulator
- PIT (periodic interrupt timer)
 - Up to eight timers with independent time-out periods
 - Time-out periods selectable between 1 and 2^{24} bus clock cycles
 - Time-out interrupt and peripheral triggers
- 8 PWM (pulse-width modulator) channels
 - 8 channel x 8-bit or 4 channel x 16-bit Pulse Width Modulator
 - programmable period and duty cycle per channel
 - Center- or left-aligned outputs
 - Programmable clock select logic with a wide range of frequencies
 - Fast emergency shutdown input
- Three Serial Peripheral Interface Modules (SPI)
 - Configurable for 8 or 16-bit data size
- Eight Serial Communication Interfaces (SCI)
 - Standard mark/space non-return-to-zero (NRZ) format
 - Selectable IrDA 1.4 return-to-zero-inverted (RZI) format with programmable pulse widths
- Two Inter-IC bus (I²C) Modules
 - Multi-master operation
 - Software programmable for one of 256 different serial clock frequencies
 - Broadcast mode support
 - 10-bit address support
- On-Chip Voltage Regulator
 - Two parallel, linear voltage regulators with bandgap reference
 - Low-voltage detect (LVD) with low-voltage interrupt (LVI)
 - Power-on reset (POR) circuit
 - 3.3V and 5V range operation
 - Low-voltage reset (LVR)

- Low-power wake-up timer (API)
 - Available in all modes including Full Stop Mode
 - Trimmable to $\pm 5\%$ accuracy
 - Time-out periods range from 0.2ms to $\sim 13s$ with a 0.2ms resolution
- Input/Output
 - Up to 152 general-purpose input/output (I/O) pins plus 2 input-only pins
 - Hysteresis and configurable pull up/pull down device on all input pins
 - Configurable drive strength on all output pins
- Package Options
 - 208-pin MAPBGA
 - 144-pin low-profile quad flat-pack (LQFP)
 - 112-pin low-profile quad flat-pack (LQFP)
 - 80-pin quad flat-pack (QFP)
- 50MHz maximum CPU bus frequency, 100MHz maximum XGATE bus frequency

1.1.2 Modes of Operation

Memory map and bus interface modes:

- Normal and emulation operating modes
 - Normal single-chip mode
 - Normal expanded mode
 - Emulation of single-chip mode
 - Emulation of expanded mode
- Special Operating Modes
 - Special single-chip mode with active background debug mode
 - Special test mode (Freescale use only)

Low-power modes:

- System stop modes
 - Pseudo stop mode
 - Full stop mode with fast wake-up option
- System wait mode

Operating system states

- Supervisor state
- User state

Referencias

- AEYELS, B.; PEERRAER, L.; STOLEN, J. V. y PERRE, V. D. (1992). Development of an above-knee prosthesis equipped with a microcomputer-controlled knee joint: first test results. *J Biomed Eng*, **14**, pp. 199–202.
- AMIZADEH, F.M. y JAMSHIDI (1994). *Computing, Fuzzy Logic, Neural Networks, and Distributed Artificial Intelligence*,. Prentice Hall.
- ANTSAKLIS, P.J. y PASSINO, K.M. (1993). *An Introduction to Intelligent and Autonomous Control*. Kluwer Academic Publishers, Norwell,
- ARENÝ, R. PALLAS (1989). *Transductores y acondicionaores de señal*. Marcombo S.A..
- BARRIENTOS, A. (2007). *Fundamentos de robótica*. McGraw-Hill.
- BEASY, J. E. (1993). Lagrangian Relaxation. *Moder heuristics techniques for combinatorial problems*, Blackwell Scientific Publications, **4**, pp. 243–303.
- ÖBERG, K. (1983). Knee mechanisms for through-knee prostheses. *Prosthetics*, **7**, pp. 107–112.
- BERGER, N.; J. E, EDELSTEIN; FISHMAN, S. y SPRINGER, W. P. (2001). *PROTESICA DEL MIEMBRO INFERIOR*. Facultad, Protésica y Ortésica Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York.
- BOONSTRA, M. C.; VAN DER SLIKKE, R. M. A. y KEIJERS, N. L. M. (2006). The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J. Biomech*, **39**, pp. 354–358.
- BOSER, B. E. (1997). Electronics for micromachined inertial sensors. *Transducers Dig. of Tech.*, pp. 1169–1172.

