



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TEMA: DISEÑO DEL CONTROLADOR PARA UN PROTOTIPO
DE PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN
TRANSFEMORAL BASADO EN PATRONES DE TRAYECTORIA
DE MARCHA ESTÁNDAR**

AUTOR: BENALCÁZAR ROMÁN, ALEXANDER PAÚL

DIRECTOR: Ing. TOBAR QUEVEDO, JOHANNA BELEN MsC.

SANGOLQUÍ

2018



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, *“DISEÑO DEL CONTROLADOR PARA UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL BASADO EN PATRONES DE TRAYECTORIA DE MARCHA ESTÁNDAR”* fue realizado por el señor *Benalcázar Román, Alexander Paúl* el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustenten públicamente.

Sangolquí, Mayo de 2018.

Firma:

Ing. Johanna Tobar MsC.
C.C. 1717171241



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, *Benalcázar Román, Alexander Paúl*, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: ***“DISEÑO DEL CONTROLADOR PARA UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL BASADO EN PATRONES DE TRAYECTORIA DE MARCHA ESTÁNDAR”*** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetado los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, Mayo del 2018

Firma

Alexander Benalcázar
C.C. 1718025990



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

AUTORIZACIÓN

Yo, *Benalcázar Román, Alexander Paúl* autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: *Diseño del controlador para un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral basado en patrones de trayectoria de marcha estándar* en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolqui, Mayo del 2018

Firma



Alexander Benalcázar
C.C. 1718025990

DEDICATORIA

La realización de este proyecto esta dedicada en primer lugar a Dios por permitirme llegar a cumplir esta meta, a mi familia pilar fundamental y fuente de motivación diaria para luchar por mis sueños.

A mi madre Cecilia, por siempre estar pendiente de mi, por ser mi ángel que siempre me cuida y me apoya, que me ha enseñado a ser humilde y perseguir los sueños. A mi padre Edgar, por ser ejemplo de responsabilidad y perseverancia para conseguir los objetivos planteados.

A mis hermanos Edgar, Verónica y Michelle por siempre haber creído en mi y apoyarme a lo largo de este camino.

Benalcázar Román Alexander Paúl

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por guiarme a lo largo de este camino y darme fuerzas cuando lo necesite.

A mi familia, especialmente a mis padres, Edgar y Cecilia, por su apoyo incondicional durante todo el trayecto, por sus votos de aliento y por el amor brindado cada día. Gracias también a mis hermanos Edgar, Verónica y Michelle, por guiar mis pasos por buen camino, por ser cómplices de mis locuras y llenar mis días de alegría y felicidad. Gracias también a Hatchy, mi compañero fiel de madrugadas que estuvo presente todo el tiempo.

A mis amigos del colegio, universidad y de la vida con los que compartí este capítulo de mi vida llamado universidad. Cada uno ha sido parte importante de este logro y me ha forjado a la persona que soy ahora, gracias de corazón.

De manera especial a la Ing. Johanna Tobar e Ing. Danny De la cruz, por guiarme y compartirme sus conocimientos, brindarme su tiempo y apoyarme durante la realización de este proyecto.

Finalmente al Sr. Diego Hernández por su ayuda desinteresada para la realización del presente proyecto, sin su sabia guía y su perspectiva de la vida este trabajo no hubiera sido posible.

Benalcázar Román Alexander Paúl

ÍNDICE GENERAL

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	ii
AUTORIZACIÓN.....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
ÍNDICE GENERAL.....	vi
RESUMEN.....	xii
ABSTRACT	xiii
CAPÍTULO I.....	1
1 GENERALIDADES	1
1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Justificación e importancia	3
1.3 Alcance del proyecto.....	5
1.4 Objetivos.....	7
1.4.1 Objetivo General	7
1.4.2 Objetivos Específicos.....	7
1.5 Descripción general del proyecto	7
1.5.1 Componentes mecánicos	8
1.5.2 Componentes electrónicos.....	10
CAPÍTULO II	13
2 MARCO TEÓRICO.....	13
2.1 La prótesis	13
2.1.1 Historia de la prótesis.....	13
2.2 Prótesis transfemoral.....	16
2.2.1 Tipos de prótesis transfemorales	17
2.2.2 Partes de una prótesis transfemoral.....	20

2.3	Ciclo de marcha	24
2.3.1	Intervalos de la marcha.....	25
2.4	Control de la prótesis transfemoral	32
2.4.1	Control por electromiografía.....	32
2.4.2	Control con patrones de marcha estándar.....	33
2.4.3	Redes neuronales.....	35
2.4.4	Métodos de aprendizaje de una red neuronal	36
	CAPÍTULO III	38
3	ESTADO DEL ARTE.....	38
	CAPÍTULO IV	42
4	DISEÑO CONCEPTUAL	42
4.1	Especificaciones para el diseño electrónico	42
4.2	Listado de métricas	44
4.2.1	Módulo 1 (Controlador)	44
4.2.2	Módulo 2 (Sensor de movimiento).....	45
4.2.3	Módulo 3 (Sensor de temperatura y humedad)	46
4.3	Conclusiones del listado de métricas	47
4.4	Diseño del prototipo de adquisición	49
4.4.1	Perfil del sujeto de prueba.....	49
4.4.2	Tamaño de la muestra.....	50
4.4.3	Colocación del sensor.....	52
4.4.4	Prueba operacional del sistema de medida de patrones de marcha.....	54
4.4.5	Algoritmo para la adquisición de los patrones de marcha.....	56
4.4.7	Prueba Piloto	58
	CAPÍTULO V	61
5	DISEÑO E IMPLMETACIÓN DEL CONTROLADOR	61
5.1	Recopilación de eventos sucedidos con el sistema integrado	61
5.1.1	Depuración de datos	61
5.1.2	Suavizado de los patrones de marcha.....	63

5.2	Relación de las señales Muslo – Pierna y Muslo – Pie	64
5.2.1	Relación Muslo – Pierna	65
5.2.2	Relación Muslo – Pie	65
5.3	División de la relación de las señales Muslo – Pierna y Muslo – Pie	66
5.3.1	Relación Muslo – Pierna	67
5.3.2	Relación Muslo – Pie	68
5.4	Entrenamiento de la red neuronal	69
5.4.1	Método del descenso de gradiente.....	69
5.4.2	Aproximador universal.....	71
5.4.3	Arquitectura de la red.....	72
5.4.4	Entrenamiento de la red.....	74
5.5	Implementación del prototipo del Sistema GEPAM	86
5.5.1	Diagrama de bloques.....	86
5.5.2	Algoritmo del sistema GEPAM	88
5.5.3	Diseño electrónico del sistema GEPAM.....	89
5.5.4	Monitoreo remoto del sistema GEPAM.....	90
5.5.5	Montaje del sistema GEPAM en la prótesis.....	91
CAPÍTULO VI		94
6	PRUEBAS Y RESULTADOS	94
6.1	Respuesta de la red neuronal	94
6.2	Prueba de funcionamiento de la prótesis en un banco de pruebas	98
6.3	Prueba de funcionamiento de la prótesis con un paciente	103
CAPÍTULO VII		109
7	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	109
7.1	CONCLUSIONES	109
7.2	RECOMENDACIONES	111
8	REFERENCIAS	112
9	ANEXOS	¡Error! Marcador no definido.

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Componentes mecánicos del proyecto.....	8
<i>Figura 2.</i> Componentes electrónicos del proyecto	10
<i>Figura 3.</i> Prótesis de madera con encaje de Potts	14
<i>Figura 4.</i> Prótesis de Parmelee	15
<i>Figura 5.</i> Evolución de la fabricación de las prótesis de Hanger	16
<i>Figura 6.</i> Modelo de prótesis transfemoral	17
<i>Figura 7.</i> Prótesis transfemoral cosmética	17
<i>Figura 8.</i> Prótesis transfemoral mecánica	18
<i>Figura 9.</i> Prótesis transfemoral mioeléctrica.....	19
<i>Figura 10.</i> Prótesis transfemoral inteligente.....	19
<i>Figura 11.</i> Socket con ajuste por medio de inyección de aire	21
<i>Figura 12.</i> Rodilla policéntrica de cuatro barras	23
<i>Figura 13.</i> Representación de las fases del ciclo de marcha	24
<i>Figura 14.</i> Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo I de la marcha	25
<i>Figura 15.</i> Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo I de la marcha.....	26
<i>Figura 16.</i> Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo I de la marcha.....	27
<i>Figura 17.</i> Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo II de la marcha	28
<i>Figura 18.</i> Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo II de la marcha	29
<i>Figura 19.</i> Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo II de la marcha	30
<i>Figura 20.</i> Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III de la marcha	31
<i>Figura 21.</i> Diagrama de bloques de lazo de control con señales EMG.....	33
<i>Figura 22.</i> Diagrama de bloques de lazo de control en base a patrones de marcha estándar.....	34
<i>Figura 23.</i> Esquema de una red neuronal	35
<i>Figura 24.</i> Prótesis biónica de Hug Herr	39
<i>Figura 25.</i> (a) Rheo Knee (b) Power Knee desarrollada por Ossur.....	41
<i>Figura 26.</i> Diagrama de bloques del sistema de adquisición	43
<i>Figura 27.</i> Población del Ecuador por grupo de edad	50
<i>Figura 28.</i> Marco de referencia técnico-atómico y ubicación de sensores.....	52
<i>Figura 29.</i> Ubicación de los sensores	53
<i>Figura 30.</i> Alineación de los sensores inerciales de la pierna derecha	53
<i>Figura 31.</i> Diagrama de flujo adquisición de los patrones de marcha	56
<i>Figura 32.</i> Modelo del prototipo de adquisición de patrones de marcha	58
<i>Figura 33.</i> Proceso de prueba piloto.....	59
<i>Figura 34.</i> Prueba piloto de patrones de marcha	59
<i>Figura 35.</i> Ejemplos de patrones de marcha obtenidos con prueba piloto.....	60

Figura 36. Comparación señal original vs señal depurada.....	63
Figura 37. Patrones del muslo aplicando la función de filtrado.....	63
Figura 38. Patrones de la pierna aplicando la función de filtrado.....	64
Figura 39. Patrones del pie aplicando la función de filtrado.....	64
Figura 40. Curva característica de la relación Muslo - Pierna	65
Figura 41. Curva característica de la relación Muslo - Pie	65
Figura 42. Dinámicas del ciclo de marcha de la cadera	66
Figura 43. Dinámica del ciclo de marcha relación: Muslo - Pierna.....	67
Figura 44. Curva característica por dinámicas de la relación Muslo – Pierna.....	67
Figura 45. Dinámica del ciclo de marcha relación: Muslo - Pie.....	68
Figura 46. Curva característica por dinámicas de la relación Muslo – Pie	68
Figura 47. Diseño de un perceptrón	69
Figura 48. Regla de retropropagación	70
Figura 49. Diagrama de la red neuronal a implementar.....	72
Figura 50. Arquitectura de la red neuronal a entrenar.....	73
Figura 51. Método de validación cruzada	74
Figura 52. Diagrama de flujo programa principal.....	76
Figura 53. Patrones de marcha utilizados para el entrenamiento de la red neuronal	77
Figura 54. Diagrama de flujo algoritmo de retropropagación.....	78
Figura 55. Diagrama de flujo algoritmo de entrenamiento de la red neuronal	79
Figura 56. Resultado de entrenamiento para modelos sinusoidal y logarítmico.....	80
Figura 57. Diagrama de bloques del sistema GEPAM.....	87
Figura 58. Algoritmo del sistema GEPAM.....	88
Figura 59. Diagrama esquemático sistema GEPAM.....	89
Figura 60. Diseño PCB y contenedor del sistema GEPAM.....	90
Figura 61. Prótesis transfemoral final	93
Figura 62. Escenario 1: Validación de la respuesta de la red neuronal.....	94
Figura 63. Prueba patrones de marcha: relación muslo-pierna	96
Figura 64. Respuesta del sistema GEPAM	97
Figura 65. Escenario 2: Validación del funcionamiento de la prótesis en un banco de pruebas ..	98
Figura 66. Plataforma de prueba	99
Figura 67. Pruebas del ciclo de marcha en plataforma	100
Figura 68. Respuesta de la prótesis con el sistema GEPAM en un banco de pruebas.....	101
Figura 69. Escenario 3: Validación del funcionamiento de la prótesis en un paciente.....	103
Figura 70. Alineación estática.....	104
Figura 71. Alineación dinámica: (a) Extensión y (b) flexión.....	105
Figura 72. Respuesta de la prótesis con el sistema GEPAM en un paciente	107

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. <i>Análisis del tobillo en el Intervalo I</i>	25
Tabla 2. <i>Análisis de la rodilla en el Intervalo I</i>	26
Tabla 3. <i>Análisis de la cadera en el Intervalo I</i>	27
Tabla 4. <i>Análisis del tobillo en el Intervalo II</i>	28
Tabla 5. <i>Análisis de la rodilla en el Intervalo II</i>	29
Tabla 6. <i>Análisis de la cadera en el Intervalo II</i>	30
Tabla 7. <i>Análisis de la marcha en el Intervalo III</i>	31
Tabla 8. <i>Módulos a implementar</i>	44
Tabla 9. <i>Módulo 1 (Controlador)</i>	44
Tabla 10. <i>Módulo 2 (Sensor de movimiento)</i>	45
Tabla 11. <i>Módulo 3 (Sensor de temperatura y humedad)</i>	46
Tabla 12. <i>Listado de métricas</i>	47
Tabla 13. <i>Características del actuador de rodilla y pie</i>	48
Tabla 14. <i>Características batería LIPO</i>	48
Tabla 15. <i>Características del sujeto de prueba de la prótesis</i>	49
Tabla 16. <i>Características de funcionamiento de la prótesis</i>	49
Tabla 17. <i>Resumen de características del sujeto de prueba de la prótesis</i>	51
Tabla 18. <i>Resumen del número de patrones generados</i>	57
Tabla 19. <i>Clasificación de la base de datos</i>	75
Tabla 20. <i>Entrenamiento de patrones muslo-pierna (Modelo polinomial)</i>	81
Tabla 21. <i>Entrenamiento de patrones muslo-pierna (Modelo exponencial)</i>	82
Tabla 22. <i>Entrenamiento de patrones muslo-pie (Modelo polinomial)</i>	83
Tabla 23. <i>Entrenamiento de patrones muslo-pie (Modelo exponencial)</i>	84
Tabla 24. <i>Resultado del entrenamiento de la red neuronal: relación muslo-pierna</i>	85
Tabla 25. <i>Resultado del entrenamiento de la red neuronal: relación muslo-pie</i>	85
Tabla 26. <i>Descripción y funciones de las pantallas de la aplicación móvil</i>	91
Tabla 27. <i>Montaje del sistema GEPAM</i>	92
Tabla 28. <i>Modelo polinomial utilizado para el entrenamiento de la red</i>	95
Tabla 29. <i>Comparación: ángulos reales vs ángulos generados por el sistema GEPAM</i>	97
Tabla 30. <i>Comparación: ángulos del banco de pruebas vs ángulos del sistema GEPAM</i>	102
Tabla 31. <i>Pruebas del ciclo de marcha en un paciente</i>	106
Tabla 32. <i>Comparación: ángulos generados por el paciente vs ángulos del sistema GEPAM</i>	108

RESUMEN

El elevado costo para adquirir las prótesis dificulta que las personas puedan acceder a ellas masivamente, por tal motivo realizar una prótesis de bajo costo, que brinde al usuario confort y seguridad al caminar, se ha convertido en una necesidad inminente para este grupo social. Las redes neuronales es una de las técnicas que ha tenido gran aceptación para establecer estrategias de control para prótesis, debido principalmente a sus características de aprendizaje. El presente proyecto va dirigido al diseño e implementación de un controlador inteligente que permita reproducir el ciclo de marcha en una prótesis de pierna para amputación transfemoral, esto se realiza por medio de la captura de los ángulos generados al caminar a través de sensores inerciales y la activación de servomotores colocados en las articulaciones. Esta investigación es la segunda versión de un prototipo de prótesis desarrollada en el proyecto de grado con el título “Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles” (Bravo & Comina, 2017) donde se pretende corregir ciertos problemas de funcionamiento. De las pruebas realizadas se pudo obtener un sistema generador de patrones de marcha, el cuál es capaz de generar patrones de marcha con variaciones de error que oscilan entre 3.82% para simulación, 7,86% para patrones de marcha en el banco de pruebas y 4.65% para patrones de marcha en el paciente.

Palabras Clave

- **PRÓTESIS TRANSFEMORAL**
- **REDES NEURONALES**
- **PATRONES DE MARCHA**
- **SENSORES INERCIALES**
- **CICLO DE MARCHA**

ABSTRACT

The high cost to acquire the prosthesis makes it difficult for people to massive access, for this reason a low-cost prosthesis was made, which provides the user with comfort and safety when walking, it has become a necessity for this social group. Neural networks are one of the techniques that have great acceptance for the control of strategies for detection, mainly due to their learning characteristics. The present project is aimed at the design and implementation of an intelligent controller that allows to reproduce the walking cycle in a leg prosthesis for transfemoral amputation, this is done by capturing the angles generated when walking through inertial sensors and the activation of servomotors placed in the joints. This is the second version of a prosthesis prototype developed in the degree project with the title "Redesign and improvement of a prototype leg prosthesis for transfemoral amputation with temperature and humidity monitoring through the application for mobile phones" (Bravo & Comina, 2017) where it is intended to correct certain operating problems. From the tests carried out it was possible to obtain a generator system for gait patterns, which is capable of generating gait patterns with error variations ranging from 3.82% for simulation, 7.86% for gait patterns in the test bench and 4.65% for walking patterns in the patient.

Keywords

- **TRANSFEMORAL PROSTHESIS**
- **NEURONAL NETWORKS**
- **MARKING PATTERNS**
- **INERTIAL SENSORS**
- **CYCLE OF MARCH**

CAPÍTULO I

1 GENERALIDADES

1.1 Antecedentes

La prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, donde el avance en el diseño de las prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano. (Dorado, 2004)

A partir de los avances de la tecnología se originan una serie de investigaciones particulares, específicamente las investigaciones de robótica en cooperación con la medicina abren la posibilidad de ayudar al ser humano con el propósito de asistir o potencializar las funciones del cuerpo. Además, surge la necesidad de mejorar las condiciones en las cuales estas personas desarrollan una actividad; potencializando las habilidades: motriz, auditiva o visual; reduciendo en cierta parte la inseguridad en el desarrollo de actividades cotidianas y mejorando su calidad de vida.

En la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, en el área de Automática y Robótica, en los últimos años se han desarrollado varios proyectos de carácter social orientados a mejorar la calidad de vida de personas que carecen o han perdido alguna de sus extremidades. Entre los trabajos importantes tenemos:

- Guamán Sosa, Edison Fabricio y Bermeo Granda, Juan David. (2017) Diseño e implementación de la instrumentación para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior en sujetos sanos. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Ávila Meza, Edison Eduardo (2017). Caracterización de movimientos de la mano para el control de desplazamiento de un robot móvil. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Nagua Cuenca, Luis Fernando y Tupiza Yajamín, Alfredo Paúl (2015). Diseño y construcción de un prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esguince de tobillo. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas. Matriz Sangolquí.
- Sandoval Socasi, Daniela Estefanía y Trujillo Maya, Andrea Paulina (2016). Sistema replicador de movimiento articular de extremidad superior derecha en brazo robótico industrial por estudio electromiográfico y uso de Kinect. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Calderón Pasquel, David Stalin (2017). Diseño e implementación de un prototipo para medición de señales electromiográficas de la zona torácica para estudio de comportamiento muscular. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.

- Urgilés Valles, Luis Fernando (2015). Diseño y construcción de un sistema de rehabilitación pasivo para la rodilla. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.

La Universidad de las Fuerzas Armadas, en el Departamento de Eléctrica y Electrónica en colaboración con el Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica con el afán de seguir la línea de investigación en tanto a la elaboración y construcción de prótesis, se desarrolló un proyecto de grado de título “Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles” elaborado por los Ingenieros Xavier Bravo, y Mayra Comina. En base a las pruebas, verificación y recomendaciones de los ingenieros, se plantea la realización de una alternativa de control, por lo que se ha optado por el diseño de un controlador utilizando control inteligente como alternativa de funcionamiento y la implementación de acelerómetros y giroscopios, en lugar de sensores mioeléctricos.

1.2 Justificación e importancia

Actualmente en el Ecuador existen 418001 personas que padecen algún tipo de discapacidad registradas, de las cuáles el 47,07%, es decir 196758 personas padecen discapacidad del tipo física, sector en el cual se encuentran personas con diferentes tipos de amputaciones, las cuáles requieren de prótesis para conseguir realizar sus actividades habituales de manera autónoma. (Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades CONADIS, 2017)

Ante esta cruda estadística, el Ecuador no solo ha creado diferentes programas de apoyo e inclusión para personas discapacitadas, sino que se ha convertido en pionero a nivel latinoamericano a través del programa “Manuela Espejo” que fue inaugurada por el Ex Vicepresidente Lenin Moreno, en octubre del 2012. Una de las actividades del programa es cubrir las necesidades de prótesis hasta el año 2013, produciendo aproximadamente 300 prótesis por mes. (Ministerio de Salud Pública del Ecuador, 2012), sin embargo, el elevado costo para adquirir las prótesis dificulta que las personas puedan acceder a ellas de manera masiva, por tal motivo realizar prótesis de bajo costo se ha convertido en una necesidad inminente para este grupo social.

Según la Constitución de la República del Ecuador, Artículo 156, sección segunda. - “La política pública en discapacidades incluye todas las acciones, proyectos y programas que desarrollan las instituciones de todos los niveles de gobierno para la atención de las personas con discapacidad y sus familias, a nivel nacional.”, por lo que es preciso ofrecer prótesis de calidad y fundamentalmente accesibles a todos los usuarios con el fin de garantizar y satisfacer las necesidades del mismo.

Las principales causas por las que se realizan amputaciones de miembros inferiores según (Alós, 2008) son: accidentes de tránsito, accidentes industriales y diabetes mellitus. Donde una vez realizada una amputación la persona afectada sufre una pérdida de sensibilidad y el miembro residual (muñón) se somete a condiciones mecánicas y térmicas anormales debido al contacto entre la piel y la prótesis. Esto en ocasiones puede afectar el tejido humano por un aumento desmedido de tensión, fricción o calor, razones por las cuales se busca mejorar el confort y funcionamiento de la prótesis.

En base a la prótesis desarrollada en el proyecto de grado con el título “Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles” (Bravo & Comina, 2017), se recomienda realizar el diseño de un controlador y la utilización de giroscopios y acelerómetros como alternativa de funcionamiento, debido a que la prótesis no cuenta con un control de la marcha, y además mediante el uso de señales mioeléctricas no se lograron los resultados esperados desde el punto de vista funcional, por lo que se plantea la implementación del controlador y los sensores en la prótesis para brindar al usuario mayor confort y una marcha normal al caminar, evitando la posibilidad de rechazo de la misma.

1.3 Alcance del proyecto

La realización de la tercera versión de la prótesis desarrollada en el proyecto de grado con el título: “Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles” (Bravo & Comina, 2017), para permitir una marcha normal a través de la implementación de un controlador inteligente que permita conseguir los ángulos ideales en las articulaciones (rodilla y tobillo) mediante la activación de servomotores colocados en las articulaciones con la utilización de giroscopios y acelerómetros.

Para el desarrollo del proyecto se han establecido cuatro etapas, durante la primera etapa se realizará un estudio de la dinámica del ciclo de marcha con el objetivo de identificar características relevantes en cada una de las etapas que componen el movimiento.

La segunda etapa tiene que ver con la selección de los sensores (acelerómetros y giroscopios) adecuados para monitorear el ciclo de marcha, además se realizará el diseño del controlador a partir de los ángulos calculados previamente en el estudio del ciclo de marcha biomecánica desarrollado en el proyecto de titulación realizado por (Bravo & Comina, 2017) para las articulaciones de la rodilla y tobillo. Donde para el diseño del controlador se realizará una comparativa para evaluar que técnica de control resulta ser la más adecuada para implementar.