- BRAIDOT, A.; GIMÉNEZ, D.; KIPEN, E. y RAMOS, F. (2002). Diseño de un Electrogoniómetro Telemétrico y Microcontrolado. *Bioingeniería y Física Médica Cubana*, **3**, pp. 13–21.
- BUCELLA, T. (1997). Servo Control of a DC-Brush Motor. *Informe técnico*, Microchip Technology Inc..
- BUCKLEY, J. G.; SPENCE, W. D. y SOLOMONIDIS, S. E. (1997). Energy Cost of Walking: Comparison of "Intelligent Prosthesis" With Conventional Mechanism. *American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, **78**, pp. 330–333.
- BUSSMANN, J. B.; DAMEN, L. y STAM, H. J. (2000). Analysis and decomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial accelerometry during normal walking. *Medical & biological engineering & computing*, **38(6)**, pp. 632–638.
- CHOLLET, F. y LIU, H.B. (2010). *A (not so) short Introduction to Micro Electromechanical Systems*. Creative commons.
- CHRISTENSEN, H. W. (1999). Precisión and accuracy of an eletrogoniometer. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, **1**, pp. 10–14.
- DANTY, D.A. y NORMAN, R. W. (1987). *Standardizing Biomechanical Technical in Support*. Human Kinetics Publishers.
- DENHAM, R. A. y BISHOP, R. E. D (1978). Mechanics of the knee and problems in constructive surgery. *J. Bone Joint Surg*, **60B(3)**, pp. 345–352.
- DOWSLAND, K. y DIAZ, B.A. (2003). Diseño de hurísticas y fundamentos del recocido simulado. *Inteligencia Artificial. Revista Iberoamericana de Inteligencia Artificial*, **19**, pp. 50–52.
- DUPES, B. (2005). What You Need to Know About Knees. *inMotion*, **14**, pp. 54–70.
- EBERHARD, H. D. (1951). An evaluation of Experimental Procedures Used in a Fundamental Study of Human Locomotion. *Ann. NY Acad. SCI*, **5**, pp. 1213–1228.
- FARBER, B. S. y JACOBS, J.S. (1995). An above-knee prosthesis with a system of energy recovery: a technical note. *Journal Of Rehabilitation Research And Development*, **32**, pp. 337–348.

- FATHALLAH, F. A.; MARRAS, W. S.; PARNIANPOUR, M. y GRANATA, K. P. (1997). Method for measuring external spinal loads during unconstrained free-dynamic lifting. *Journal Of Biomechanics*, **30**, pp. 975–978.
- FINLEY, F. R. y KARPOVICH, P. V. (1964). Electrogoniometric Analysis of Normal and Pathological Gaits. *Research Quart*, **5**, pp. 379–384.
- FLIEGEL, O. y FEUER, S.F. (1966). Historical Development of Lower Extremity Prostheses. *Archives of Phisical Medicine and Rehabilitation*, **47**, pp. 275–285.
- GLOVER, F. y MELIAN, B. (2003). Busqueda Tabu. *Inteligencia Artificial. Revista Iberoamericana de Inteligencia Artificial*, **19**, pp. 15–16.
- GÓMEZ, J. L. (2006). Las prótesis: restauración del individuo. *Ciencia y Desarrollo*, **32**, pp. 62–67.
- GODFREY, A.; CONWAY, R.; MEAGHER, D. y OLAIGHIN, G. (2008). Direct measurement of human movement by acelerometry. *Medical Enginering and Physics*, **30**, pp. 1364–1386.
- GOLDBERG, D.E. (1989). *Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning*. Addison Wesley.
- GORDON, R. (1996). *The Literary Companion to Medicine*. St. Martin's Presss.
- GUERRERO, R. MUÑOZ y GOMES, E. SUASTE (1992). Electronogonometro y electromiografo sincronizados. *Rev. Mex, Ing. Biomed*, **13**, pp. 229–238.
- GUIGNARD, M. (2002). *Hand Book of aplied Optimization Lagrangian Relaxation*. Oxford Universiity Press.
- HERR, H. y WILKENFELD (2003). User-adaptivecontrol of a magnetorheological prosthetic knee. *Industrial Robot: An International Journal*, **30**, pp. 42–55.
- INEGI (2004). *Las personas con discapacidad en México: una visión censal*. ISBN:970-13-3590-2. Instituto Nacional de Estadistica, Geografia e Informatica.
- KAPANDJI, I.A (1977). *Cuadernos de Fisiología Articular. Miembro inferior*. Toray-Masson.

- KAPTI, A. O. y YUCENUR, M. S. (2006). Design and control of an active artificial knee joint. *Mechanism and Machine Theory*, **41**, pp. 1477–1485.
- KAUFMAN, K. R.; LEVINE, J. A.; IVERSON, B.K.; PADGETT, S. K. y JOYNER, M.J. (2007). Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait & Posture*, **26**, pp. 489–493.
- KIRKPATRICK, S.; GELAT, C.D. y VECCHI, M.P. (1983). Optimization by Simulated Annealing. *Science*, **220**, pp. 671–680.
- KOOPMAN, B. F.; HENDRIKS, P. J. y GROOTENBOER, H. J. (1996). Prosthetic knee stability during the push-off phase of walking - experimental findings. *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Amsterdam, The Netherlands.*, IEEE, **2**, pp. 471–472.
- KOSKO, B. (1997). *Fuzzy Engineering*. Prentice Hall.
- KUO, B. C. (1995). *Digital Control Systems*. Oxford University Press, USA.
- LAGUNA, M.; GLOVER, F. y MARTÍ, R. (2003). *Hand book in metaheuristics cap 1 .Scatter searcand path relinking: Advances and applications*. volumen 19. Kluwer Academic Publishers.
- LARRAÑAGA, P.; LOZANO, J.A. y MUHLENBEIN, H. (2003). Algoritmos de estimacion de distribuciones en problemas de optimización combinatoria. *Inteligencia Artificial. Revista Iberoamericana de Inteligencia Artificial*, **19**, pp. 50–52.
- LEE, I.; YOON, G. H.; PARK, J.; SEOK, S.; CHUN, K. y LEE, K. (2005). Development and analysis of the vertical capacitive accelerometer. *Sensors and Actuators*, **119**, pp. 8–18.
- LI, W. (1995). Neuro-Fuzzy Systems for Intelligent Robot Navigation and Control Under Uncertainty. En: *Proc. of IEEE Robotics and Automation Conf.* .
- LYIONS, R.G. (2010). *Understanding Digital Signal Processing*. Prentice Hall.
- LYSHEVSKI, S. E. (2002). *MEMS and NEMS: Systems, Devices, and Structures*. CRC Press.