Para la tercera etapa se realizará la instalación de los sensores (giroscopios y acelerómetros) en las articulaciones de la prótesis, además la implementación del controlador, para posteriormente realizar pruebas de funcionamiento con la prótesis que garanticen su utilización en pacientes mediante la utilización de banco de pruebas.

Finalmente, en la cuarta etapa se realizará un análisis comparativo donde se evaluará los beneficios y debilidades en el funcionamiento de la prótesis mediante el uso del controlador y la implementación de giroscopios y acelerómetros, versus el funcionamiento mediante la adquisición de señales mioeléctricas.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Diseñar e implementar un controlador inteligente que reproduzca en un prototipo de prótesis de pierna la marcha normal mediante el uso de giroscopios y acelerómetros.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Realizar un sistema de medición de los ángulos en las articulaciones sanas (rodilla y tobillo) mediante el uso de giroscopios y acelerómetros.
- Comprobar el funcionamiento del controlador mediante un banco de pruebas que permita reproducir la marcha normal de la prótesis.
- Analizar comparativamente el funcionamiento del prototipo con señales mioeléctricas y el uso de giroscopios y acelerómetros.
- Monitorear la temperatura y humedad del socket de la prótesis a través de una aplicación móvil, que permita al paciente verificar el estado del muñón durante su utilización.

1.5 Descripción general del proyecto

El presente proyecto va dirigido a la implementación de un controlador inteligente, basado en redes neuronales, en el prototipo de prótesis desarrollada en el proyecto de grado con el título: “Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles”

(Bravo & Comina, 2017), que permita conseguir en una persona la marcha normal mediante la activación de servomotores colocados en las articulaciones con la utilización de giroscopios y acelerómetros.

1.5.1 Componentes mecánicos

A continuación, se realiza una descripción de los componentes mecánicos mostrados en la Figura 1:

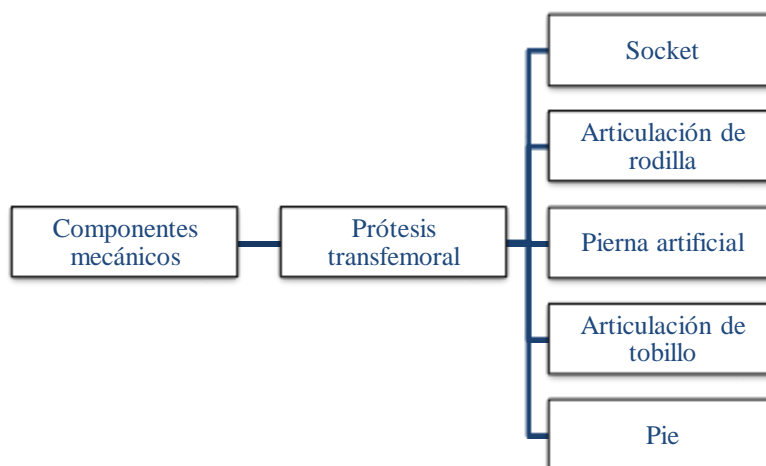


Figura 1. Componentes mecánicos del proyecto

- **Socket**

El socket es una parte fundamental de la prótesis ya que se encuentra en contacto directo con la piel humana y permite que la prótesis se fije al cuerpo. Su fabricación de esta debe ser personalizada, internamente debe ser construida de un material hipo alergénico para evitar irritación, alergias y otros problemas que puedan causar materiales extraños a la piel,

mientras que en la parte exterior de la estructura generalmente está hecha de un material compuesto que puede ser fibra de carbono o plástico sintético, para que soporte el peso del paciente, además se necesita un sistema de ajuste que en este caso será una correa. (Bravo & Comina, 2017)

- **Articulación de Rodilla**

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo y a su vez una de las más complejas, cuenta con un solo grado de libertad de movimiento, flexión y extensión; y es la encargada de dos funciones principales (Rosales, González, & Pujals, 2013):

- Cuando se encuentra en extensión, soporta el peso del cuerpo.
- Cuando se encuentra en flexión, provee al pie de la orientación.

Para su implementación se le acoplará un servomotor, que permitirá el movimiento a la articulación de la rodilla en la prótesis replicando el movimiento de una pierna humana.

- **Pierna artificial**

La pierna artificial reemplaza a la tibia y el peroné, es un cilindro de aluminio esbelto que conecta a la articulación de la rodilla con la articulación de tobillo, está fabricada de aluminio ya que es un material compatible con el acero al carbono, además es liviano, lo cual mejora la eficiencia de la pierna que, al no ser tan pesada, será también más cómoda para el usuario. (Bravo & Comina, 2017)

- **Articulación de tobillo**

La articulación de tobillo es una unión de un grado de libertad que consta de dos piezas de aluminio unidas por un pasador que permiten el movimiento del tobillo, además la articulación tiene incorporado un servomotor que emulará el movimiento de los tendones del talón, consiguiendo un caminado natural y amortiguado. (Bravo & Comina, 2017)

- **Pie**

El pie se encarga del área de contacto, de la prótesis a diseñar este soporta las cargas de fuerzas normales resultado del peso del usuario. Forma un solo cuerpo con el talón con el fin de obtener un mejor equilibrio durante el caminar. (Bravo & Comina, 2017)

1.5.2 Componentes electrónicos

En la Figura 2, se realiza una descripción de los componentes electrónicos:

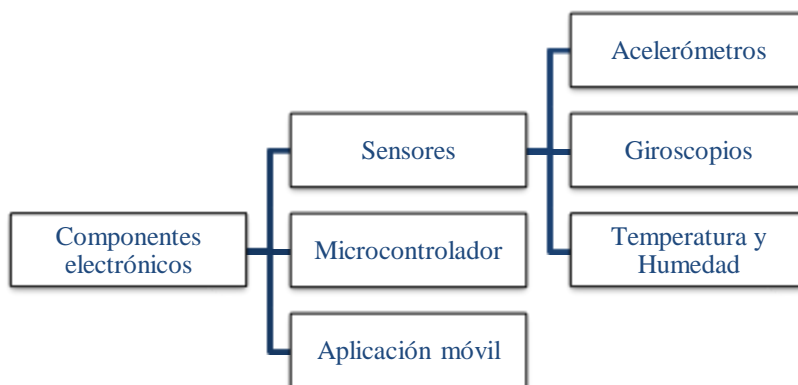


Figura 2. Componentes electrónicos del proyecto

1.5.2.1 Sensores

- **Acelerómetro**

El acelerómetro es un dispositivo utilizado para detectar la aceleración de un cuerpo rígido producida por fuerzas que actúan sobre él, se mide en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) o en las fuerzas G (g). Los acelerómetros son útiles para detectar las vibraciones en los sistemas o para aplicaciones de orientación. (Oberlander, 2015)

- **Giroscopio**

El giroscopio o girómetro es un dispositivo que mide el desplazamiento angular o la velocidad angular, se mide en grados por segundo ($^{\circ} / s$) o revoluciones por segundo (RPS). Generalmente los giroscopios son útiles para determinar la orientación y se encuentran en la mayoría de los sistemas de navegación autónomos. (Guamán & Bermeo, 2017)

- **Unidad de Movimiento Inercial (IMU)**

La Unida de Medición Inercial (IMU) es un dispositivo que combina la tecnología de al menos un acelerómetro y un giroscopio orientados axialmente, para proporcionar datos de aceleración lineal y velocidad angular sobre el eje en el que se encuentren ubicados. Actualmente son ampliamente utilizados en la industria debido a sus facilidades de uso, peso ligero y portabilidad, lo que los hacen ideales para cualquier tipo de aplicación. (Jonsdottir, 2014)

1.5.2.2 Microcontrolador

Un microcontrolador según (Angulo & Cuenca, 1997), es un circuito integrado de alta escala de integración que se emplea para el gobierno de uno o varios procesos, dentro del proyecto contendrá al controlador que se encargará de leer e interpretar las señales producidas por las IMUs, para la posterior activación de los actuadores; además mediante la comunicación bluetooth transferirá los datos a una aplicación para la monitorización de parámetros de interés.

1.5.2.3 Aplicación móvil

La aplicación móvil de monitoreo tendrá una conexión inalámbrica a través de bluetooth, es utilizada monitorear y alertar al paciente sobre algunos parámetros que pongan en riesgo su salud, debido a que el uso de la prótesis puede causar daños en la piel de una persona amputada.

CAPÍTULO II

2 MARCO TEÓRICO

En este capítulo se presenta información y definiciones teóricas de los elementos que forman parte del presente trabajo de investigación, donde se describe aspectos generales de la prótesis, como su definición, historia, tipos y los elementos que la componen.

2.1 La prótesis

Una prótesis según (Parra, 2010), es un mecanismo que puede reemplazar o mejorar una parte faltante del ser humano, que combina conocimientos tanto anatómicos, mecánicos y biológicos para cubrir las necesidades del paciente de manera que mejore su calidad de vida.

2.1.1 Historia de la prótesis

Para Kim Norton, en un artículo titulado “Un breve recorrido por la historia de la protésica”, los egipcios fueron los pioneros en la elaboración de este tipo de aparatos, pero no sería hasta 1696 donde Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla sin mecanismos de bloque, la cual sentaría las bases para los dispositivos actuales. (Norton, 2007)

Una de las prótesis pioneras según Charles Hennessy surgió en 1800, como se muestra en la Figura 3, el londinense James Potts diseñó una prótesis elaborada con una pierna de madera con encaje, una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda

de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo. Se hizo famosa como la “Pierna de Anglesey” por el marqués de Anglesey, que perdió su pierna en la batalla de Waterloo. (Hennessy, 1958)



Figura 3. Prótesis de madera con encaje de Potts

Fuente: (Hennessy, 1958)

Para Michael Palmer una de las prótesis que marcó tendencia, fue realizada en 1846, por Benjamin Palmer, quién mejoró la pierna Selpho al agregarle un resorte anterior, un aspecto suave y tendones escondidos para simular un movimiento natural. (Palmer, 2013).

En 1863, surgió la primera patente de prótesis registrada en United States Patent Office realizada por Dubois Parmlee, como se aprecia en la Figura 4, esta prótesis tiene algunas innovaciones como un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. (New York, Estados Unidos Patente nº 37.637, Febrero 10, 1863)

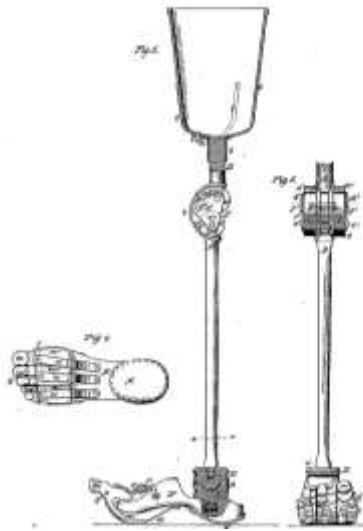


Figura 4. Prótesis de Parmelee

Fuente: (New York, Estados Unidos Patente nº 37.637, Febrero 10, 1863)

Sin embargo, las prótesis desarrolladas hasta el momento tenían la desventaja de ser demasiado pesadas e incómodas de utilizar, de acuerdo con Don Ellsworth en su publicación *Desoutter's Lesson*, la primera prótesis liviana realizada de aluminio tendría que esperar hasta 1912, cuando Marcel Desoutter, un famoso aviador inglés, perdió su pierna en un accidente de avión y con la ayuda de su hermano Charles la construyeron.

Para Yancy Reene en su publicación “*The civil war & the modern prosthetics industry*”, el suceso que provocó el verdadero desarrollo de las prótesis fue la Guerra Civil Americana, donde se produjeron alrededor de 70000 amputaciones, uno de ellos fue el soldado James Hanger, quien perdió su pierna y posteriormente fundó *Hanger & Company* una empresa dedicada al desarrollo de prótesis. (Reene, 2015) En la Figura 5, se puede apreciar la evolución de las prótesis desarrolladas por Hanger.



Figura 5. Evolución de la fabricación de las prótesis de Hanger

Fuente: (Renee, 2015)

A raíz de este suceso se comprendió la importancia del debate sobre tecnología y desarrollo de prótesis; con el tiempo, esto dio lugar a la creación de la Asociación Estadounidense de Ortoprótisis donde en colaboración con compañías militares abrió el camino para el desarrollo y producción de prótesis modernas, los cuales son dispositivos más livianos, elaborados con plástico, aluminio y materiales compuestos para brindar a los amputados dispositivos más funcionales. (Norton, 2007).

2.2 Prótesis transfemoral

Una prótesis transfemoral anatómicamente tiene su origen arriba de la rodilla, por lo que abarca desde el fémur hasta el pie, como se muestra en la Figura 6; para la construcción de este tipo de mecanismos es necesario desarrollar tres etapas como el encaje o socket, la rodilla y el conjunto pie y tobillo. (Lanza, 2006)



Figura 6. Modelo de prótesis transfemoral

Fuente: (Longás, 2014)

2.2.1 Tipos de prótesis transfemorales

Existen varias clasificaciones de las prótesis transfemorales dependiendo del autor de cada estudio, para Boris Sullcahumán en su proyecto titulado “Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial”, las prótesis se dividen en cuatro grupos (Sullcahumán, 2013):

- **Prótesis cosméticas**

Son prótesis pasivas cuyo objetivo es brindar una apariencia estética agradable y confortable para el paciente, pero su funcionalidad no es muy relevante.



Figura 7. Prótesis transfemoral cosmética

Fuente: (Rodríguez, 2015)

- **Prótesis mecánicas**

Son prótesis más importantes por su funcionalidad, para su funcionamiento utiliza un sistema de cables flexores y arneses acoplados al paciente que controlan los movimientos del cuerpo. (Rodríguez, 2015)

Prótesis mecánicas

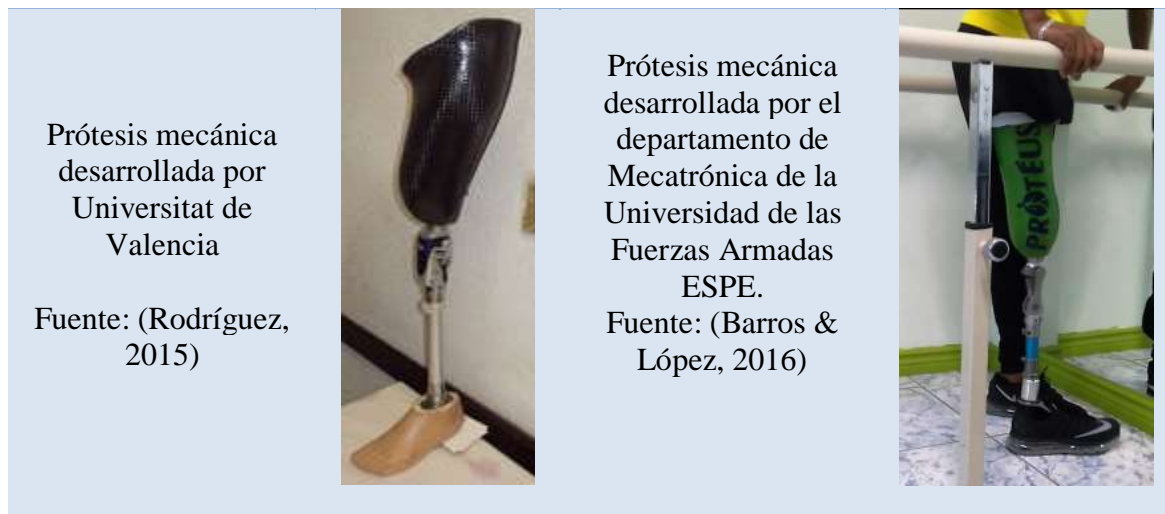


Figura 8. Prótesis transfemoral mecánica

- **Prótesis mioeléctricas**

Son prótesis controladas a través de impulsos musculares, utilizando la propiedad eléctrica generada por los músculos. (Biomédicos, 2016)

Prótesis mioeléctricas

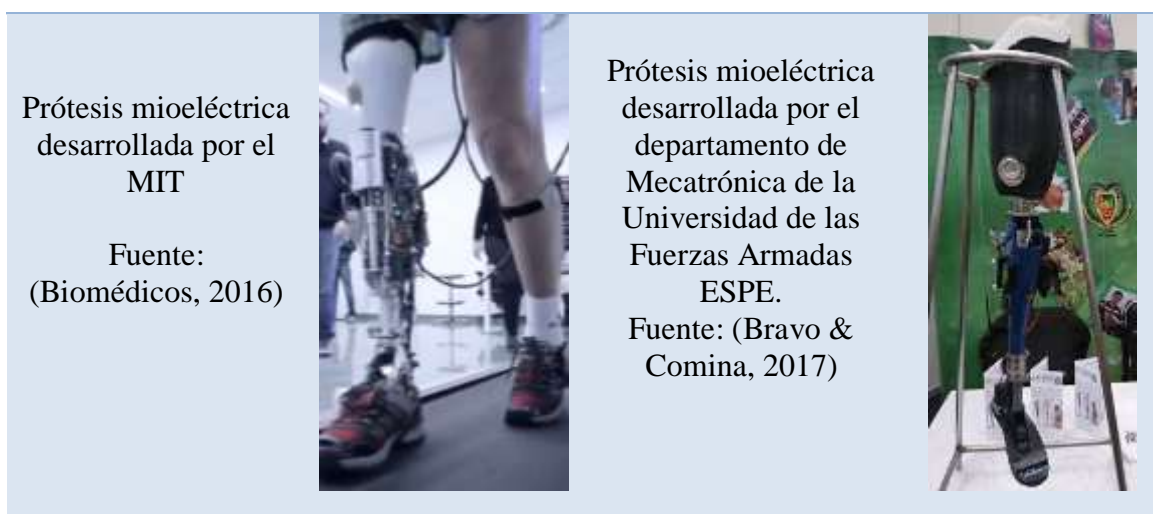


Figura 9. Prótesis transfemoral mioeléctrica

Prótesis inteligentes

Este tipo de prótesis son la muestra del gran avance tecnológico actual, debido a que estas son controladas a través de patrones de marcha estándar, mediante la implementación de sensores y microcontroladores.

Prótesis inteligentes



Figura 10. Prótesis transfemoral inteligente

2.2.2 Partes de una prótesis transfemoral

- **Socket**

El socket es una parte fundamental de la prótesis debido a que se encuentra en contacto directo con el muñón del paciente y permite que la prótesis se fije al cuerpo. Para su diseño es necesario considerar que los materiales utilizados para su fabricación no causen daños a la piel, debido a que la zona amputada es muy delicada y sensible, por de no haber un manejo adecuado de esa zona pueden producirse laceraciones en el paciente.

Para realizar un socket, según los autores Vera, Arias, Espejo y Martín en el estudio titulado “Diseño de un encaje para prótesis de miembro inferior con amputación por encima de la rodilla”, hay que tener en cuenta que es un trabajo personalizado donde se toma información sobre el paciente y el estado de la amputación, con estos datos se realiza un estudio para distribuir las fuerzas de carga del peso sobre la estructura que puedan tolerar la presión sobre un hueso plano. Para ello, el socket debe ser ligero de peso, resistente y cómodo, permitiendo que el usuario ejecute actividades de la vida cotidiana con facilidad. (Vera, Arias, Espejo, & Martín, 2007)

Actualmente, según Cristina Flores de la Universidad Nacional Autónoma de México en su publicación “Socket ajustable para prótesis de miembro inferior”, la tendencia se dirige a la fabricación de sockets ajustables debido a que a lo largo del tiempo el muñón cambia su geometría y su volumen, y aumenta o disminuye la masa muscular. Estos cambios son

diferentes para cada uno de los pacientes y provocan la necesidad de cambiar el socket continuamente y/o utilizar accesorios tales como medias, calcetines, calcetas protésicas, etc.



Figura 11. Socket con ajuste por medio de inyección de aire

Fuente: (Universidad Nacional Autónoma de México, 2011)

En la Figura 11, se puede apreciar un modelo de socket ajustable que están formados por sujetadores inflables internos que tienen contacto total con la superficie del muñón, una estructura de apoyo formada por cuatro barras verticales y un anillo central, cuyo objetivo es colocar el muñón en una posición adecuada por medio de la inyección de aire en el interior de los sujetadores ajustándolos hasta donde el usuario lo considere conveniente y se sienta cómodo. (Universidad Nacional Autónoma de México, 2011)

- **Rodilla**

La rodilla es la articulación de mayor tamaño del cuerpo humano y a su vez es una de las más complejas de replicar. Está compuesta de varias estructuras entre ellas: huesos (fémur, tibia y rótula), músculos, meniscos, ligamentos y tendones, además está envuelta en una cápsula que contiene líquido sinovial que sirve como lubricante, estos elementos en coordinación permiten la marcha con suavidad y facilidad.

Según Catarina Tales en su estudio titulado “Biomecánica de la rodilla”, la rodilla cuenta con un solo grado de libertad de movimiento, flexión y extensión; lo que permite a la rodilla regular la distancia de separación del cuerpo con el suelo, además desde el punto de vista mecánico posee dos características peculiares (Tales, 2008):

- Posee mucha estabilidad cuando se encuentra en extensión completa, para soportar el peso del cuerpo.
- Posee gran movilidad en la flexión, para proveer al pie una buena orientación.

En la actualidad, según Matias Menghini, investigador de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata, quién diseñó y construyó un prototipo funcional de prótesis de rodilla y pie flexible, considera que la fabricación de la articulación de la rodilla se realizará mediante un arreglo policéntrico, ya que brinda estabilidad cuando hace contacto con el talón y reduce la estabilidad al momento del despegue de la punta del pie, con ello se incrementa la distancia de contacto con el piso y se reduce la posibilidad de tropiezo.

En la Figura 12, se puede apreciar una rodilla policéntrica que es un sistema de cuatro o más barras, porque tienen cuatro o más eslabones rígidos y cuatro o más puntos de pivote. El diseño es más complicado ya que está formado por centros múltiples instantáneos de rotación; esencialmente consta de articulaciones anteriores y posteriores. Esta complejidad optimiza algunas características de la marcha, incrementando los niveles de estabilidad en la fase de apoyo y brindando mayor naturalidad al movimiento de oscilación, de esta manera no se necesita esfuerzo por parte del usuario para mantenerse erguido. (Menghini, 2015)



Figura 12. Rodilla policéntrica de cuatro barras

Fuente: (Menghini, 2015)

- **Pie**

El pie cumple la función de recibir los constantes impactos al caminar durante el ciclo de marcha ya que es el elemento que está en contacto con el piso, por lo que es construido generalmente con materiales con alta resistencia. Es un mecanismo básico para el soporte y movimiento que se realiza a la medida, el cual puede incorporar mecanismos robóticos, mioeléctricos o biomecánicos para producir movimiento.

En la actualidad la tendencia va al desarrollo de pies con inteligencia artificial, entre los cuales destaca el “Proprio Foot”, que fue fabricado por Hugh Herr desarrollado por el MIT y comercializado por la compañía Ossur, este sistema define las características del caminado y los eventos para cada paso, el dispositivo construye su ruta mediante un análisis continuo del movimiento horizontal y vertical a través de acelerómetros, haciendo un trazado del pie como se mueve a través del espacio. (Puglisi & Moreno, 2014)

2.3 Ciclo de marcha

El ciclo de marcha según (Vera P. , 2010), es una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y el tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad, inicia cuando un pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie con el suelo. Como se puede visualizar en la Figura 15, el ciclo de marcha a una velocidad normal va desde 100 a 115 pasos por minuto y se divide en dos fases principales:

- Fase de apoyo: Ocurre cuando una pierna está en contacto con el suelo.
- Fase de oscilación o balanceo: Ocurre cuando una pierna no está en contacto con el suelo.