- MARTÍ, R. y MORENO, J.M. (2003). Métodos multi-arranque. *Inteligencia Artificial. Revista Iberoamericana de Inteligencia Artificial*, **19**, pp. 48–49.
- MARTI, R. (2003). *Hand book of metaheuristics Multistar methods*. Kluwer Academic Publishers.
- MAUPAS, E.; PAYSANT, J.; MARTINET, N. y ANDRE, J. M. (1999). Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clinical Biomechanics*, **14**, p. 6.
- MCCLELLAND, J. L. y RUMELHART, D. E. (1986). *Parallel Distributed Processing. Explorations in the Microstructure of Cognition*. MIT Press.
- MCCULLEY, S. J. (1999). A new multiangle goniometer. *Annals of Plastic Surgery*, **42**, pp. 221–222.
- MCCULLOCH, W.W. y PITTS, W. (1943). A Logical Calculus of Ideas Imminent in Nervous Activity. *Bull. Math. Biophy*, **5**, p. 115.
- MELIAN, B.; MORENO, J. A. y MORENO, J. M. (2003). Metaheuristics: A gloval view. *Inteligencia Artificial*, **19**, pp. 7–28.
- MORE, A.; WELLS, R. y RANNEY, D. (1991). Quantifying Exposure in Occupational Manual Task with Cumulative Trauma Disorder Potential. *Ergonomics*, **34**, pp. 1433–1453.
- MORRIS, J. R. (1973). Accelerometry - A Technique for the Measurement of Human Body Movements. *Biomechanic*, **6**, pp. 729–236.
- MORRISON, J. R. (1970). The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J. Biomech*, **3**, pp. 51–61.
- MOSCATO, P. (1999). *New Ideas in Optimization Memetic algorithms: A short introduction*. McGraw-Hill.
- MOSCATO, P. y COTA, C. (2003). Una introducción a los algoritmos meméticos. *Inteligencia Artificial. Revista Iberoamericana de Inteligencia Artificial*, **19**, pp. 34–36.
- MUILENBURG, G. A y WILSON, A. B. (1996). *A manual for above-knee Amputees*. Dankmeyer, Inc..

- MULLER, W. (1983). *The Knee: Form, Function, and Ligament Reconstruction*. Springer-Verlag.
- MUSTAPHA, N. M. (1985). Artificial limbs, past, present and future. *National News*, **22**, pp. 18–20.
- NIELSEN, S. I.; POPOVIĆ, M. B. y POPOVIC, D.B. (2008). Stimation of joint: angles with capacitive accelerometers. *IEEE*.
- O'CONNOR, J.; GOODFELLOW, J. y BIDEN, E. (1988). *Desingning the human knee. En Mechanical Factors and the Skeleton*. Jonh Libbey, Londres.
- O'CONNOR, J.; SHERCLIFF, T.; FITZPATRICK, D. y BRADLEY, J. (1990). *Geometry of the knee*. Raven Press, Nueva York.
- OGATA, K. (1995). *Discrete-Time Control Systems*. Prentice Hall.
- ORR, J.F. y BAHRANI, A.S. (1982). Artificial limbs, past, present and future. *Engineering in medicine*, **11**, pp. 155–161.
- PADULA, P. A. y FRIEDMANN, L. W. (1987). Acquired Amputation and Prostheses Before the Sixteenth Century. *ANGIOLOGY*, **38(2)**, pp. 133–141.
- PASSINO, K. y YURKOVICH, S. (1998). *Fuzzy Control*. Addison Wesley.
- PATIL, K. M. y CHAKRABORTY, J. K. (1991). Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with a pneumatic swing phase control. *Journal Of Biomechanics*, **24**, pp. 223–233.
- RADCLIFFE, C. W. (1957). BIOMECHANICAL DESIGN OF AN IMPROVED LEG PROSTHESIS. *NATIONAL RESEARCH COUNCIL. PROSTHETICS RESEARCH BOARD*, **11**, p. 33.
- RADCLIFFE, C. W. (1970). Prosthetic-knee mechanisms for above-knee amputees. *Prosthetic and orthoti*, pp. 225–249.
- RADCLIFFE, C. W. (1994). Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria. *Prosthetics and Orthotics International*, **18**, pp. 159–173.