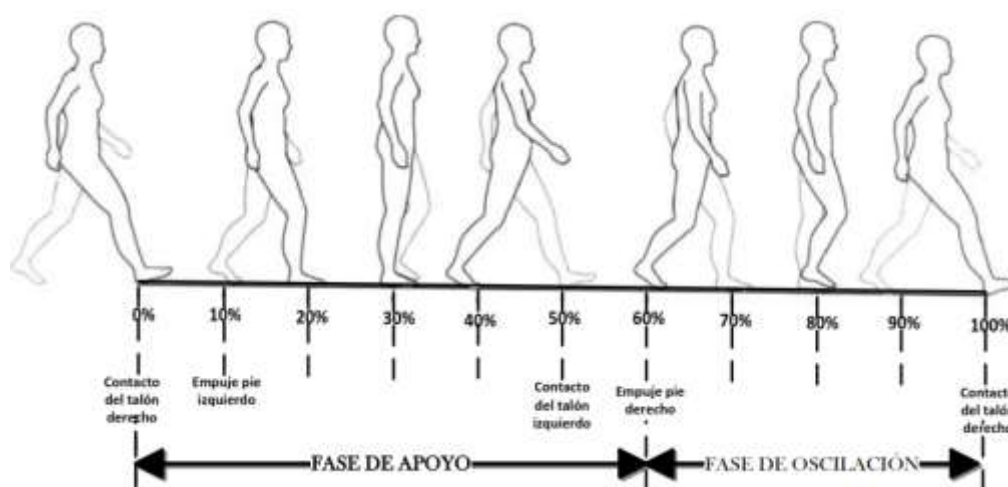


Figura 13. Representación de las fases del ciclo de marcha
Fuente: (Yang, 2010)

Durante ambas fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. Dentro de este ciclo existen componentes como se puede visualizar en la Figura 15:

- Fase de apoyo: Periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo.
- Fase de oscilación: Periodo donde ambos pies permanecen en contacto con el suelo.

2.3.1 Intervalos de la marcha

Según (Gamboa, 2016), el ciclo de marcha se divide en tres intervalos, por lo que para facilitar la comprensión de este proceso, se han realizado las siguientes tablas,

INTERVALO I

a. El tobillo

Tabla 1.

Análisis del tobillo en el Intervalo I

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

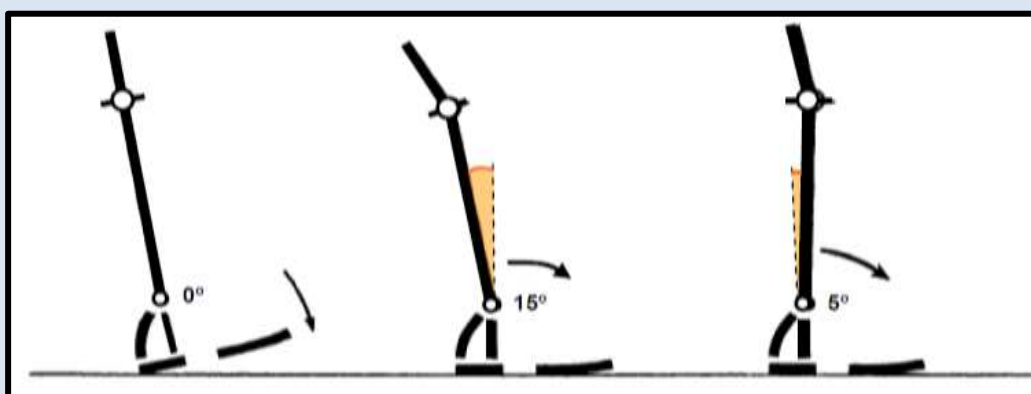


Figura 14. Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo I de la marcha

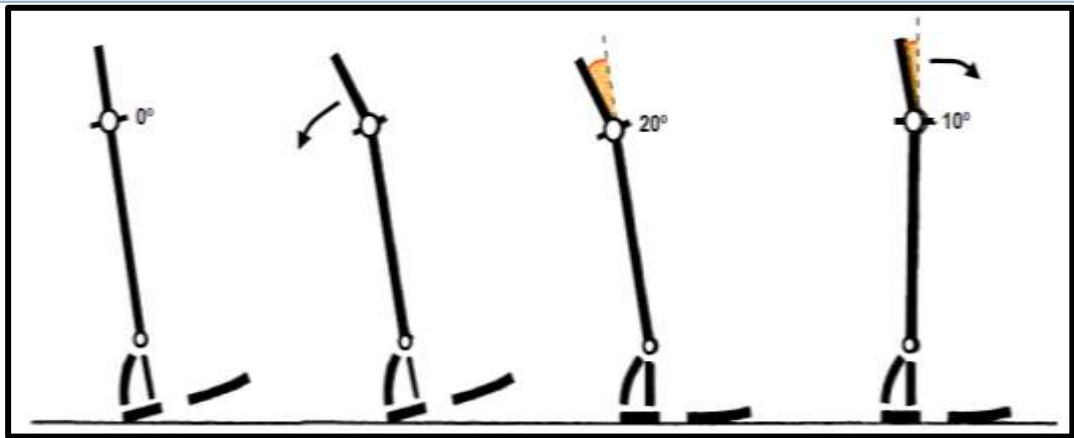
Fuente: (Gamboa, 2016)

Fuente: (Gamboa, 2016)

b. La rodilla

Tabla 2.

Análisis de la rodilla en el Intervalo I

Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo	Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo	Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie	En el apoyo medio
La articulación del tobillo se encuentra en completa extensión	La articulación del tobillo comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esta plana en el suelo	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose
			
<p><i>Figura 15.</i> Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo I de la marcha</p> <p>Fuente: (Gamboa, 2016)</p>			

Fuente: (Gamboa, 2016)

c. La cadera

Tabla 3.

Análisis de la cadera en el Intervalo I

Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo	En la posición del pie plano en el suelo
La cadera está aproximadamente a 30° de flexión	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°
Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo y la articulación de la cadera comienza a extenderse	Entre el pie plano y el apoyo medio. La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°).

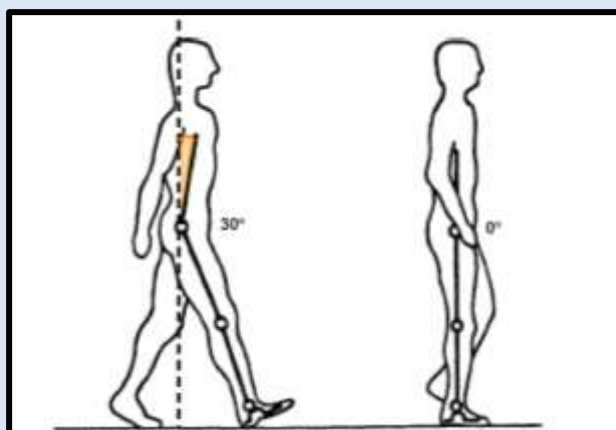


Figura 16. Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo I de la marcha

Fuente: (Gamboa, 2016)

Fuente: (Gamboa, 2016)

INTERVALO II

a. El tobillo

Tabla 4.

Análisis del tobillo en el Intervalo II

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

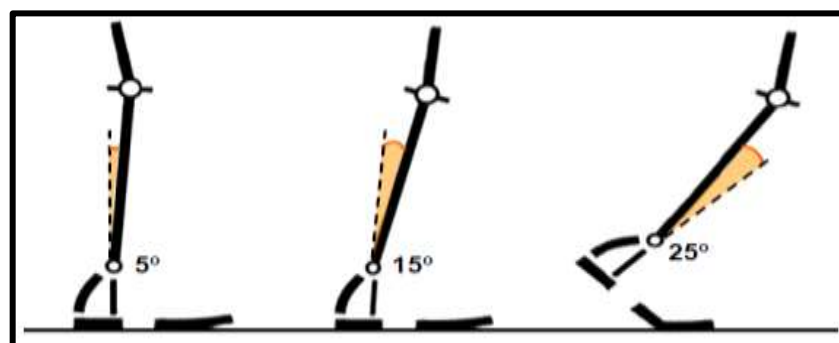


Figura 17. Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo II de la marcha

Fuente: (Gamboa, 2016)

Fuente: (Gamboa, 2016)

b. La rodilla

Tabla 5.

Análisis de la rodilla en el Intervalo II

En el apoyo medio	Inmediatamente después de que el talón pierda contacto con el suelo	Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie
La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose	La rodilla está a 4° de la extensión completa	La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión

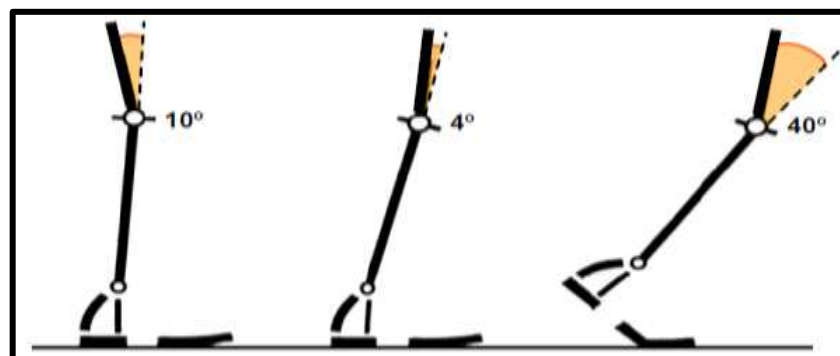


Figura 18. Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo II de la marcha

Fuente: (Gamboa, 2016)

Fuente: (Gamboa, 2016)

c. La cadera

Tabla 6.

Análisis de la cadera en el Intervalo II

En el apoyo medio	Inmediatamente después del despegue del talón	En el momento de despegue de los dedos del suelo
La articulación de la cadera se encuentra en posición neutra 30° y comienza a moverse hacia la extensión	La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20°	La cadera está cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de la flexión

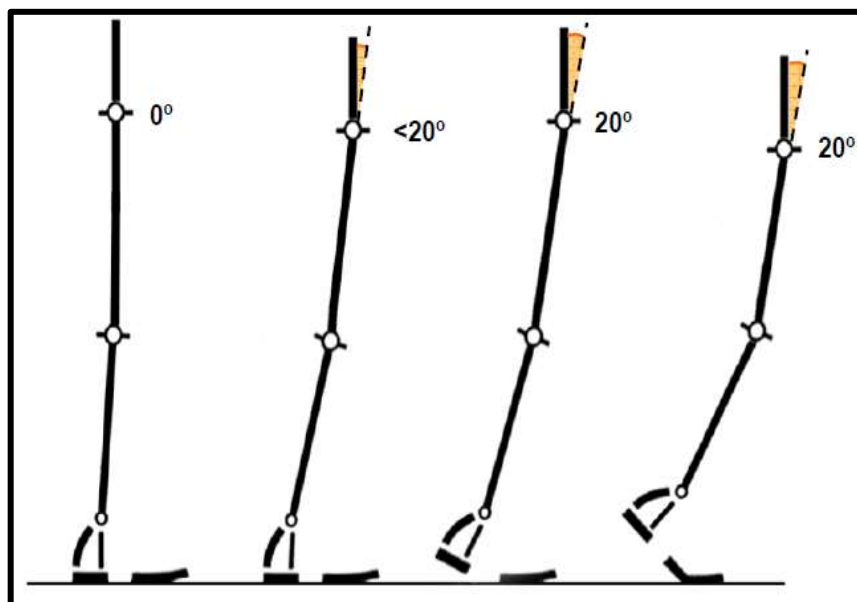


Figura 19. Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo II de la marcha

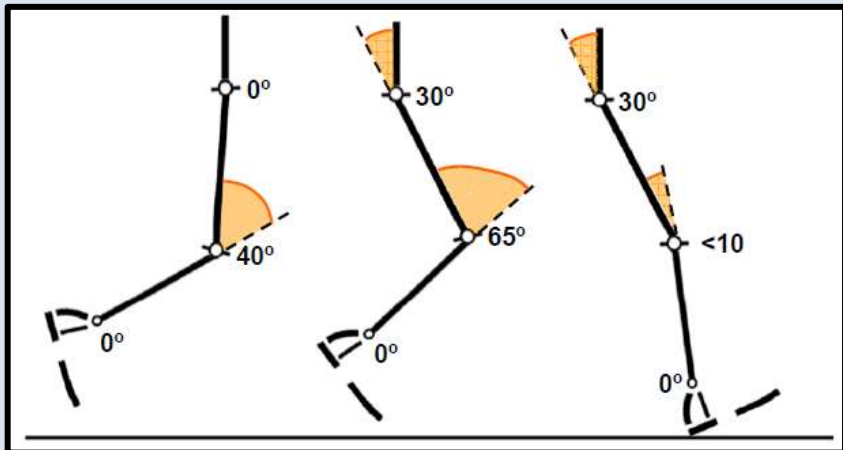
Fuente: (Gamboa, 2016)

Fuente: (Gamboa, 2016)

INTERVALO III

Tabla 7.

Análisis de la marcha en el Intervalo III

El tobillo	La rodilla	La cadera
Durante la etapa de balanceo	Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo	Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón
Durante la etapa de balanceo	Durante la etapa de balanceo	Durante la etapa de balanceo
El pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutral 0° que se mantiene durante toda la etapa de balanceo	La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65°	Partiendo de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición
 <p>El diagrama muestra tres posturas de la pierna durante el intervalo III de la marcha. En la primera postura, el ángulo de flexión plantar es 0°, el ángulo de flexión de la rodilla es 40° y el ángulo de flexión de la cadera es 0°. En la segunda postura, el ángulo de flexión plantar es 0°, el ángulo de flexión de la rodilla es 65° y el ángulo de flexión de la cadera es 30°. En la tercera postura, el ángulo de flexión plantar es 0°, el ángulo de flexión de la rodilla es 30° y el ángulo de flexión de la cadera es $<10^\circ$.</p>		
<p><i>Figura 20.</i> Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III de la marcha</p> <p>Fuente: (Gamboa, 2016)</p>		

Fuente: (Gamboa, 2016)

2.4 Control de la prótesis transfemoral

En la actualidad existen diferentes métodos para establecer una estrategia de control para prótesis transfemorales, entre los cuales es complicado establecer una estrategia de control que armonice los movimientos de la prótesis con el cuerpo, sin embargo, de acuerdo a (Martínez, 2013), el planteamiento de la estrategia de control se puede dividir en dos grupos: estrategias basadas en señales de electromiografía y estrategias basadas en patrones de trayectoria de marcha estándar.

2.4.1 Control por electromiografía

El control por electromiografía está basado en la adquisición de señales electromiográficas (EMG), las cuáles utilizan el potencial eléctrico producido por las terminales nerviosas de los músculos del muñón para caracterizarlo y emplearlo para el control de los movimientos de la prótesis.

Una de las ventajas de esta técnica es que evita el periodo de adaptación y aprendizaje de los controles de la prótesis por parte del usuario. Pero presenta algunos inconvenientes en los cambios en la señal de EMG ocasionados por la fatiga muscular, además se debe realizar una técnica control para la estimación de la fuerza muscular y tratar de mitigar ruido de la señal. (Martínez, 2013)

Dentro de las técnicas de control más utilizadas con señales EMG según (Latif, Ellahi, Choudhury, & Rabbani, 2008), tenemos: el control adaptable, control inteligente y el control no lineal; en la Figura 21 se muestra un diagrama de bloques de una estrategia de control basada en señales EMG obtenidas del miembro residual, donde se relaciona la magnitud de la señal y el movimiento de la prótesis.

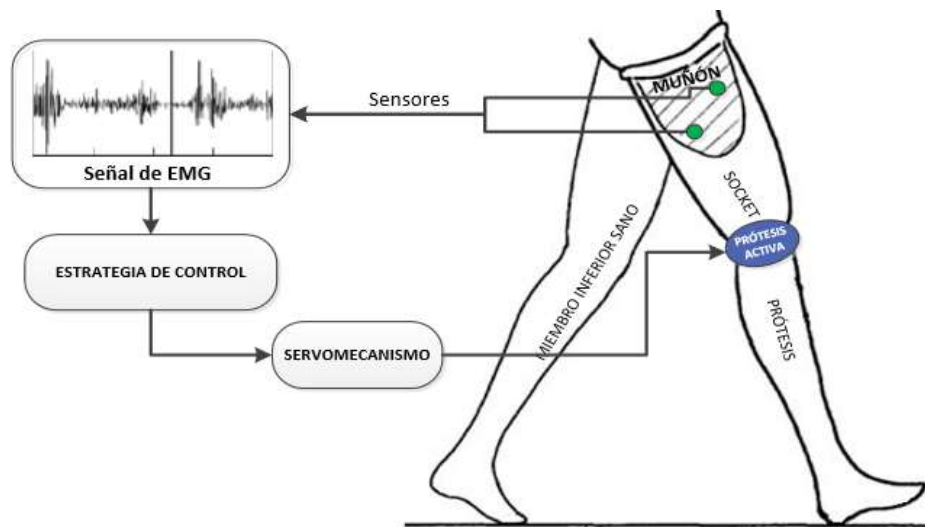


Figura 21. Diagrama de bloques de lazo de control con señales EMG

Fuente: (Latif, Ellahi, Choudhury, & Rabbani, 2008)

2.4.2 Control con patrones de marcha estándar

El control basado en patrones de marcha estándar generalmente divide el ciclo de la marcha en diferentes eventos, independientemente de las fases de la marcha, con las cuales se indican las posiciones y posturas que desarrolla el miembro inferior para lograr un ciclo de marcha. Estos eventos son monitoreados a través de sensores colocados interna o externamente de la prótesis en cada una de las articulaciones (cadera, rodilla y pie), para posteriormente enviar estas señales a un controlador para que procese y reproduzca el movimiento de marcha.

La estrategia de control basada en patrones de marcha estándar utiliza diferentes técnicas de control para reproducir la marcha, entre ellas según (Martínez, 2013) tenemos: el control adaptativo, control inteligente, control por eco y control basado en reglas de coordinación.

En la Figura 22 se muestra un diagrama de bloques de una estrategia de control basado en patrones de marcha estándar; generalmente, esta metodología utiliza técnicas de control tales como: control adaptable, inteligente y control no lineal para ajustar la posición de la prótesis a la trayectoria de referencia.

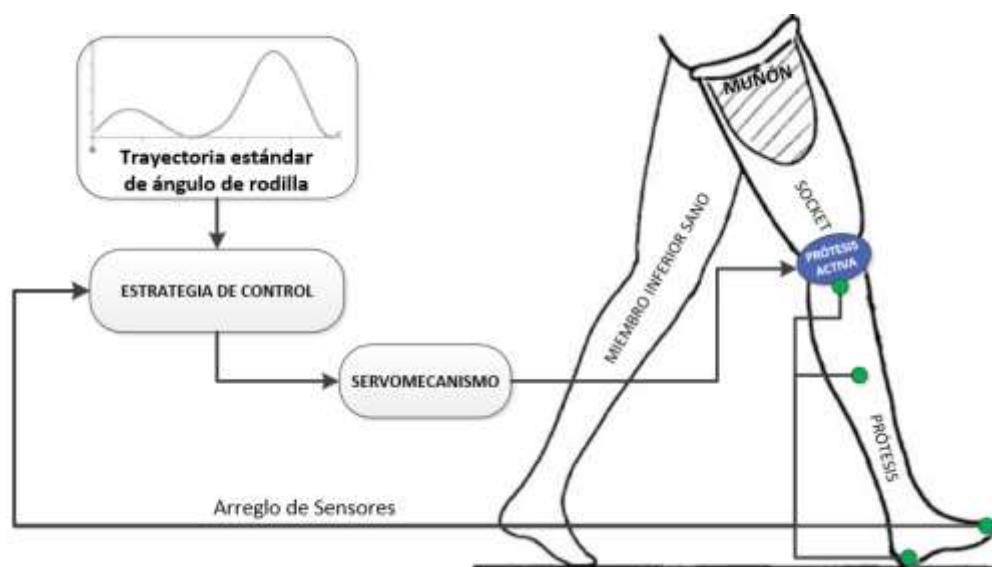


Figura 22. Diagrama de bloques de lazo de control en base a patrones de marcha estándar

Fuente: (Martínez, 2013)

2.4.3 Redes neuronales

Una red neuronal según (Ponce, 2010), es un sistema compuesto de muchos elementos procesadores simples operando en paralelo, como se puede ver en la Figura 23, cuya función es determinada por la estructura de la red, fuerza en las conexiones y el procesamiento realizado por los elementos computacionales en los nodos.

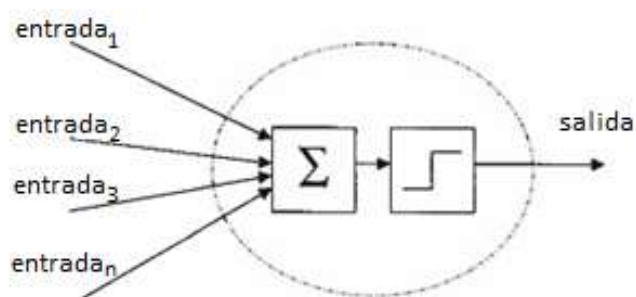


Figura 23. Esquema de una red neuronal

Fuente: (Ponce, 2010)

Debido a su constitución y a sus fundamentos, las redes neuronales artificiales presentan un gran número de características semejantes a las del cerebro. Por ejemplo, son capaces de aprender de la experiencia, de generalizar de casos anteriores a nuevos casos, de abstraer características esenciales a partir de entradas que representan información irrelevante.

Esto hace que ofrezcan numerosas ventajas y que este tipo de tecnología se esté aplicando en múltiples áreas. Entre las ventajas se incluyen:

- **Aprendizaje Adaptativo.** Capacidad de aprender a realizar tareas basadas en un entrenamiento o en una experiencia inicial.

- **Auto-organización.** Una red neuronal puede crear su propia organización o representación de la información que recibe mediante una etapa de aprendizaje.
- **Tolerancia a fallos.** La destrucción parcial de una red conduce a una degradación de su estructura; sin embargo, algunas capacidades de la red se pueden retener, incluso sufriendo un gran daño.
- **Operación en tiempo real.** Los cálculos neuronales pueden ser realizados en paralelo; para esto se diseñan y fabrican máquinas con hardware especial para obtener esta capacidad.
- **Fácil inserción dentro de la tecnología existente.** Se pueden obtener chips especializados para redes neuronales que mejoran su capacidad en ciertas tareas. Ello facilitará la integración modular en los sistemas existentes.

2.4.4 Métodos de aprendizaje de una red neuronal

El aprendizaje de una red neuronal según (Ponce, 2010), es el proceso de adaptación o modificación de los pesos en respuesta a un estímulo presentados en la capa de entrada y opcionalmente en la capa de salida. Un estímulo presentado en la capa de salida corresponde hacia una respuesta deseada debido a una entrada dada; esta respuesta deseada debe ser provista por un “instructor con conocimiento”. En tal caso el aprendizaje es referido como “aprendizaje supervisado”.

Si la salida deseada es diferente de la entrada, la red entrenada es conocida como “red hetero-asociativa”. Si, para todo ejemplo de entrenamiento, el vector de salida requerido es igual al vector de entrada, la red se llama “auto-asociativa”. Si no muestra ninguna salida requerida, el aprendizaje se denomina “no supervisado”.

Un tercer tipo de aprendizaje, que cae entre supervisado y no supervisado, es el “aprendizaje de reforzamiento” donde un instructor externo indica si es que la respuesta es buena o mala. En algunas instancias, la red puede ser calificada sólo después de que algunas entradas han sido procesadas por la red.

Cualquier tipo de aprendizaje que sea usado, posee en esencia una característica de toda red es su “regla de aprendizaje”. La regla de aprendizaje especifica cómo los pesos se adaptan en respuesta a un ejemplo de entrenamiento.

CAPÍTULO III

3 ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se presenta una recopilación de información de trabajos de investigación previos, donde se explica datos relevantes y necesarios para entender la evolución de las prótesis transfemorales y su aplicación en los sistemas actuales.

En el Ecuador, según el (Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades CONADIS, 2017) para el año 2017 existen 418001 personas que padecen algún tipo de discapacidad registradas, de las cuáles el 47,07%, es decir 196758 personas padecen discapacidad del tipo física, sector en el cual se encuentran personas con diferentes tipos de amputaciones, las cuáles requieren de prótesis para conseguir realizar sus actividades habituales de manera autónoma.

Ante esta cruda estadística, (Monje, 2013) manifiesta en su investigación titulada “Misión Manuela Espejo, paradigma de la solidaridad convertida en política de Estado en Ecuador”, que para octubre del 2012 el Ecuador se ha convertido en pionero a nivel latinoamericano en programas de apoyo e inclusión social a personas con discapacidad, sin embargo, aún queda mucho por hacer; particularmente, en el caso de las prótesis el elevado costo para adquirirlas dificulta que las personas puedan acceder a ellas masivamente, por tal motivo realizar prótesis de bajo costo se ha convertido en una necesidad inminente para este grupo social.

En (Herr & Grabowski, 2011), miembros del grupo de Biomecatrónica del Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT), presentan el desarrollo de prótesis biónicas como se muestra en la Figura 24, las cuales reproducen el ciclo de marcha automáticamente en diferentes rangos de

velocidades e inclinaciones, brindando una caminata natural y cómoda al paciente por medio de un modelo neuromuscular que combina diferentes técnicas de control como las redes neuronales, algoritmos genéticos, control adaptativo y sistemas expertos; estas prótesis fueron desarrolladas de silicona, titanio, aluminio y fibra de carbono, tienen sus propias baterías y están programadas para enviar información inalámbrica hacia un ordenador para su monitoreo, lo cual le hizo merecedor del Premio Princesa de Asturias en 2016.



Figura 24. Prótesis biónica de Hug Herr

Fuente: (Tardón, 2016)

En el artículo (Pedroni, Cova, & Mathé, 2015) titulado “Aplicaciones de modos deslizantes para el control de movimiento de un robot laparoscópico experimental”, se desarrolla un Control de Modos Deslizantes Independientes con Precompensación de Gravedad para manipular el movimiento de un robot, en el cual se utiliza una serie de métodos tomados fundamentalmente de algoritmos genéticos, con los que se pretende resolver problemas de control inabordables por los métodos clásicos debido a su complejidad.

En el artículo (Martinez, y otros, 2016) titulado “Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha normal: enfoque a trazado de trayectoria en prótesis transfemorales inteligentes”, se realiza una comparativa entre las estrategias de control EMG y las estrategias basadas con control inteligente, donde se concluye que el control inteligente, sobre todo, las redes neuronales es una de las técnicas que ha tenido gran aceptación para establecer estrategias de control para prótesis para planificar la marcha, principalmente por sus características de aprendizaje, cuyo propósito general es realizar las actividades cotidianas de manera natural sin afectar las articulaciones cercanas, permitiendo realizar un caminado estable y simétrico.

En la publicación de (Sangbae & Wensing, 2016) titulada “Design of Dynamic Legged Robots”, uno de los métodos para entrenar la red neuronal, es la utilización del algoritmo de retropropagación, al cual se lo trata como un procesador cuya salida varía con la entrada. Por lo tanto, el controlador de retroalimentación responde a un error en el seguimiento modificando las condiciones iniciales para los pasos subsiguientes, y así sucesivamente para eliminar el error. Estos valores permiten obtener un patrón de locomoción.

En la publicación de (Flynn, y otros, 2014) titulada “Ankle–knee prosthesis with active ankle and energy transfer: Development of the CYBERLEGS Alpha-Prosthesis” y en la publicación de (Princen, y otros, 2016) titulada: “The influence of a user-adaptive prosthetic knee across varying walking speeds: A randomized cross-over trial”, el desarrollo de algoritmos basados en inteligencia artificial, combinando las redes neuronales, controladores EMG y sistemas expertos, es la clave para el desarrollo de prótesis inteligentes que se adaptan a cualquier velocidad y terreno.

Esta combinación de técnicas es utilizada por la empresa Ossur que combina estas técnicas de control para desarrollar sus prototipos comerciales, como se muestra en la Figura 25: (a) Rheo Knee y (b) Power Knee, los cuáles se basan en un algoritmo dinámico de aprendizaje llamado DLMA (Dynamic Learning Matrix Algorithm), que evalúa los datos entrantes y proporciona una salida óptima, permitiendo reproducir satisfactoriamente el ciclo de marcha.



Figura 25. (a) Rheo Knee (b) Power Knee desarrollada por Ossur

Fuente: (Ossur, 2012)

En el trabajo de titulación desarrollado por (Bravo & Comina, 2017) en la Universidad de las Fuerzas Armadas, titulado “Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles”, se desarrolló un prototipo de prótesis transfemoral mediante la activación de señales mioeléctricas, donde se obtuvo un error de operación entre el 0 y 8%, sin embargo, presento algunos problemas, debido a que la prótesis no cuenta con un control de la marcha, e inconvenientes en la parte funcional, como la incapacidad de capturar de manera adecuada las señales EMG y la dificultad para colocar la referencia del sistema mioeléctrico.

Tomando en cuenta las deficiencias ya mencionadas, para captar las señales EMG y realizar un eficiente control de la prótesis en la marcha, en el presente proyecto de investigación se reemplazará la técnica de control utilizada por un controlador inteligente basado en redes neuronales y la utilización de sensores inerciales que mejore la reproducción en la prótesis del ciclo de marcha.

CAPÍTULO IV

4 DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se detalla el proceso de diseño e implementación del prototipo de adquisición y medida de los patrones de marcha, describe además los componentes seleccionados para este sistema y la estructura de la base de datos, cabe destacar que este proceso fue elaborado tomando en cuenta recomendaciones descritas en el capítulo anterior.

Para ello, es necesario mencionar que el objetivo del presente proyecto se centra en el desarrollo del controlador, por lo que para el diseño mecánico se adoptará el diseño y componentes del trabajo previo, elaborado por los Ingenieros Xavier Bravo y Mayra Comina de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica. (Bravo & Comina, 2017)

4.1 Especificaciones para el diseño electrónico

- La prótesis debe ser capaz de reproducir el ciclo de marcha, para ello, se ha elegido las redes neuronales como estrategia de control, según (Martínez, 2013) las redes neuronales son una de las técnicas de control con mayor aceptación para replicar el ciclo de marcha.
- Para el procesador se debe considerar que debe ser capaz de captar en tiempo real las señales producidas por los sensores e interpretarlas para posteriormente accionar los actuadores que producen el movimiento en la prótesis.
- Los sensores deben tener alto grado de sensibilidad, precisión y exactitud para que logren captar variaciones de movimiento y dirección, información que debe ser transmitida hacia el procesador para que coordine los movimientos que debe realizar la prótesis.

- La prótesis es un mecanismo inalámbrico y autónomo, razón por la cual se requiere que sus componentes sean compactos y livianos, para minimizar la carga que estos tendrían en el mecanismo.
- Para el accionamiento de la prótesis, se utilizará dos servomotores (rodilla y tobillo) que deben ser capaces de soportar el peso de una persona.

Para obtener el modelo de los patrones de marcha, se utilizó un sistema de adquisición de datos basado en sensores inerciales que fueron colocados en una extremidad inferior del paciente, estos datos son procesados en una tarjeta electrónica, para luego ser almacenados en una base de datos alojada en un computador portátil. En la Figura 26, se muestra un diagrama de bloques donde se detalla el sistema de adquisición de patrones de marcha:

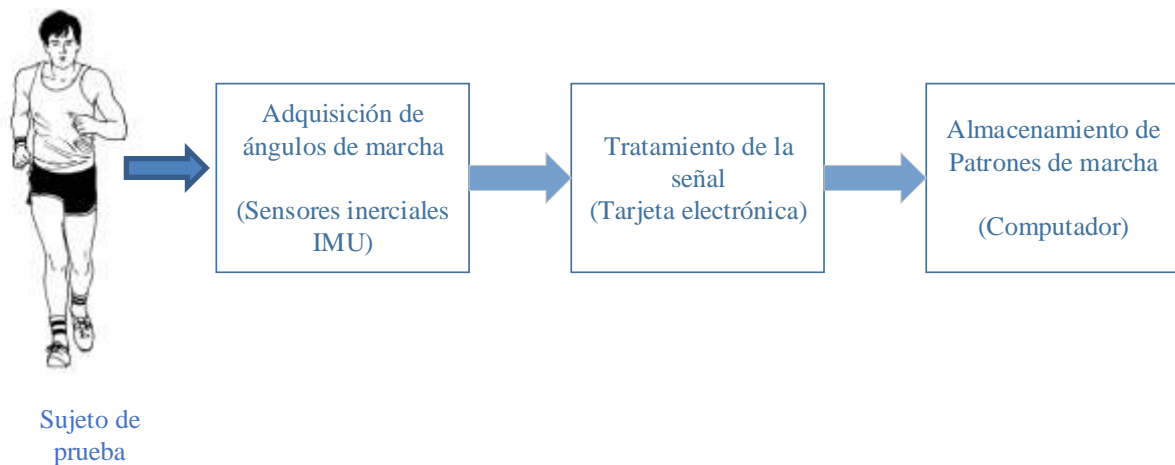


Figura 26. Diagrama de bloques del sistema de adquisición

4.2 Listado de métricas

Una vez definidas las especificaciones más importantes para el diseño, es necesario descomponer los problemas principales, en la Tabla 8 se muestran 3 módulos en los cuales se ha dividido la realización del presente proyecto, en donde se va a determinar las diferentes opciones para su implementación.

Tabla 8.

Módulos a implementar

Módulo	Característica	Función
1	Controlador	Determina las características del procesador de la tarjeta electrónica que va a almacenar la red neuronal
2	Sensor de movimiento	Determina los sensores que van a monitorear los patrones de marcha generados al caminar
3	Sensor de humedad y temperatura	Determina los sensores encargados del monitoreo del socket de la prótesis

4.2.1 Módulo 1 (Controlador)

Para el módulo del controlador se han considerado varias opciones tecnológicas para su implementación, en la Tabla 9, se detallan las principales ventajas y el orden para su selección.

Tabla 9.

Módulo 1 (Controlador)

Opciones	Ventajas	Costo	Orden de selección
Raspberry Pi 3	Alta capacidad de procesamiento Módulo Bluetooth y Wifi incorporado	Alto	3

CONTINÚA

Teensy 3.2	Alta capacidad de procesamiento	Bajo	1
	Tamaño compacto		
	Compatible con Arduino IDE		
Arduino Due	Alta capacidad de procesamiento	Medio	2
	Open hardware		

4.2.2 Módulo 2 (Sensor de movimiento)

Para el módulo denominado sensor de movimiento se han considerado diferentes opciones tecnológicas de sensores inerciales para su implementación, en base a las características básicas se ha elaborado un listado, mostrado en la Tabla 10.

Tabla 10.

Módulo 2 (Sensor de movimiento)

Opciones	Ventajas	Costo	Orden de selección
VN-100	Acelerómetro, giroscopio, magnetómetro, sensor de temperatura y presión incluidos. Alimentación con 5V Tamaño reducido	Alto	3
MPU-9250	Acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y sensor de temperatura incluidos. Tamaño reducido *Sin microcontrolador	Bajo	2
BNO055	Acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y sensor de temperatura incluidos. Tamaño compacto	Medio	1

4.2.3 Módulo 3 (Sensor de temperatura y humedad)

Para el módulo del sensor de temperatura y humedad se han considerado diferentes opciones tecnológicas para su implementación, en base a las características básicas se ha elaborado un listado, mostrado en la Tabla 11.

Tabla 11.

Módulo 3 (Sensor de temperatura y humedad)

Opciones	Rango de operación	Precisión/ Resolución	Costo	Orden de selección
NTC				
*Sensor de temperatura	0 a 100 °C	± 0.01 %	Bajo	2
RTD Cobre				
*Sensor de temperatura	-200 a 260 °C	0.10 °C	Bajo	3
DHT11	0 – 50 °C	± 1% RH,		
*Sensor de temperatura y humedad	± 4% - 5%	0.1 °C	Alto	1
HR 202L	-30 a 85 °C			
*Sensor de humedad	5% RH	± 2% RH	Bajo	2

4.3 Conclusiones del listado de métricas

Basado en las especificaciones y requerimientos para el diseño electrónico del proyecto previamente establecidas, en la Tabla 12 se detalla el listado de métricas seleccionadas para el desarrollo del proyecto.

Tabla 12.
Listado de métricas

Módulo	Mejor opción	Descripción
Tarjeta electrónica	Teensy 3.2	<ul style="list-style-type: none"> • Procesador de 32 bit ARM Cortex-M4 72 MHz CPU • 34 pines digitales I/O (10 son analógicos) • Compatible con Arduino IDE • Tamaño compacto: 35x18 mm • Comunicación por SPI, I2C, I2S, modulador IR
Sensor de movimiento	BNO055	<ul style="list-style-type: none"> • Acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y sensor de temperatura incluidos. • Microcontrolador incorporado • Salida de valores pre-calculados • Comunicación por puerto I2C, SPI • Alimentación 3.3 – 5.0 V • Dimensiones 20x26x4 mm
Sensor de humedad y temperatura	DHT11	<ul style="list-style-type: none"> • Termómetro y sensor de humedad digital • Microcontrolador de 8-bit incorporado • Rango de 20-90% RH • Rango de 0-50 °C

Del prototipo de prótesis transfemoral desarrollado por (Bravo & Comina, 2017), se han utilizado ciertos componentes como los actuadores y batería, en las Tabla 13 y 14 se detallan las características operacionales de estos elementos.

Tabla 13.

Características del actuador de rodilla y pie

Servomotor HD 6221 M	
Par de torsión	17 kg/cm a 4.8 V y 20 kg/cm a 6V
Velocidad de operación	0.18 s/60 ⁰ y 0.16 s/60 ⁰
Dimensiones	40.5 x 20.2 x 38 mm
Voltaje	6 V

Fuente: (Bravo & Comina, 2017)

Tabla 14.

Características batería LIPO

Batería LIPO	
Capacidad	3000 mAh
Celdas	3S (11.1 V)
Descarga constante	20 °C
Descarga máxima	30 °C
Peso	255 gr
Dimensiones	147 x 46 x 18 mm
Conector	JST - XH

Fuente: (Bravo & Comina, 2017)

4.4 Diseño del prototipo de adquisición

4.4.1 Perfil del sujeto de prueba

Antes de registrar el valor de los ángulos del ciclo de marcha, es necesario definir el perfil del sujeto de prueba. La versión anterior de la prótesis de pierna desarrollada por los Ingenieros Xavier Bravo y Mayra Comina de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica. (Bravo & Comina, 2017) está diseñada para personas con las características descritas en la Tabla 15, además las características de funcionamiento de la prótesis se describen en la Tabla 16:

Tabla 15.

Características del sujeto de prueba de la prótesis

Sexo	Masculino
Edad	32 años
Estatura	1.70 cm
Peso	75 kg

Fuente: (Bravo & Comina, 2017)

Tabla 16.

Características de funcionamiento de la prótesis

Variabes	Resultado
Tiempo de marcha lenta	3 segundos
Numero de pasos marcha lenta	5 pasos
Longitud de paso marcha lenta	51 cm
Velocidad marcha lenta	1.67 m/s
Aceleración marcha lenta	0.55 m/s ²

Fuente: (Bravo & Comina, 2017)

4.4.2 Tamaño de la muestra

Con el fin de generalizar el estudio de la marcha enfocado a un biotipo ecuatoriano, se han recopilado algunos datos de interés; en base a un estudio sobre la estatura promedio de la población masculina realizada por la OMS fijó la estatura en 1.67 metros (Organización Mundial de la Salud, 2016), adicionalmente como se muestra en la Figura 27, la población masculina en el Ecuador entre los 20 y 35 años es de aproximadamente 2 033 255 personas, mientras que para el Distrito Metropolitano de Quito entre los 20 y 35 años es de aproximadamente 215 420 personas (Central Intelligence Agency, 2017).

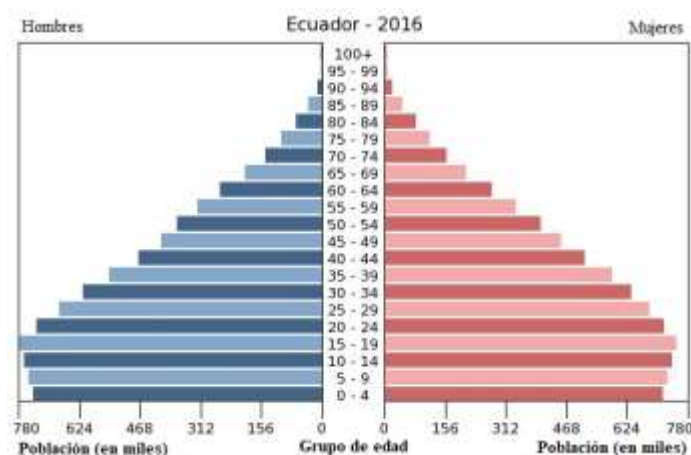


Figura 27. Población del Ecuador por grupo de edad

Fuente: (Central Intelligence Agency, 2017)

Dados estos datos, se desea obtener una estimación del tamaño de muestra necesaria para la experimentación, para lo cual se utiliza la siguiente fórmula estadística utilizada para universos grandes (mayores a 100 000) (Ochoa, 2013):

$$n = \frac{Z^2 * p * (1 - p)}{e^2}$$

- Donde: n : Tamaño de la muestra a calcular
- Z : Nivel de confianza Para 90% = 1,645
- p : Proporción que esperamos encontrar 0.5 recomendado
- e : Margen de error admitido Error del 10%

$$n = \frac{1,645^2 * 0.5 * (1 - 0,5)}{(0,10)^2}$$

$$n = 47 \text{ muestras}$$

Dado este factor, para la experimentación se realizaron 50 pruebas a personas sin problemas físicos ni congénitos relacionados con el ciclo de marcha, que voluntariamente participaron para este estudio, cabe mencionar que cada muestra tomada va a contener en promedio 20 pasos, generando 300 patrones de marcha en cada prueba realizada.

Las características de los sujetos de prueba están detalladas en la Tabla 17:

Tabla 17.

Resumen de características del sujeto de prueba de la prótesis

Sexo	Masculino
Rango de edad	20 - 35 años
Rango de Estatura	1.60 – 1.75 cm
Peso	Hasta 75 kg

4.4.3 Colocación del sensor

Para determinar la ubicación de los sensores inerciales se la realizó mediante lo determinado en (Lee, Ju, Song, & Park, 2015) y (Vargas, Elias, Rocon, Bastos, & Frizera, 2016), donde se recomienda que los sensores deben estar alienados a los segmentos corporales de interés. En la Figura 28, se puede observar los puntos de ubicación para cada segmento corporal de la extremidad inferior.

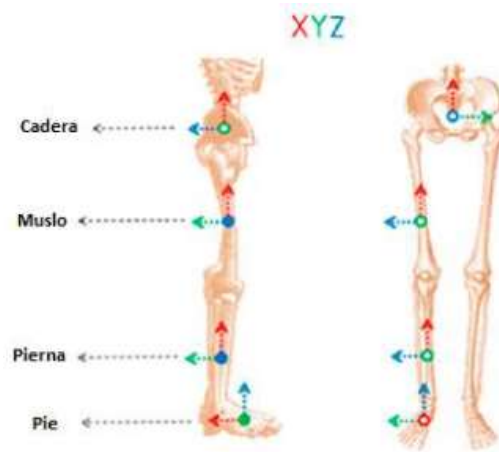


Figura 28. Marco de referencia técnico-atómico y ubicación de sensores

Fuente: (Lee, Ju, Song, & Park, 2015)

Para captar el movimiento del ciclo de marcha se utilizaron 3 sensores BNO055, de Bosch, donde cada uno de ellos mide el ángulo absoluto de los segmentos corporales: muslo, pierna y pie; mientras que la tarjeta electrónica que adquiere y procesa estos datos es una Teensy 3.2, la cual es conectada un computador portátil para almacenar los datos generados mediante un algoritmo desarrollado en Matlab.



Figura 29. Ubicación de los sensores

Para colocar el prototipo de adquisición se diseñó un circuito cableado desde la tarjeta de adquisición hacia los sensores inerciales, esto con el propósito de fijar y tener el mismo punto de referencia para todos los sujetos, además facilita la alineación de los segmentos corporales del muslo, pierna y pie respectivamente. En la Figura 30 se muestra la ubicación de los tres sensores, tomando como referencia el eje Z para determinar el ángulo de flexión de las articulaciones, y el eje Y para determinar el ángulo de balanceo.

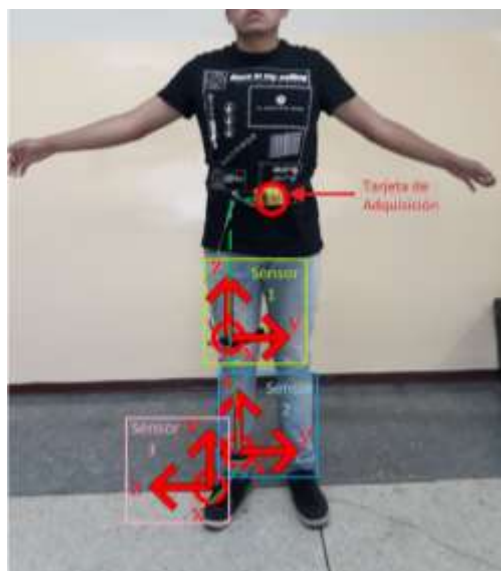


Figura 30. Alineación de los sensores inerciales de la pierna derecha

4.4.4 Prueba operacional del sistema de medida de patrones de marcha

Para comprobar el funcionamiento del prototipo de medida de patrones de marcha es necesario realizar una prueba piloto, que permita determinar la veracidad de los datos obtenidos, para tal fin, se ha elaborado un protocolo de medida de patrones de marcha, que permita una toma adecuada de señales y con datos verdaderos.

4.4.4.1 Protocolo de medida de patrones de marcha

El protocolo de medida es un factor influyente durante el registro del ciclo de marcha, debido a que de éste depende una toma adecuada de señales y con datos verdaderos. Para lo cual se realiza, previo a este registro, una lista de pasos y órdenes a seguir tanto por el especialista encargado como por el sujeto de prueba. Este procedimiento será ejecutado posterior a la colocación del prototipo. Se debe procurar que las personas se encuentren con un estado de ánimo normal y dispuestas a colaborar. (Fernández, 2012). Razón por la cual los pacientes que acudieron al registro, lo hicieron de forma voluntaria durante días en los que no se encontraban bajo presión ni en condiciones de estrés.

Con el fin de obtener medidas objetivas, es decir registros reales de las personas, se les informa a los sujetos de prueba indicaciones generales del experimento y la trayectoria a seguir para medir el ciclo de marcha.

A continuación, se muestra el protocolo utilizado para este registro:

- El registro se realiza en un ambiente silencioso, sin gente adicional que distraiga o altere al sujeto de prueba.

- El registro se realiza con el sujeto de prueba de pie, inicia en posición firme (con brazos y piernas pegadas al cuerpo) y termina luego de haber transcurrido 22.5 segundos de marcha.
- Se recomienda minimizar el contacto entre el especialista que registra los datos y los sujetos de prueba, con el fin de no distraer al paciente.
- Se informa al sujeto de prueba:
 - Que se realizará una muestra, cada una con caminata a velocidad normal de 22.5 segundos.
 - Que el registro será indoloro.
 - Que antes del registro, debe desprenderse de prendas que contengan materiales metálicos o artefactos que causen algún tipo de interferencia como celular, reloj, pulseras, anillos, monedas, cinturones, etc.
 - Que no debe realizar ningún movimiento anormal durante el registro y que no debe hablar.

4.4.5 Algoritmo para la adquisición de los patrones de marcha

Para realizar el proceso de adquisición de patrones de marcha, se ha elaborado un algoritmo que se encarga de incorporar los sistemas de medición inercial y almacenarlos para su posterior tratamiento. A continuación, en la Figura 31 se explica el funcionamiento del algoritmo mediante un diagrama de flujo.