- REEVES, M. (2003). *Genetic Algorithms cap.3 Hand Book on Metaheuristics.* Kluwer Academic Publishers.
- RESENDE, M. y GONZÁLES, J.L. (2003). GRASP: Procedimientos de búsqueda miopes aleatorizados y adaptativos. *Inteligencia Artificial. Revista Iberoamericana de Inteligencia Artificial*, **19**, pp. 28–37.
- RESENDE, M.G.C y RIBEIRO, C.C. (2003). *Handbook of metaheuristicsGreedy randomized adaptive search procedures.* kluwer Academic Publishers.
- REUTERS (2008). Abren institución para tratar a soldados con amputaciones. *La Jornada*.
- RUMELHART, D. E.; HINTON, G. y WILLIAMS, R. (1986). *Learning internal representation by error propagation.* volumen 1. MIT Press.
- SEYMOUR, R.; ENGBRETSON, B.; KOTT, K.; N, ORDWAY; BROOKS, G.; CRANNELL, J.; HICKNELL, E. y WHEELER, K (2007). Comparison between the C-leg microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey. *Prosthetics And Orthotics International*, **31**, pp. 51–61.
- SHURR, D.G. y COOK, T.M. (1990). *Prosthetics and Orthotics.* Appleton and Lange.
- SÁNCHEZ, J. (1999). *BIOMECANICA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL Y PATHOLOGICA.* INSTITUTO DE BIOMECANICA DE VALENCIA.
- SOUUDAN, K.; AUDEKERCKE, R.; VAN y MARTENS, M. (1980). Exact knowledge of knee motion kinematics as a basis for well-designed knee prostheses. The instant axis concept. *Acta Orthop. Belg.*, **46(6)**, pp. 757–765.
- STEARNS, S. D. y HUSH, D. R (2002). *Digital Signal Processing with Examples in MATLAB (Electrical Engineering & Applied Signal Processing Series).* CRC Press.
- TAKAGI, H. (1993). *Cooperative System of Neural Network and Fuzzy Logic and its Applications to Consumer Products.* Van Nostrand Reinhold.
- TAKAHATA, K. (2009). *Micro Electronic and Mechanical Systems.* In-teh.
- VAUGHAN, C. L. (1992). *Dynamics of Human Gait.* Human Kinetics Publishers.

- VRIES, J. (1995). Conventional 4-bar linkage knee mechanisms : A strengthweakness analysis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **32**, pp. 36–42.
- WANG, T. K.; JU, M. S. y TSUEI, Y.G. (1992). Adaptative control of above knee electro-hydraulic prosthesis. *Journal Of Biomechanical Engineering*, **114**, pp. 421–424.
- WERBOS, P. (1990). Backpropagation through time: What it does and how to do it. *Proceedings of the IEEE*, **87**, p. 10.
- WETZ, H. H.; HAFKEMEYER, U. y DRERUP, B. (2005). The influence of the C-leg knee-shin system from the Otto Bock Company in the care of above-knee amputees. A clinical-biomechanical study to define indications. *Der Orthopade*, **34**, p. 298.
- WHITTLE, M. W. (1996). *Gait Analysis. An Introducction*. Butterword- hEINEMAN.
- WILSON, A. B. (1972). Modern history of amputation surgery and artificial limbs. *Orthopedic Clinics of North America*, **3**, pp. 267–285.
- WINTER, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*,. Waterloo Cover, 2a^a edición.
- WINTER, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Inc.
- WINTER, D. A.; GREENLAW, R. K. y HOBSON, D. A. (1972). Television-Computer Analysis of Kinematics of Humand Gait. *Computer Biomed. Res.*, **5**, pp. 498–504.
- WRIGHT, R. (1996). Can Machines Think? *Time*, **147**.
- YAGER, R. y ZADEH, L.A. (1992). *An Introduction to Fuzzy Logic Applications in Intelligent Systems*. Kluwer Academic Publishers.
- ZADEH, L. A. (1965). Fuzzy Sets. *Information Control*, **8**, pp. 338–353.
- ZADEH, L. A. (1992). *An Introduction to Fuzzy Logic Applications in Intelligent Systems*. Kluwer Academic Publisher.
- ZADEH, L. A. (1996). The Evolution of Systems Analysis and Control: A Personal Perspective. *IEEE Control Mag*, **16**, p. 95.
- ZADEH, L.A. (1972). A Rationale for Fuzzy Control. *J. Dynamic Syst*, **94**, p. 3.

- ZILOUCHIAN, A. y JAMSHIDI, M. (2001). *Intelligent Control Systems Using Soft Computing Methodologies*. CRC Press.