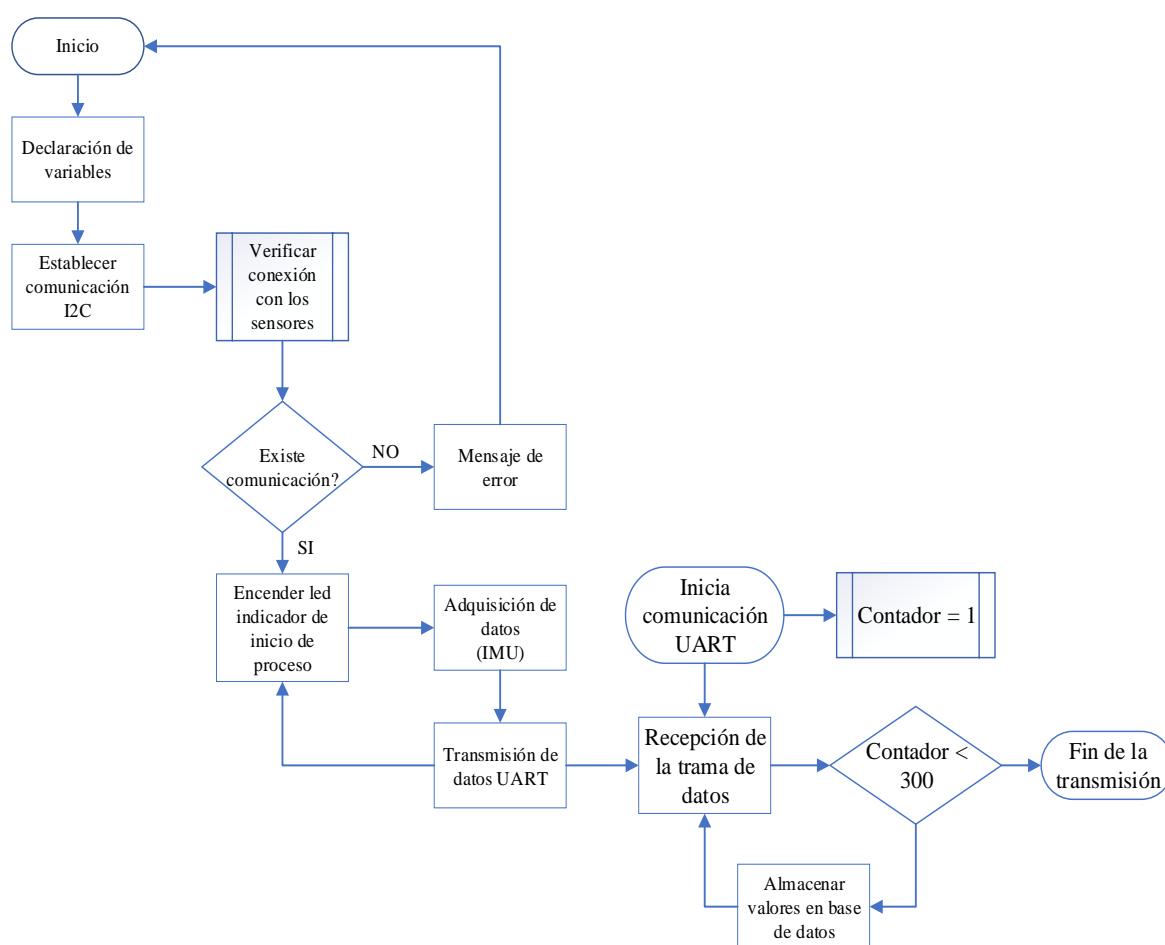


Figura 31. Diagrama de flujo adquisición de los patrones de marcha

4.4.6 Creación de la base de datos

Una vez definido el protocolo de medida y el perfil del sujeto de prueba, se crea una base de datos mediante un software de adquisición a 50 personas voluntarias de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE. La toma de señales se realiza en la misma Universidad, y es realizada de forma individual, bajo las condiciones descritas en el protocolo, con una frecuencia de muestreo de 13.33 Hz.

Cada muestra obtenida de un sujeto de prueba se almacena dentro de un registro por 22.5 segundos, donde se obtiene los ángulos generados por los sensores IMU colocados en el muslo, rodilla y pie al caminar.

Tabla 18.

Resumen del número de patrones generados

Duración de la prueba	Promedio de pasos por sujeto de prueba	N° de muestras realizadas	Patrones de marcha obtenidos por cada muestra
22,5 segundos	20	50	300
		TOTAL DE PATRONES OBTENIDOS	15000

Con los datos obtenidos en las pruebas a pacientes se va a realizar un proceso de depuración para seleccionar las mejores muestras, para posteriormente utilizarlos para entrenar la red neuronal para replicar el ciclo de marcha.

4.4.7 Prueba Piloto

Antes de iniciar el proceso de adquisición de datos se procede a calibrar los sensores del prototipo de medida para evitar alteraciones de medición, para ello, como muestra la Figura 32 se coloca el prototipo de adquisición a un sujeto de prueba y se verifica que los datos generados por los sensores estén encerrados.



Figura 32. Modelo del prototipo de adquisición de patrones de marcha

Fuente: (Martínez, 2013)

Una vez calibrados los sensores, se realiza una caminata de prueba para verificar que los sensores realicen una toma de datos adecuada, en la Figura 33 se muestra el prototipo de adquisición de datos, con la tarjeta electrónica colocada en la cintura conectando los sensores inerciales en el muslo, pierna y pie, en el lado izquierdo se muestra la parte inicial del proceso donde se enceran los sensores, mientras que en el lado derecho se muestra una captura del proceso de adquisición de datos durante la marcha.



Figura 33. Proceso de prueba piloto

En la Figura 34, se muestra el patrón de marcha obtenido de un paciente, se puede apreciar un comportamiento similar para cada paso, el cual es único y depende de varios factores fisiológicos propios de cada persona.

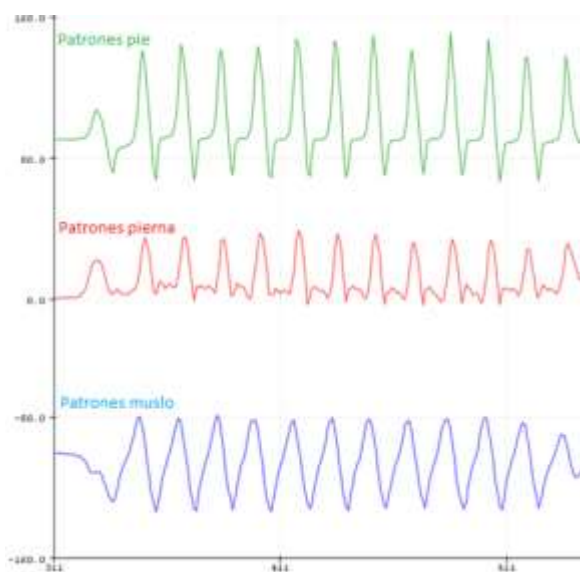


Figura 34. Prueba piloto de patrones de marcha

En la Figura 35, se muestra un gráfico comparativo de patrones de marcha obtenido de tres pacientes, donde se puede apreciar que se generan curvas características para el muslo, pierna y pie, determinando por simple inspección que los patrones obtenidos son los adecuados.

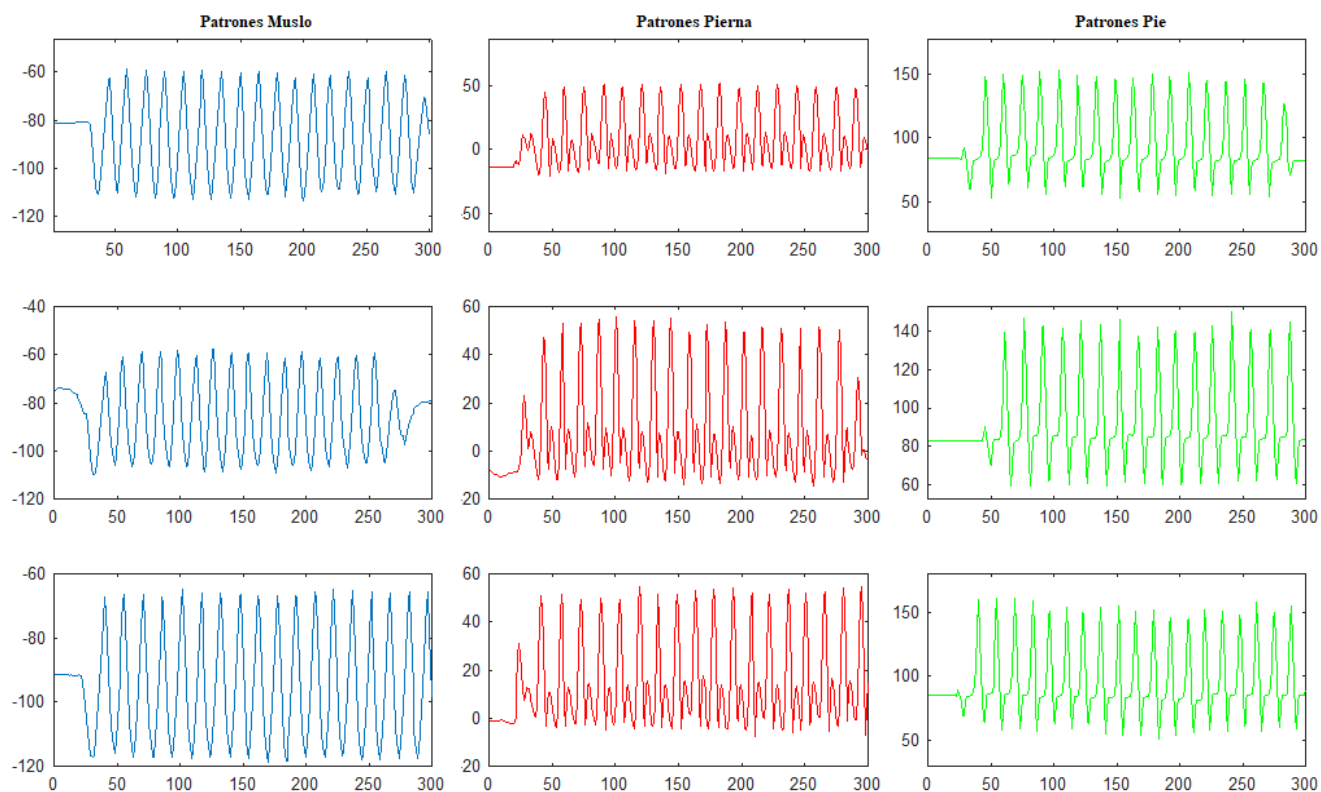


Figura 35. Ejemplos de patrones de marcha obtenidos con prueba piloto

CAPÍTULO V

5 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

En este capítulo se describe el proceso de diseño y entrenamiento de la red neuronal utilizando los patrones de marcha almacenados en la base de datos descrita en el capítulo anterior, este proceso consta de tres partes:

- El tratamiento y preparación de las señales generadas por los sujetos de prueba para entrenar la red neuronal
- La separación por dinámicas de los patrones de marcha
- Entrenamiento y validación de la red neuronal

5.1 Recopilación de eventos sucedidos con el sistema integrado

Una vez completo el proceso de medida de los patrones de marcha, se procede a depurar los datos obtenidos con el fin de entrenar al sistema mediante una red neuronal, empleando únicamente muestras significativas para este propósito.

5.1.1 Depuración de datos

Para realizar la selección de las muestras significativas previamente se ha realizado un tratamiento en el dominio de la frecuencia, de los patrones de marcha obtenidos de cada individuo almacenados en la base de datos, con el fin de obtener características distintivas para cada uno de ellos.

Dentro de las características que se consideraron relevantes dentro del estudio se tiene a la media, mediana, varianza, desviación estándar, coeficiente de variación, amplitud semi-intercuartílica (IQR) y la curtosis. Dentro de este grupo, el coeficiente de variación o CV, fue el indicador clave para determinar que muestra es válida o no para el estudio.

El CV fue elegido como parámetro de depuración debido a que es un indicador utilizado para comparar grupos de datos que se encuentren en escala diferente, factor clave que se relaciona directamente con la base de datos obtenida. El CV según (Universitat de Valencia, 2011), se define como:

$$CV = \frac{S_x}{M} * 100$$

Donde: S_x Desviación estándar

M Media aritmética

Empleando este factor se redujo la muestra de 50 a 41 personas. Los otros 9 patrones de marcha restantes son descartados debido a que fueron afectados por ruido externo y variaciones de medida severas.

Cada una de las 41 señales seleccionadas fue sometida a un tratamiento, donde fue necesario normalizar cada señal y realizar un corte de ventana para retirar anomalías y prepararlas para entrenar la red neuronal. En la Figura 36, a la izquierda se muestra la señal original y a la derecha se muestra la señal depurada.

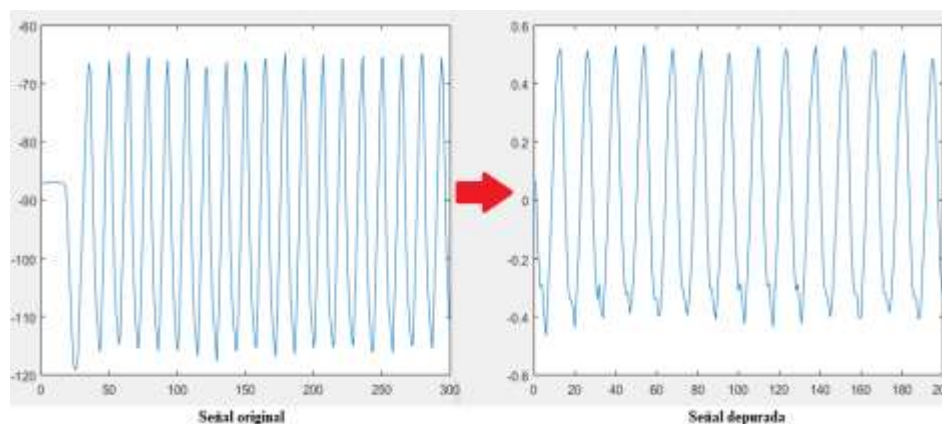


Figura 36. Comparación señal original vs señal depurada

5.1.2 Suavizado de los patrones de marcha

Previo a entrenar la red neuronal, es necesario suavizar los patrones de marcha generados por los sujetos de prueba, con el afán de atenuar los cambios bruscos de la marcha y producir patrones de marcha acordes con el funcionamiento mecánico del hardware a utilizarse. Para ello, se ha utilizado una función de filtrado utilizando medias móviles por medio de ventanas, realizado por (Van der Geest, 2015), obteniendo los resultados mostrados en las Figuras 37,38 y 39 correspondiente a las señales filtradas del muslo, pierna y pie:

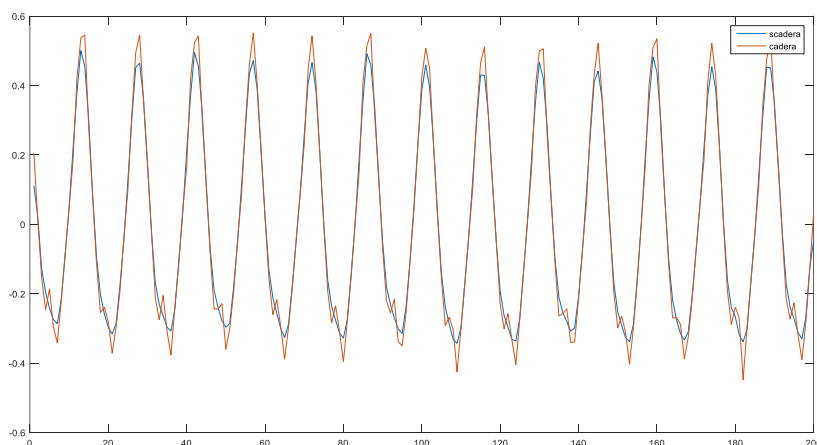


Figura 37. Patrones del muslo aplicando la función de filtrado

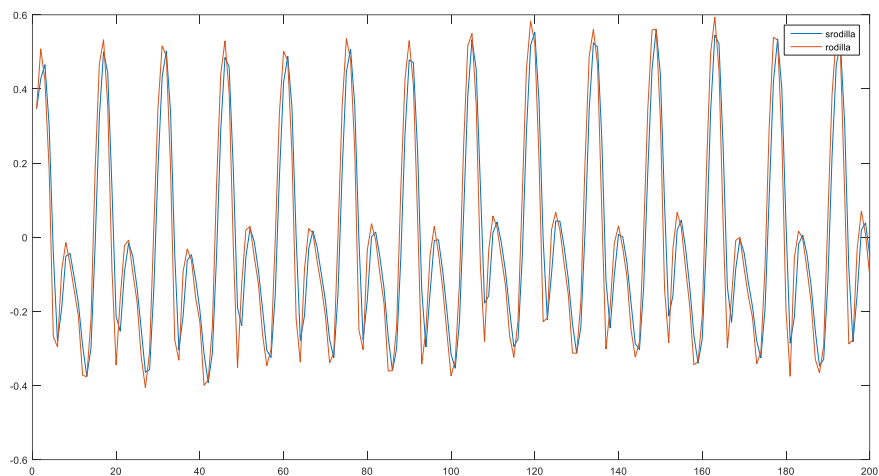


Figura 38. Patrones de la pierna aplicando la función de filtrado

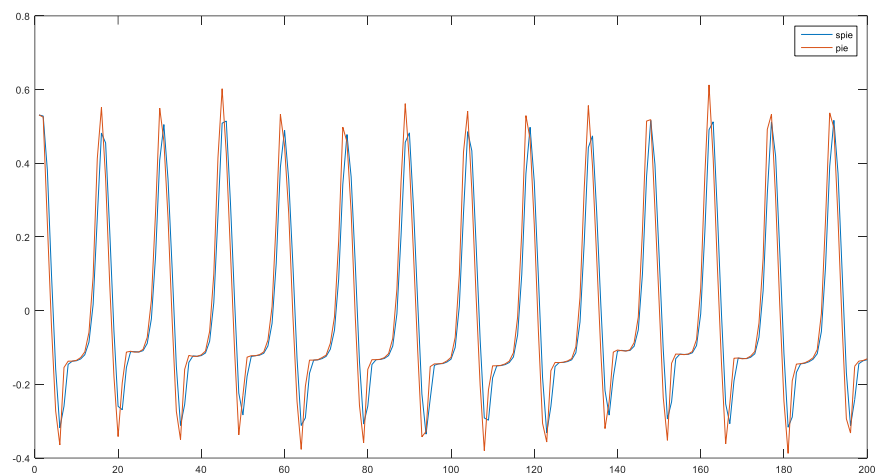


Figura 39. Patrones del pie aplicando la función de filtrado

5.2 Relación de las señales Muslo – Pierna y Muslo – Pie

El proceso de marcha tiene un comportamiento cíclico, es decir que es una serie de movimientos alternantes que se van repitiendo en cada paso, esta característica nos da a pensar, que es posible que exista una relación directa entre el movimiento del muslo, con el movimiento de la pierna y pie.

5.2.1 Relación Muslo – Pierna

Al relacionar las señales generadas por el muslo y la pierna, se obtiene una curva característica para cada sujeto como se muestra en la Figura 40:

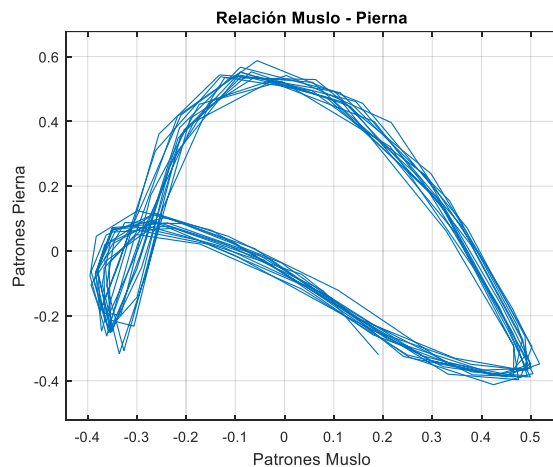


Figura 40. Curva característica de la relación Muslo - Pierna

5.2.2 Relación Muslo – Pie

Al relacionar las señales generadas por el muslo y el pie, se obtiene una curva característica para cada sujeto como se muestra en la Figura 41:

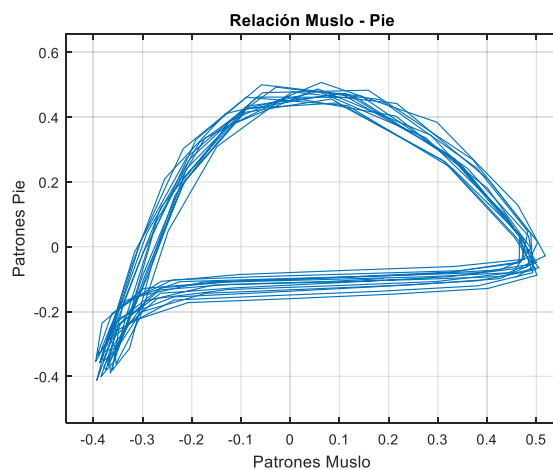


Figura 41. Curva característica de la relación Muslo - Pie

5.3 División de la relación de las señales Muslo – Pierna y Muslo – Pie

Para ambos casos visualizados en las Figuras 40 y 41, existe un problema al trabajar con la relación entre señales y es que, al tratarse de un proceso cíclico, los patrones generados por el muslo (entrada) poseen 2 posibles valores para los patrones tanto de la rodilla como del pie (salidas), es decir que se vuelve necesario separar ambas relaciones por dinámicas para poder entrenar la red neuronal.

Para ello, como indica la Figura 42, se ha dividido el ciclo de marcha en 2 dinámicas:

- Dinámica ascendente: Para el movimiento ascendente del muslo.
- Dinámica descendente: Para el movimiento descendente del muslo.

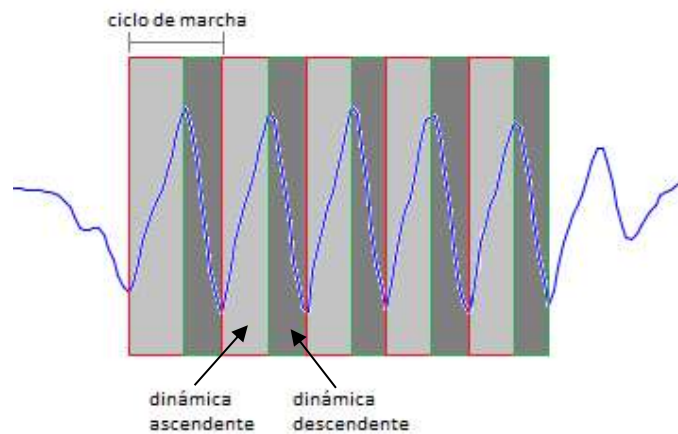


Figura 42. Dinámicas del ciclo de marcha de la cadera

5.3.1 Relación Muslo – Pierna

Como se muestra en la Figura 43, se ha analizado la relación muslo-pierna en forma independiente para determinar la división de los patrones de marcha por dinámicas:

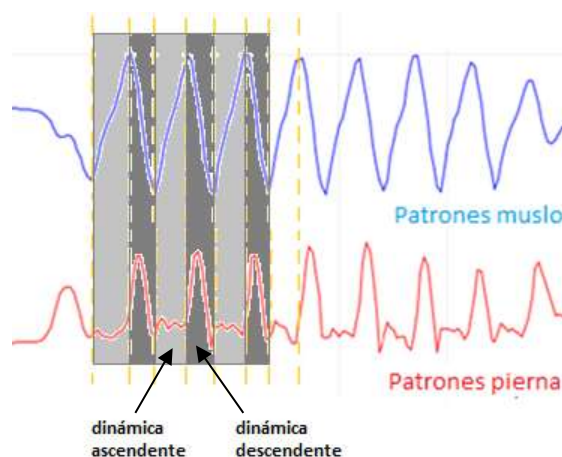


Figura 43. Dinámica del ciclo de marcha relación: Muslo - Pierna

La curva característica para cada sujeto de prueba se muestra en la Figura 44, donde la gráfica en color rojo representa la dinámica ascendente y en color azul representa la dinámica descendente.

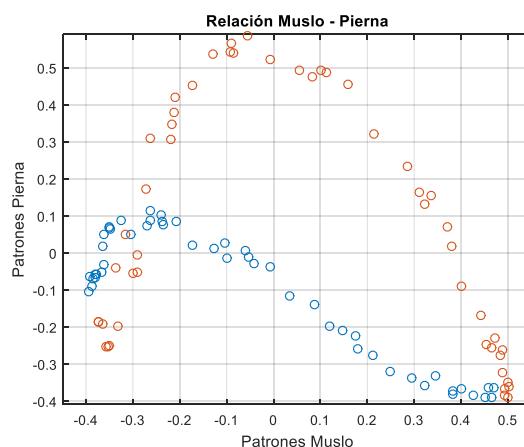


Figura 44. Curva característica por dinámicas de la relación Muslo – Pierna

5.3.2 Relación Muslo – Pie

Como se muestra en la Figura 45, se ha analizado la relación muslo-pie en forma independiente para determinar la división de los patrones de marcha por dinámicas:

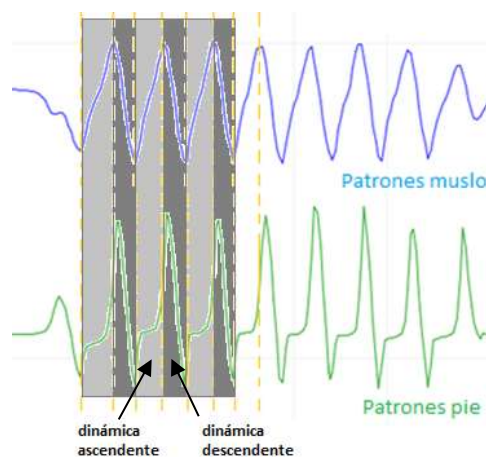


Figura 45. Dinámica del ciclo de marcha relación: Muslo - Pie

La curva característica para cada sujeto de prueba se muestra en la Figura 46, donde la gráfica en color rojo representa la dinámica ascendente y en color azul representa la dinámica descendente.

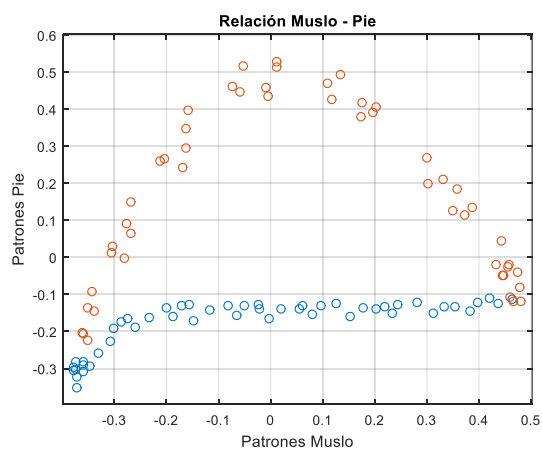


Figura 46. Curva característica por dinámicas de la relación Muslo – Pie

5.4 Entrenamiento de la red neuronal

Con las relaciones muslo-pierna, muslo-pie y las dinámicas de movimiento definidas, se realiza el entrenamiento de la red, donde el método seleccionado fue el método del descenso de gradiente que se detalla a continuación.

5.4.1 Método del descenso de gradiente

Esta idea fue descrita por primera vez por Werbos, y es el método base para diseñar cualquier sistema con redes neuronales, cuyo esquema se representa en la Figura 47.

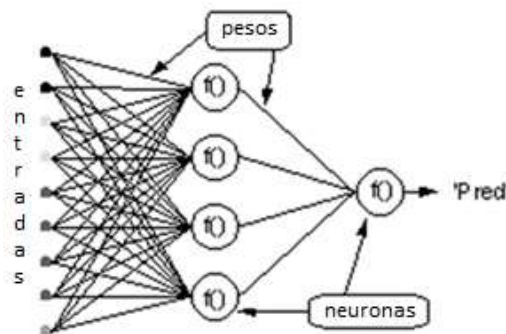


Figura 47. Diseño de un perceptrón

Fuente: (Fogel, 2006)

Este método trata de determinar los pesos de las conexiones entre cada una de las neuronas de manera que las salidas de la red coincidan con las salidas deseadas, o por lo menos, sean lo más próximas posibles. Es decir, trata de determinar los pesos con un error total mínimo:

$$\text{Error de la red} = \text{Pred} - \text{Req} = E \quad ; \quad E = \frac{1}{2} \sum (t_j - o_j)^2 \quad (1)$$

Donde: t_j : salida deseada (target)

o_j : salida calculada por la red (output)

El objetivo del algoritmo es ajustar los pesos de manera que E^2 (error cuadrático) se minimiza. La retropropagación es un algoritmo de tal manera que realiza una minimización de descenso de gradiente de E^2 .

Con el fin de minimizar E^2 , se debe actualizar por cada iteración el valor de cada peso, es decir necesitamos saber qué efecto causa el cambio de cada uno de los pesos en el E^2 . La notación de la regla de retropropagación se muestra en la Figura 48:

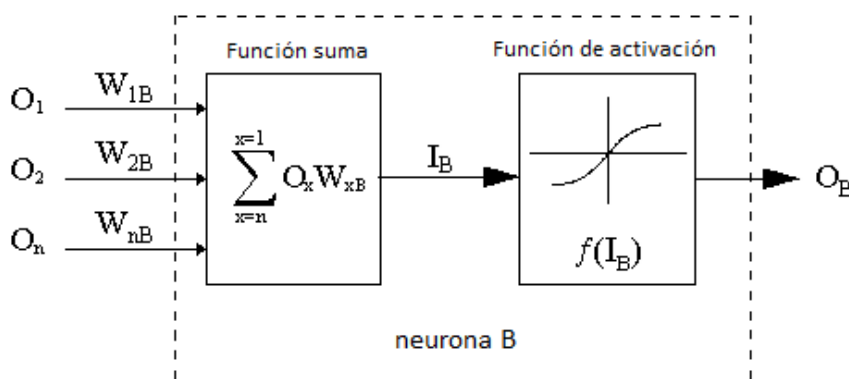


Figura 48. Regla de retropropagación

Fuente: (Fogel, 2006)

Donde: línea neurona B representa una neurona oculta o la neurona de salida

$O_1 \dots O_n$ salidas de n neuronas en la capa anterior

$W_{1B} \dots W_{nB}$ peso de conexión neurona n a neurona B

I_B función de activación $f(\text{suma})$ de la neurona B

$f(I_B)$ salida, O_B de la neurona B .

Para determinar el cambio de peso por cada iteración, se utiliza la regla delta:

$$W_{AB} = -\eta \frac{\delta E^2}{\delta W_{AB-1}} \quad (2)$$

Donde: W_{AB}	peso actual
E^2	error medio cuadrático
η	factor de aprendizaje (valor entre 0 y 1)
W_{AB-1}	peso anterior

5.4.2 Aproximador universal

Una aplicación de las redes neuronales es su utilización como aproximador universal, es decir que un perceptrón multicapa puede modelar cualquier función continua, basados en el Teorema de Kolmogorov, que dice cualquier función continua $f(x_1, x_2, \dots, x_n)$ definida en $[0, 1]^n$, $n \geq 2$, se puede representar por la expresión:

$$f(x_1, x_2, \dots, x_n) = \sum_{i=1}^{2n+1} g_i \left[\sum_{j=1}^n \phi_{ij}(x_j) \right] \quad (3)$$

Donde las funciones g_i son funciones continuas y reales de una sola variable, elegidas adecuadamente, y las funciones ϕ_{ij} son continuas y monótonas crecientes independientes de f . El Teorema de Cybenko, dice que cualquier función de la forma:

$$f(x) = j \text{ siempre y cuando } x \in P_j \quad (4)$$

Donde:

f es una función de A^n en el conjunto $\{1,2, \dots, k\}$, A^n es un conjunto compacto (cerrado y acotado) de R^n y P_1, P_2, \dots, P_k es una partición de A^n en k subconjuntos disjuntos.

La ecuación (3) y (4) establecen que un perceptrón multicapa con una única capa oculta intermedia es capaz de aproximar uniformemente cualquier función multivariante con el grado de precisión deseado.

5.4.3 Arquitectura de la red

Para la implementación de la red, en base la división por dinámicas del sistema se define los controladores a implementar, como se muestra en el diagrama de la Figura 49:

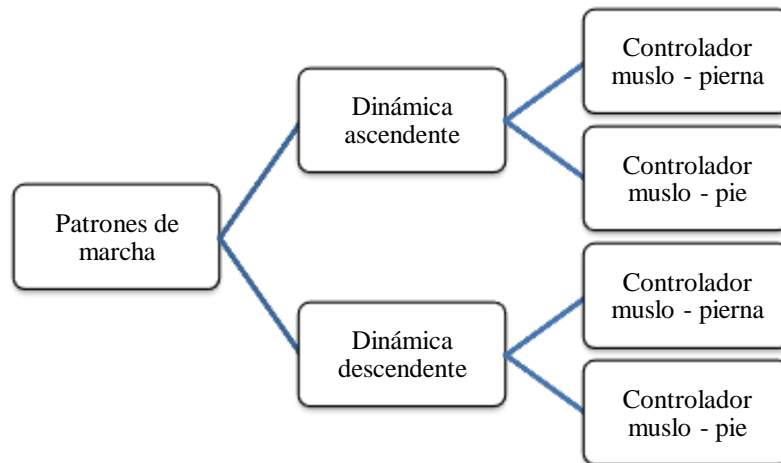


Figura 49. Diagrama de la red neuronal a implementar

Por lo tanto, el sistema para generar los patrones de marcha consta de 4 controladores, cada uno es el encargado de obtener un modelo matemático basado en redes neuronales que satisfaga las relaciones obtenidas en las Figuras 44 y 46.

En base al Teorema de Kolmogorov y al Teorema de Cybenko descritas en las ecuaciones (3) y (4), se ha establecido la arquitectura para el entrenamiento de las redes neuronales como se muestra en la Figura 50, los 4 controladores a desarrollar poseen la misma arquitectura, dado que tienen las mismas características, constan con una capa de entrada, una capa oculta y una capa de salida.

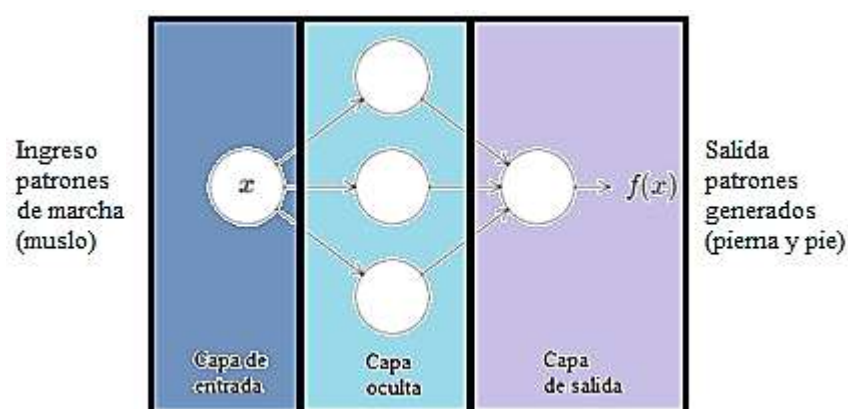


Figura 50. Arquitectura de la red neuronal a entrenar

5.4.4 Entrenamiento de la red

Para garantizar el entrenamiento de la red neuronal se utiliza el método de validación cruzada (Cover, 1969), que consiste en dividir los datos muestrales en tres partes:

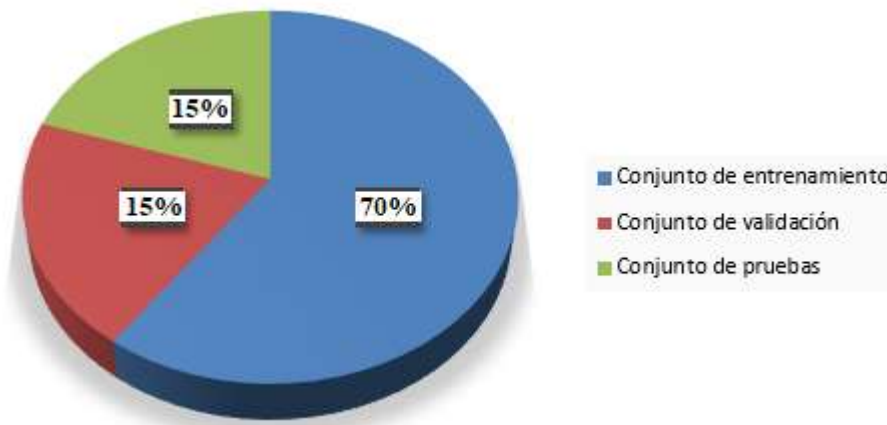


Figura 51. Método de validación cruzada

- **Conjunto de entrenamiento:** Representa el 70% del total de datos muestrales, estos datos se utilizan para entrenar la red y la red se ajusta de acuerdo con su error.
- **Conjunto de validación:** Representa el 15% del total de datos muestrales, estos datos se utilizan para medir la generalización de la red y detener el entrenamiento cuando la generalización deja de mejorar.
- **Conjunto de pruebas:** Representa el 15% del total de datos muestrales, estos datos no tienen ningún efecto en el entrenamiento y sirven para proporcionar una medida independiente del rendimiento de la red durante y después del entrenamiento.

El método de validación cruzada se utiliza para evitar dos problemas:

- El primer caso, cuando no existen suficientes datos de entrenamiento, el algoritmo de entrenamiento puede no converger nunca, por lo que la red neuronal no es capaz de aproximar la función.
- Para el segundo caso, cuando existen demasiados datos de entrenamiento, puede ocurrir el sobreajuste, donde la red neuronal pierde la habilidad para generalizar.

En consecuencia, la base de datos de 41 muestras obtenidas para el entrenamiento será dividida en tres conjuntos de manera aleatoria, En la tabla 49 se muestra la clasificación de la red en tres conjuntos que son de entrenamiento, validación y prueba.

Tabla 19.

Clasificación de la base de datos

Conjunto	Porcentaje	N° de muestras	N° de muestras para entrenamiento
Conjunto de entrenamiento	70%	29	2465
Conjunto de validación	15%	6	510
Conjunto de pruebas	15%	6	510

Para realizar el proceso de entrenamiento de la red, se ha elaborado un algoritmo que emplea el concepto del aproximador universal de funciones y el método de retropropagación para modelar una función para los patrones de marcha, en las Figuras 52,53 y 54, se muestra los flujogramas para el proceso de entrenamiento de la red:

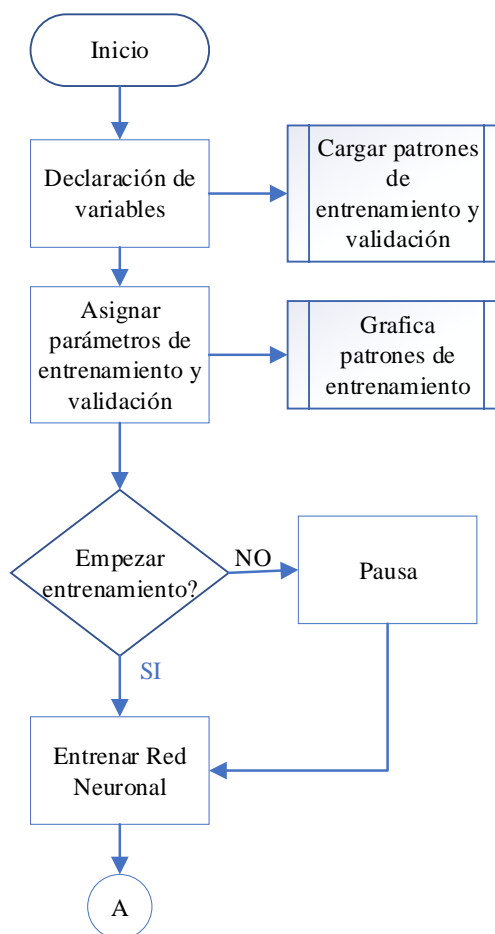
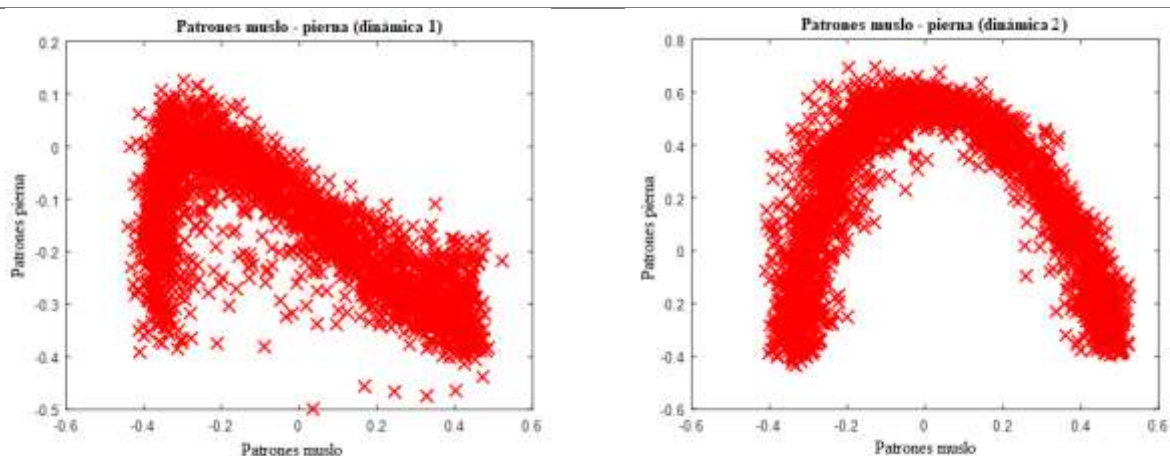


Figura 52. Diagrama de flujo programa principal

La Figura 52 representa el funcionamiento del programa principal, donde se carga los patrones de marcha almacenados en la base de datos para su posterior entrenamiento.

Los patrones de marcha para el entrenamiento se pueden visualizar en la Figura 53, las figuras de la primera línea representan los patrones de entrenamiento para muslo-pierna, mientras que las figuras de la línea inferior representan los patrones de entrenamiento para muslo-pie, estos patrones son ingresados al inicio del programa principal y son la base para entrenar la red neuronal.

Patrones de entrenamiento Muslo – Pierna



Patrones de entrenamiento Muslo – Pie

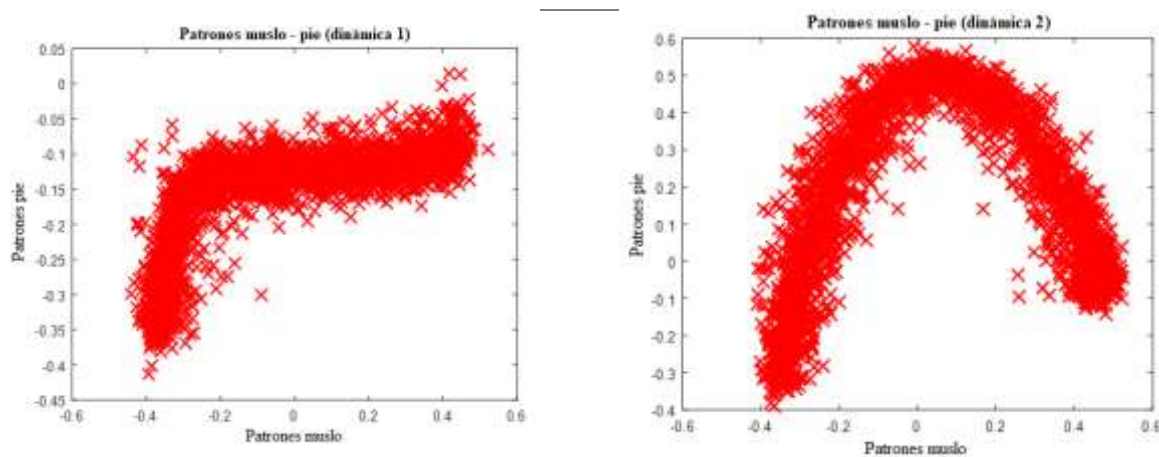


Figura 53. Patrones de marcha utilizados para el entrenamiento de la red neuronal

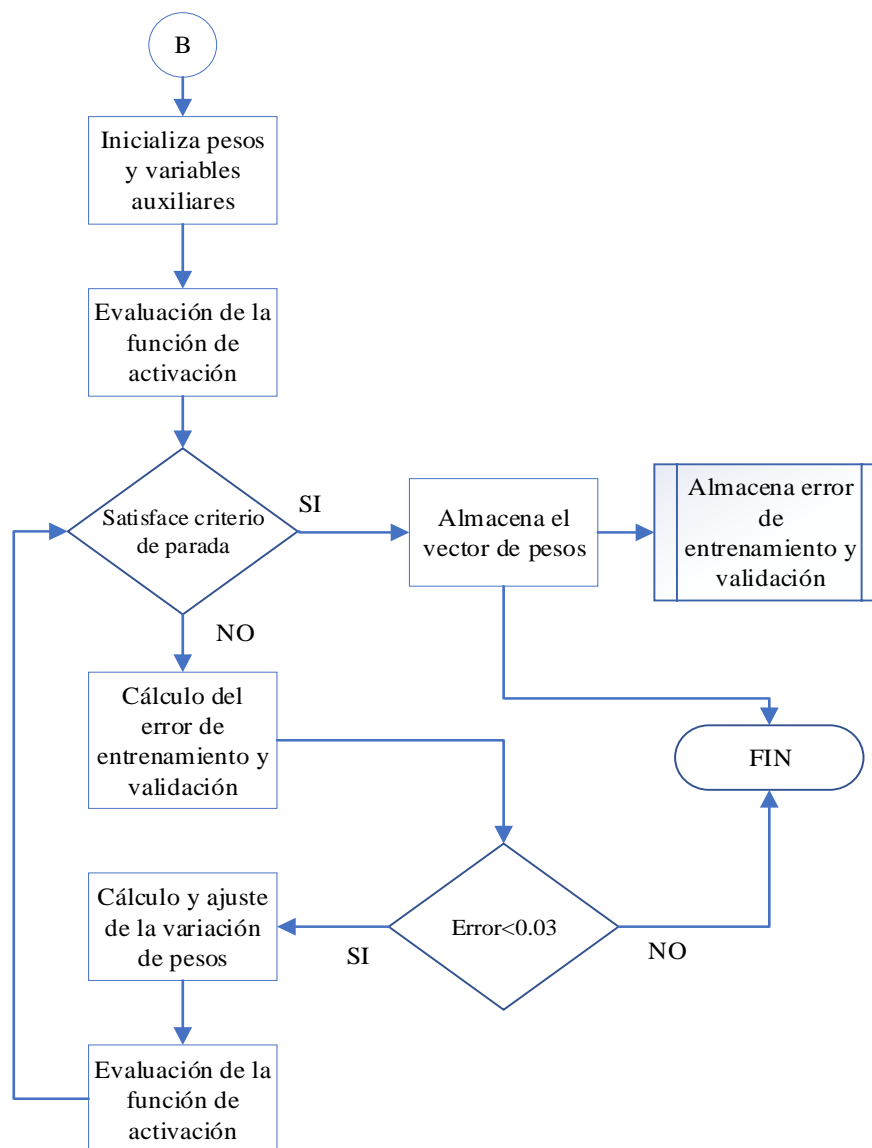


Figura 54. Diagrama de flujo algoritmo de retropropagación

La Figura 54 se muestra el funcionamiento del algoritmo de retropropagación, basado en las ecuaciones (1) y (2), el algoritmo está programado para realizar el entrenamiento en función del mínimo error, es decir que si el error se eleva por encima de un rango tolerable correspondiente al 3% el algoritmo se termina, debido a que no va a converger.

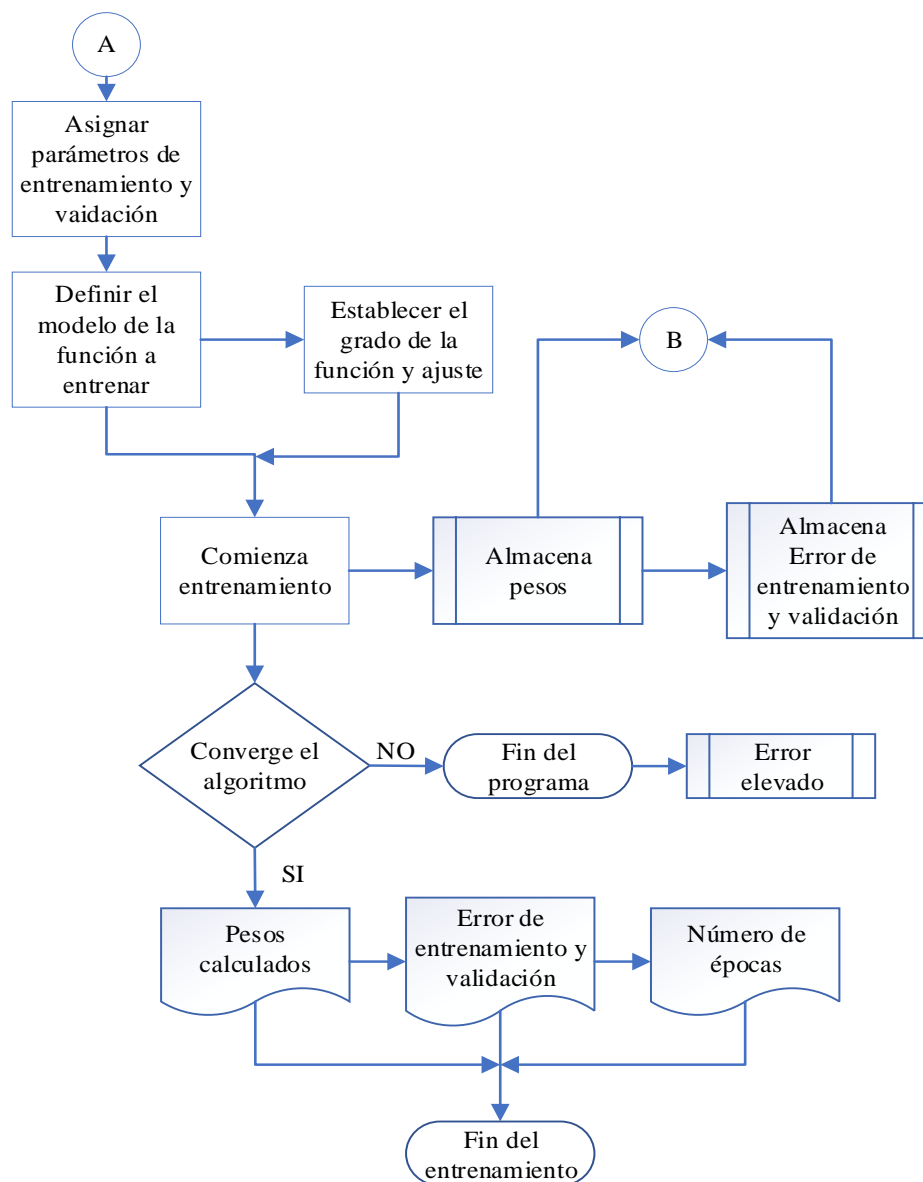


Figura 55. Diagrama de flujo algoritmo de entrenamiento de la red neuronal

La Figura 55 se muestra el funcionamiento del algoritmo para entrenar la red neuronal, una vez adquiridos los patrones de marcha que se muestran en la Figura 53, se debe elegir con tipo de función se va a modelar la red, cabe mencionar que toda función que sea continua puede ser utilizada para este propósito.

El tipo de funciones seleccionadas para realizar el entrenamiento son:

- Funciones polinómicas: $ax^0 + bx^1 + cx^2 + \dots + x^n$
- Funciones exponenciales: $e^0 + e^{(x+a)} + e^{2(x+a)} + \dots + e^{n(x+a)}$
- Funciones trigonométricas: $sen(0x + a) + sen(x + a) + \dots + sen(nx + a)$
- Funciones logarítmicas: $log(0x + a) + log(x + a) + \dots + log(nx + a)$

Para este estudio se hizo una comparativa entre los cuatro tipos de funciones anteriores para determinar el mejor modelo posible para entrenar la red neuronal, teniendo en cuenta que el criterio de selección será el de mínimo error.

En la Figura 56, se muestra en color rojo los patrones de marcha utilizados para el entrenamiento, mientras que las líneas punteadas representan la respuesta de la red neuronal; en el lado izquierdo se muestra la respuesta a una función sinusoidal y en el lado derecho la respuesta a una función logarítmica, donde para ambos casos se puede observar que el modelo obtenido no se asemeja al comportamiento de los patrones de entrada.

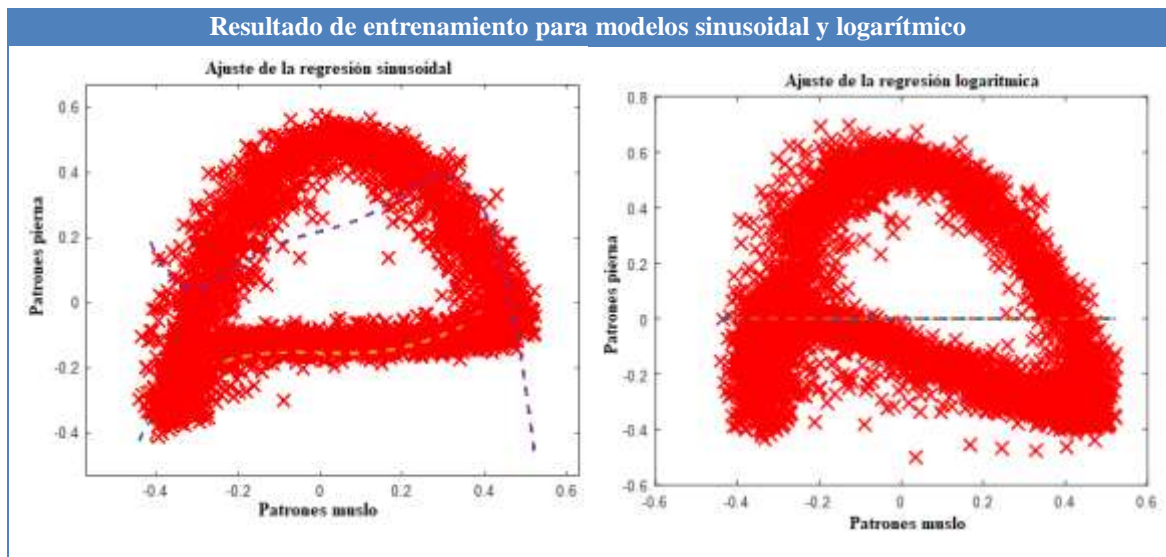
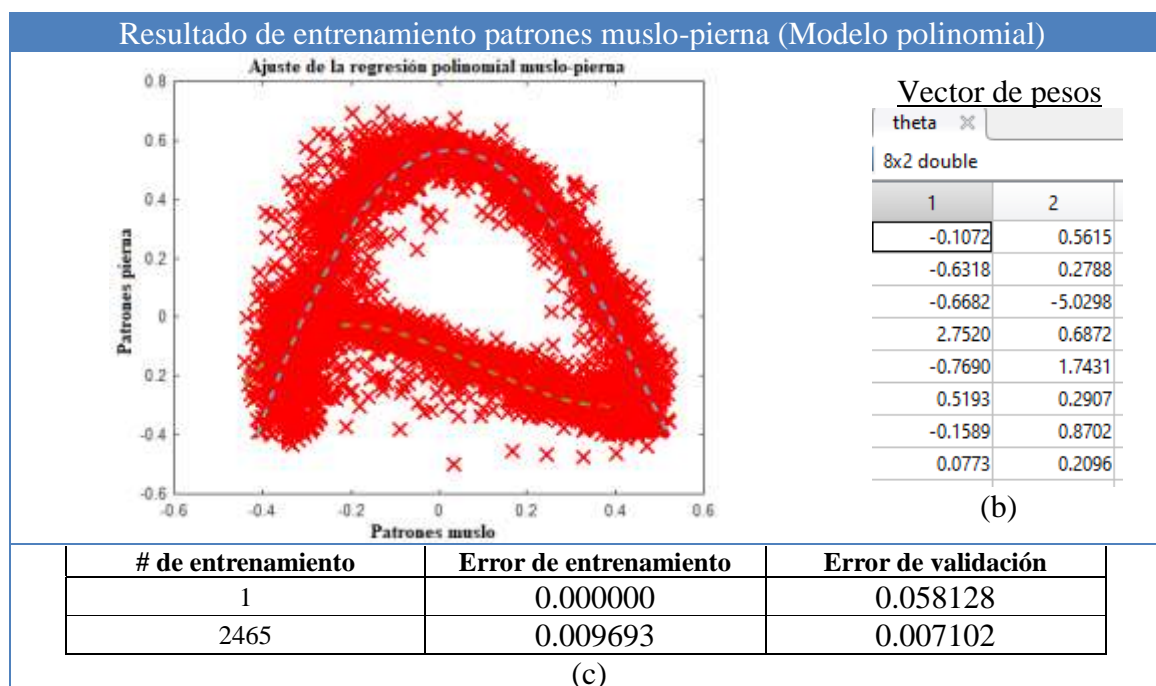


Figura 56. Resultado de entrenamiento para modelos sinusoidal y logarítmico

En la Tabla 20, se muestra en color rojo los patrones de marcha utilizados para el entrenamiento, mientras que las líneas punteadas representan la respuesta de la red neuronal; se puede observar que el modelo polinomial utilizado si se asemeja al comportamiento de los patrones de entrada y se obtiene el vector de pesos y valores de error detallados en (b) y (c).

Tabla 20.

Entrenamiento de patrones muslo-pierna (Modelo polinomial)



Modelo obtenido para la relación muslo – pierna (dinámica 1):

$$-0.1072 - 0.6318x - 0.6682x^2 + 2.7520x^3 - 0.7690x^4 + 0.5196x^5 - 0.1589x^6 + 0.0773x^7$$

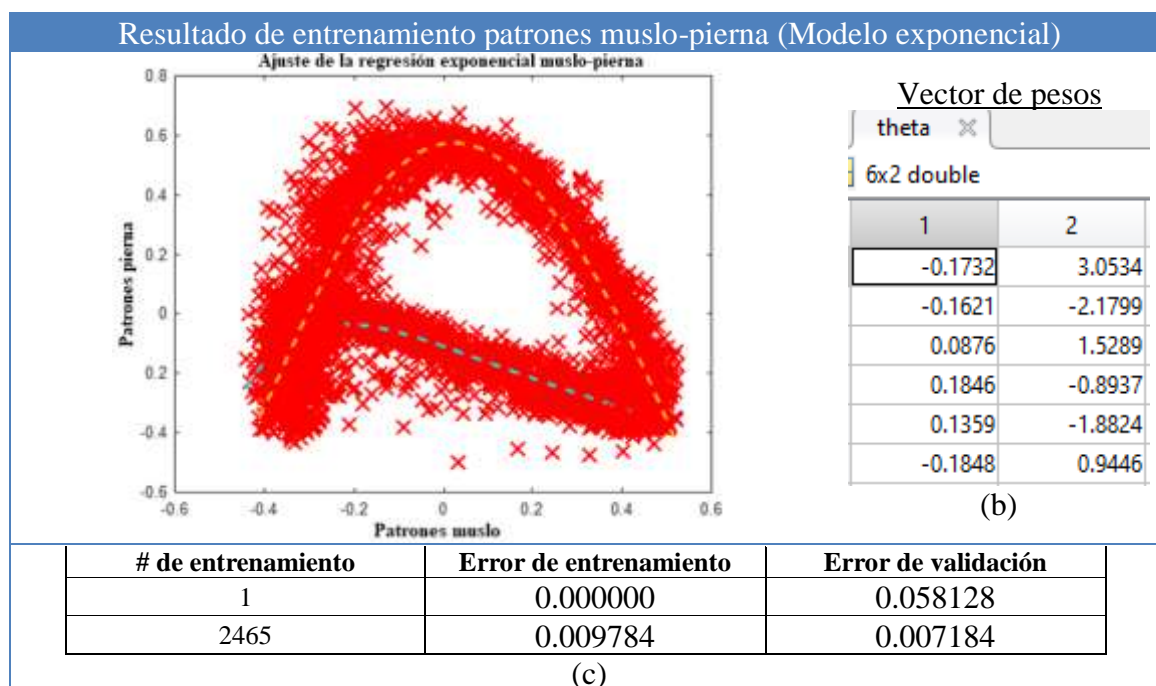
Modelo obtenido para la relación muslo – pierna (dinámica 2):

$$0.5615 + 0.2788x - 5.0298x^2 + 0.6878x^3 + 1.7431x^4 + 0.2907x^5 + 0.8702x^6 + 0.2096x^7$$

En la Tabla 21, se muestra en color rojo los patrones de marcha utilizados para el entrenamiento, mientras que las líneas punteadas representan la respuesta de la red neuronal; se puede observar que el modelo exponencial utilizado si se asemeja al comportamiento de los patrones de entrada y se obtiene el vector de pesos y valores de error detallados en (b) y (c).

Tabla 21.

Entrenamiento de patrones muslo-pierna (Modelo exponencial)



Modelo obtenido para la relación muslo – pierna (dinámica 1):

$$-0.1732 + e^{0.1621x} + e^{-0.0876x^2} + e^{-0.1846x^2} + e^{-0.1359x^4} + e^{0.1848x^5}$$

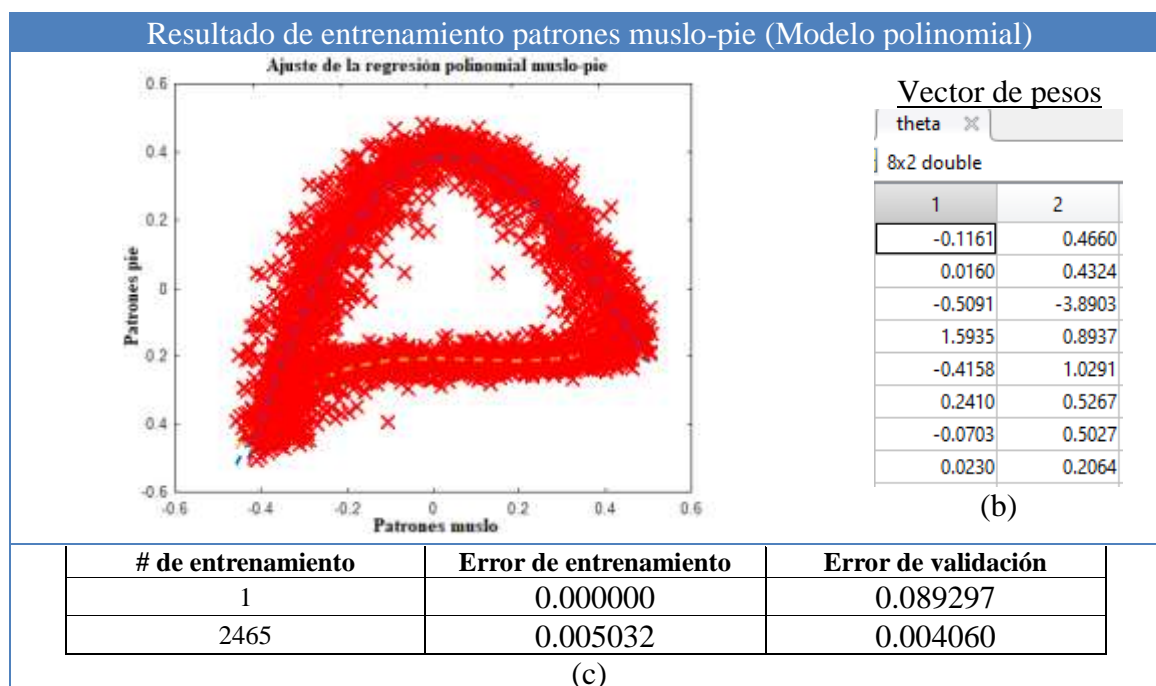
Modelo obtenido para la relación muslo – pierna (dinámica 2):

$$3.0534 + e^{2.1799*x} + e^{2(-1.5289*x)} + e^{3(0.8937*x)} + e^{4(1.8824*x)} + e^{-5(0.9446*x)}$$

En la Tabla 22, se muestra en color rojo los patrones de marcha utilizados para el entrenamiento, mientras que las líneas punteadas representan la respuesta de la red neuronal; se puede observar que el modelo polinomial utilizado si se asemeja al comportamiento de los patrones de entrada y se obtiene el vector de pesos y valores de error detallados en (b) y (c).

Tabla 22.

Entrenamiento de patrones muslo-pie (Modelo polinomial)



Modelo obtenido para la relación muslo – pie (dinámica 1):

$$-0.1161 + 0.0160x - 0.5091x^2 + 1.5935x^3 - 0.4158x^4 + 0.2410x^5 - 0.0703x^6 + 0.0230x^7$$

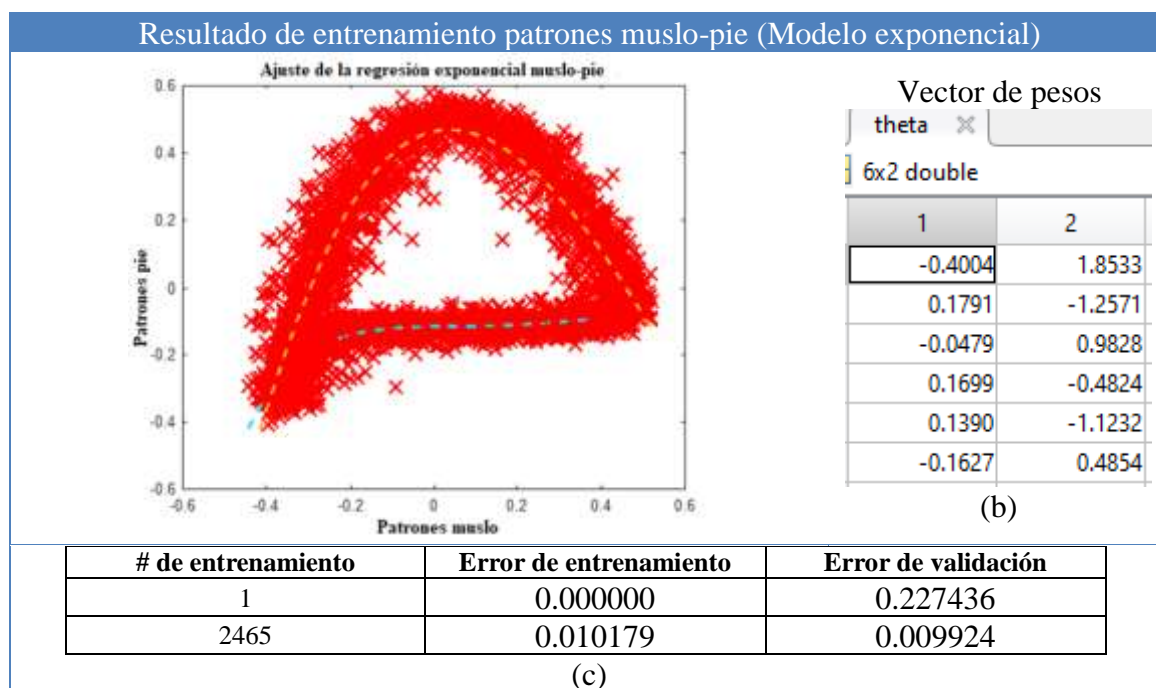
Modelo obtenido para la relación muslo – pie (dinámica 2):

$$0.4660 + 0.4324x - 3.8903x^2 + 0.8937x^3 + 1.0291x^4 + 0.5267x^5 + 0.5027x^6 + 0.2064x^7$$

En la Tabla 23, se muestra en color rojo los patrones de marcha utilizados para el entrenamiento, mientras que las líneas punteadas representan la respuesta de la red neuronal; se puede observar que el modelo exponencial utilizado si se asemeja al comportamiento de los patrones de entrada y se obtiene el vector de pesos y valores de error detallados en (b) y (c).

Tabla 23.

Entrenamiento de patrones muslo-pie (Modelo exponencial)



Modelo obtenido para la relación muslo – pie (dinámica 1):

$$-0.4004 + e^{-0.1791x} + e^{0.0479x^2} + e^{-0.1699x^2} + e^{-0.1390x^4} + e^{0.1627x^5}$$

Modelo obtenido para la relación muslo – pie (dinámica 2):

$$1.8533 + e^{1.2571*x} + e^{2(-0.9828*x)} + e^{3(0.4824*x)} + e^{4(1.1232*x)} + e^{5(-0.4854*x)}$$

Una vez realizado el entrenamiento de la red neuronal utilizando los modelos polinomial y exponencial, en las Tablas 24 y 25 se muestra los resultados de error obtenidos para la relación muslo-pierna y muslo-pie respectivamente.

Tabla 24.

Resultado del entrenamiento de la red neuronal: relación muslo-pierna

Tipo de modelo	Error de entrenamiento	Error de validación
Polinomial	0.009693	0.007102
Exponencial	0.009784	0.007184
Sinusoidal	No converge	No converge
Logarítmica	No converge	No converge

Tabla 25.

Resultado del entrenamiento de la red neuronal: relación muslo-pie

Tipo de modelo	Error de entrenamiento	Error de validación
Polinomial	0.005032	0.004060
Exponencial	0.010179	0.009924
Sinusoidal	No converge	No converge
Logarítmica	No converge	No converge

En base a los resultados obtenidos en las Tabla 24 y 25, se determina que el MODELO POLINOMIAL es el más adecuado para realizar el entrenamiento de la red neuronal, ya que se ajusta de buena manera a la tendencia pautada por los patrones de marcha y además posee el error de entrenamiento y validación más bajo en comparación al modelo exponencial, tanto en la relación muslo-pierna y muslo-pie.

Por otro lado, los modelos basados en funciones trigonométricas y logarítmicas no obtuvieron el desempeño deseado quedando automáticamente descartados del estudio.

5.5 Implementación del prototipo del Sistema GEPAM

Se denomina sistema GEPAM al sistema generador de patrones de marcha capaz de replicar la marcha normal, mediante la adquisición de señales por medio de sensores inerciales y la activación de servomotores.

5.5.1 Diagrama de bloques

El sistema GEPAM está compuesto por dos bloques principales:

- **Unidad de control:** Esta compuesta por el procesador central (Teensy 3.2), cuenta con un bus de datos de 10 pines que alimenta y adquiere las señales generadas por los sensores inerciales, y del sensor de humedad y temperatura DHT11, además envía la señal de control PWM que controla el movimiento de los servomotores.
- **Unidad de alimentación y comunicación inalámbrica:** Esta compuesta por una batería LIPO que alimenta con 5V a la unidad de control y con 12V a los servomotores, además cuenta con un módulo que monitorea y alerta sobre el estado de carga de la batería. La comunicación inalámbrica la compone un módulo bluetooth que transmite a un dispositivo móvil datos de interés al usuario sobre el estado de la prótesis.

En la Figura 57, se muestra un diagrama de bloques del sistema:

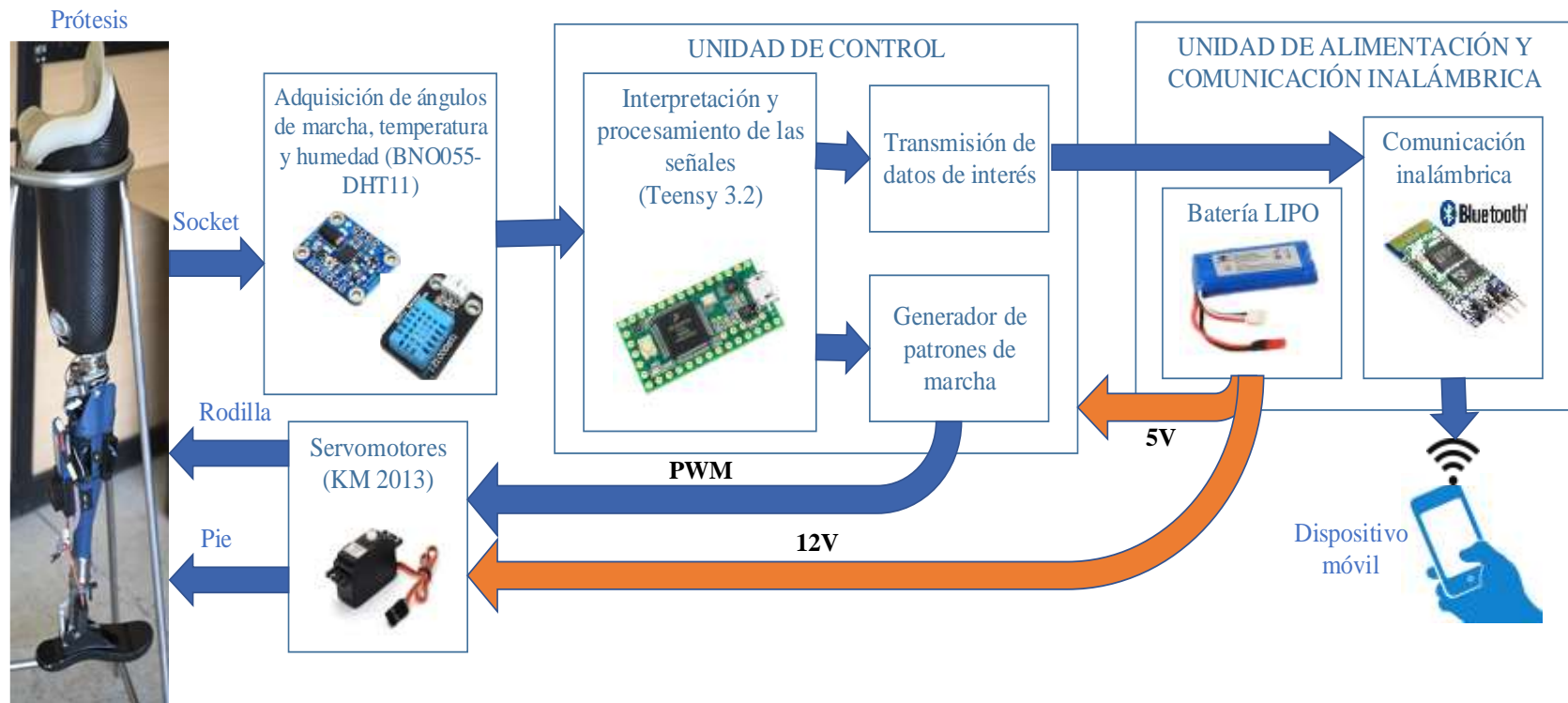


Figura 57. Diagrama de bloques del sistema GEPAM

5.5.2 Algoritmo del sistema GEPAM

La principal función del sistema GEPAM es generar los patrones para un ciclo de marcha, para ello utiliza la señal generada por el sensor inercial del muslo y replica los patrones generados por el sistema enviando una señal PWM a través de dos servomotores que controlan la pierna y pie de la prótesis, la Figura 58 se muestra el flujograma del algoritmo que controla el sistema GEPAM, el cuál fue implementado mediante una tarjeta electrónica Teensy 3.2:

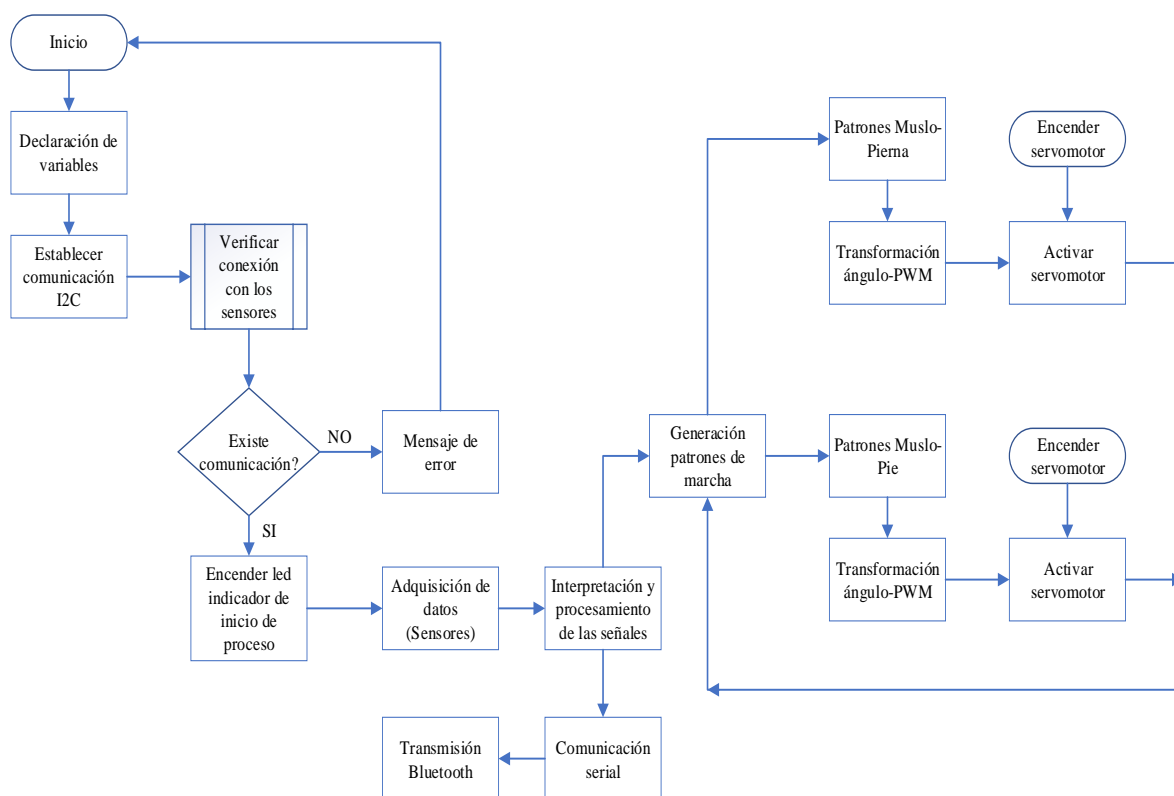


Figura 58. Algoritmo del sistema GEPAM

5.5.3 Diseño electrónico del sistema GEPAM

De acuerdo con el diagrama de bloques mostrado en la Figura 57, el sistema GEPAM consta de dos unidades principales, tres sensores inerciales encargados del monitoreo de movimientos, un sensor de temperatura y humedad encargado de informar el estado del socket y dos servomotores encargados de replicar el ciclo de marcha en la prótesis, en la Figura 59 se muestra el diagrama electrónico esquemático del sistema GEPAM, donde se detallan los diferentes módulos que componen el sistema.

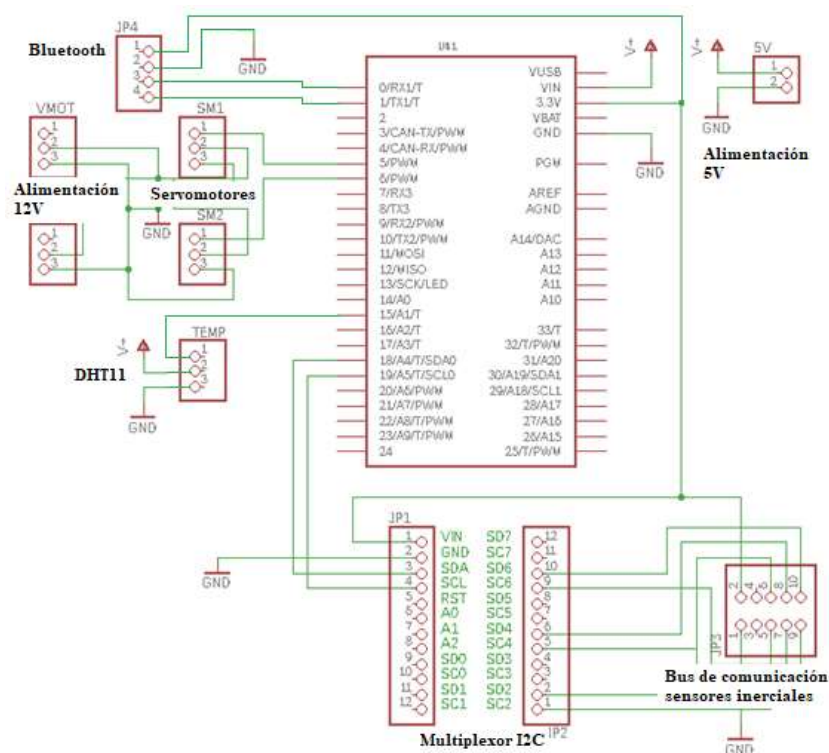


Figura 59. Diagrama esquemático sistema GEPAM

En base al diseño elaborado, como se muestra en la Figura 60 (a) se ha realizado el diseño PCB desarrollado en una sola cara empleando sócalos para la colocación de los diferentes módulos, mientras que para proteger al dispositivo se ha elaborado el diseño de un contenedor de plástico elaborado mediante impresión 3D mostrado en la Figura 60 (b).

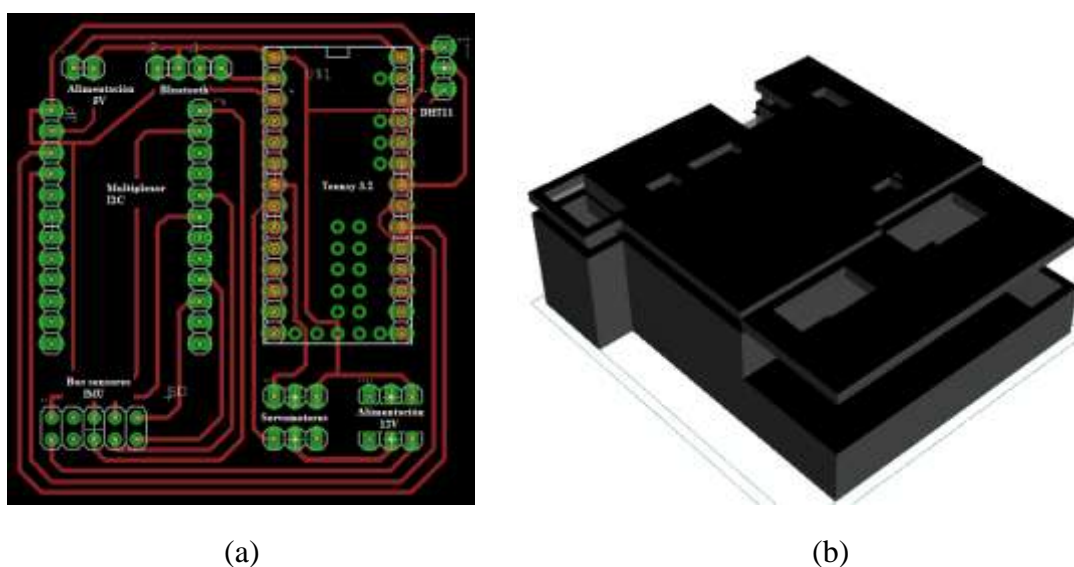



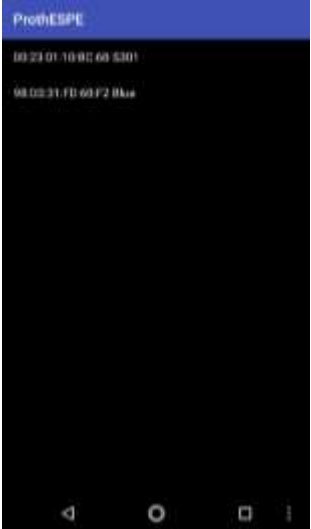


Figura 60. Diseño PCB y contenedor del sistema GEPAM

5.5.4 Monitoreo remoto del sistema GEPAM

Para el monitoreo de la humedad relativa y temperatura se utiliza el sensor DHT11, el cual es el encargado de monitorear el estado del socket, para ello se ha vinculado esta información generada a una aplicación móvil, que permite la visualización y alerta al paciente sobre rangos peligrosos de funcionamiento, en la Tabla 26 se muestra la distribución de pantallas de la aplicación, donde se detalla una breve descripción y la función que cumple cada una.

Tabla 26.

Descripción y funciones de las pantallas de la aplicación móvil

Pantalla	Descripción	Pantalla	Descripción
	<p>Esta es la pantalla de inicio, aquí se detalla el título del proyecto y el autor; desde esta ventana se ingresa al sistema de monitoreo y a la ventana de ayuda.</p>		<p>En esta ventana se realiza la conexión de la aplicación con el módulo bluetooth que transmite los datos de temperatura y humedad relativa desde la prótesis.</p>
	<p>Esta ventana informa los valores de temperatura y humedad del socket de la prótesis, además con el botón Conectar se realiza la vinculación de la aplicación con el módulo bluetooth de la prótesis</p>		<p>En la ventana de ayuda se describe una guía rápida sobre el proceso de conexión de la aplicación con el sistema de la prótesis.</p>


5.5.5 Montaje del sistema GEPAM en la prótesis

Para el prototipo del sistema GEPAM ha sido adaptado a la estructura mecánica del proyecto de titulación desarrollado por (Bravo & Comina, 2017), donde se han

implementado sensores inerciales y un controlador basado en redes neuronales para la reproducción del ciclo de marcha. En la Tabla 27 se muestra los módulos implementados.

Tabla 27.

Montaje del sistema GEPAM

Módulo	Componentes implementados	Figura
Socket	<ul style="list-style-type: none"> • Un sensor inercial BNO055 para medir la variación del ángulo generado por el muslo • Un sensor DHT11 encargado de medir la humedad relativa y temperatura al interior 	
Pierna	<ul style="list-style-type: none"> • La unidad de control • La unidad de alimentación y comunicación inalámbrica • Un servomotor para el accionamiento de la rodilla • Un sensor inercial BNO055 para medir la variación del ángulo generado por la pierna 	

CONTINÚA

Pie

- Un servomotor para el accionamiento del pie
- Un sensor inercial BNO055 para medir la variación del ángulo generado por el pie



En la Figura 61 se presenta el sistema GEPAM implementado en la prótesis transfemoral, listo para las pruebas a ejecutarse en el proyecto:



Figura 61. Prótesis transfemoral final

CAPÍTULO VI

6 PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se desarrollan diversas pruebas para comprobar el funcionamiento del sistema GEPAM, para ello se ha realizado un protocolo de pruebas dividido en tres escenarios:

- Escenario 1: Respuesta de la red neuronal
- Escenario 2: Prueba de funcionamiento de la prótesis en un banco de pruebas
- Escenario 3: Prueba de funcionamiento de la prótesis en un paciente

6.1 Respuesta de la red neuronal

Para evaluar la respuesta de la red neuronal se utiliza el Escenario 1 mostrado en la Figura 62, la cual se divide en tres partes:

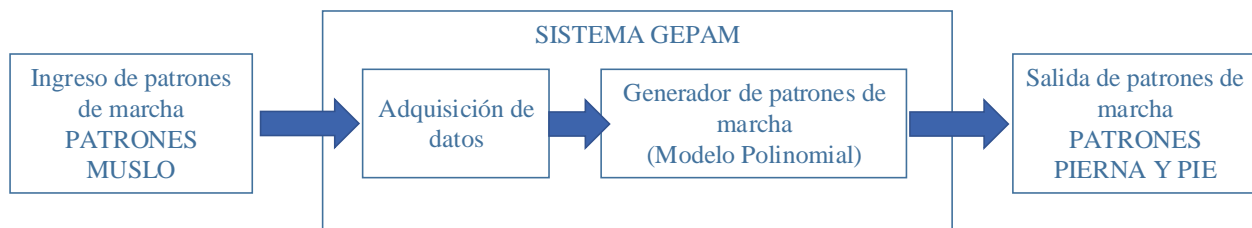


Figura 62. Escenario 1: Validación de la respuesta de la red neuronal

- El primer bloque corresponde al ingreso de los patrones de marcha, este conjunto de datos corresponde a los patrones de marcha que no fueron seleccionados para el entrenamiento, ni para la validación de la red.

- El segundo bloque corresponde al sistema GEPAM, donde se realiza la adquisición de los datos generados y su procesamiento para generar los patrones de marcha utilizando el modelo polinomial obtenido en el capítulo anterior.
- Finalmente, en el tercer bloque se obtienen los patrones de salida, correspondientes a los patrones de marcha para la pierna y el pie.

Para el generador de patrones de marcha, se va a utilizar el modelo polinómico obtenido como respuesta durante el entrenamiento de la red neuronal que se detalla en la Tabla 28.

Tabla 28.

Modelo polinomial utilizado para el entrenamiento de la red

Modelo obtenido para la relación muslo – pierna (dinámica 1):
$-0.1072 - 0.6318x - 0.6682x^2 + 2.7520x^3 - 0.7690x^4 + 0.5196x^5 - 0.1589x^6 + 0.0773x^7$
Modelo obtenido para la relación muslo – pierna (dinámica 2):
$0.5615 + 0.2788x - 5.0298x^2 + 0.6878x^3 + 1.7431x^4 + 0.2907x^5 + 0.8702x^6 + 0.2096x^7$
Modelo obtenido para la relación muslo – pie (dinámica 1):
$-0.1161 + 0.0160x - 0.5091x^2 + 1.5935x^3 - 0.4158x^4 + 0.2410x^5 - 0.0703x^6 + 0.0230x^7$
Modelo obtenido para la relación muslo – pie (dinámica 2):
$0.4660 + 0.4324x - 3.8903x^2 + 0.8937x^3 + 1.0291x^4 + 0.5267x^5 + 0.5027x^6 + 0.2064x^7$

Para probar la respuesta de la red neuronal, se van a emplear seis patrones de marcha del conjunto de pruebas obtenidos en el capítulo anterior, los cuales no fueron seleccionados para el entrenamiento, ni para la validación de la red, por lo que permiten verificar que las salidas obtenidas se ajusten al modelo.

En la Figura 63, se muestra la respuesta de la red neuronal entrenada con el modelo polinomial, en la izquierda se muestra la relación muslo-pierna y en la derecha se muestra la relación muslo-pie, donde los puntos en forma de cruz de color amarillo y morado representan los patrones de marcha del conjunto de prueba (conjunto de entrada), y los círculos de color rojo y azul representan la respuesta del sistema generador de patrones de marcha (conjunto de salida). Donde se observa que la respuesta del sistema GEPAM se ajusta de manera satisfactoria al modelo realizado, generando patrones adecuados de marcha.

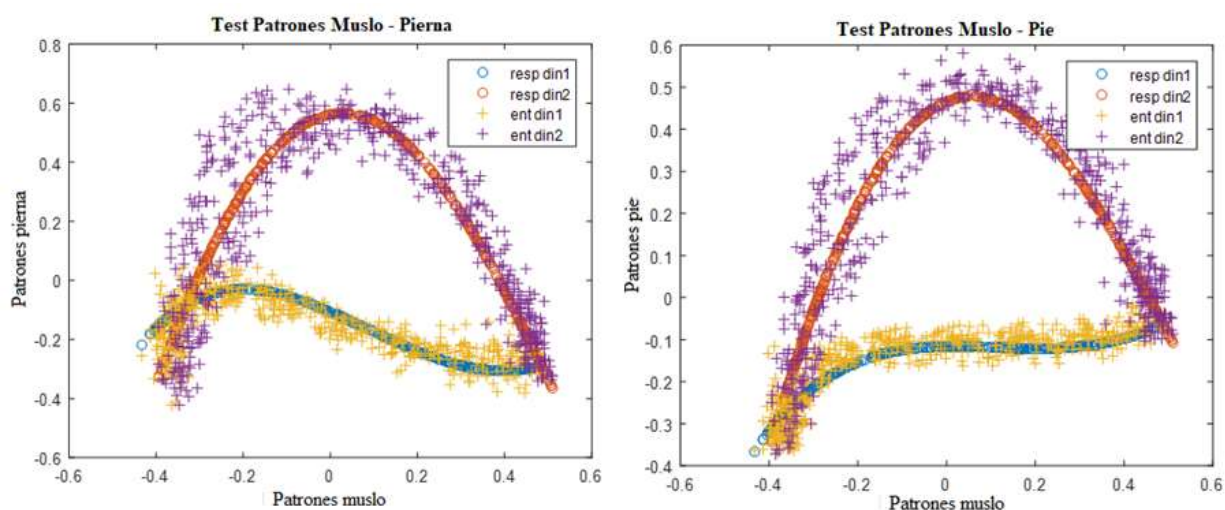


Figura 63. Prueba patrones de marcha: relación muslo-pierna

Los patrones de marcha obtenidos a la salida, como se muestra en la Figura 64 se han graficado en función del número de muestras, donde se muestra que la respuesta de la red neuronal entrenada ante un patrón de marcha responde acondicionándose al modelo, la señal de color azul representa el patrón generado por los sensores inerciales, mientras que la señal de color rojo representa los patrones generados por el sistema GEPAM.

Los resultados obtenidos en la Figura 64 permiten visualizar que la señal de salida (roja) se ajusta de manera satisfactoria a los patrones de marcha generados, con una consideración ya que la respuesta del sistema GEPAM posee un retardo de 0.3 segundos.

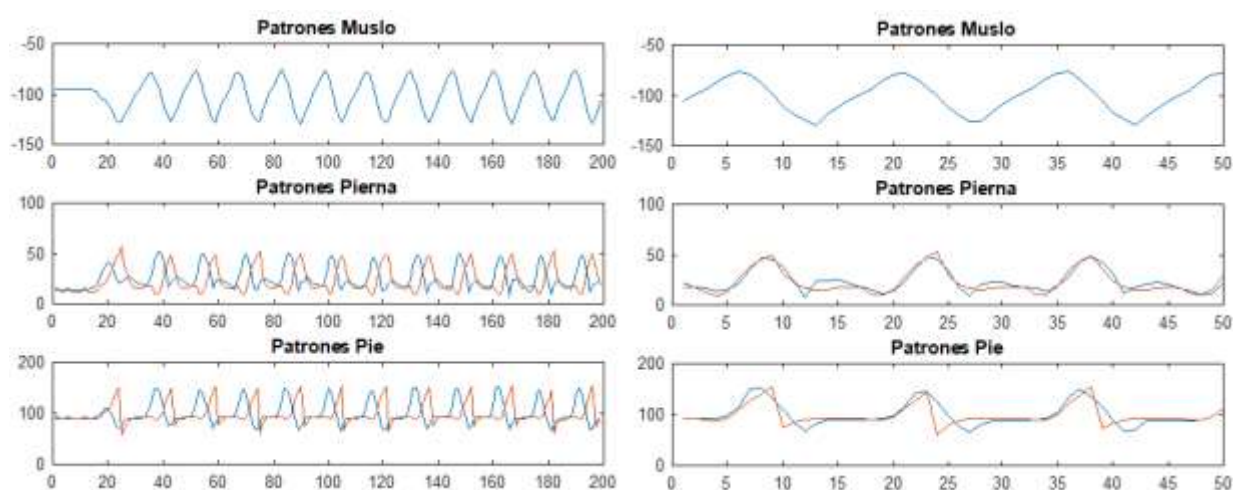


Figura 64. Respuesta del sistema GEPAM

La Tabla 29 muestra una comparación de las mediciones del ángulo real y los patrones generados por el sistema GEPAM.

Tabla 29.

Comparación: ángulos reales vs ángulos generados por el sistema GEPAM

Respuesta del sistema para la rodilla			Respuesta del sistema para el pie		
Ángulo Real	Ángulo GEPAM	Error	Ángulo Real	Ángulo GEPAM	Error
9.94	10.13	1.85%	67.19	70.54	4.75%
13.50	13.10	3.07%	79.81	81.74	2.36%
16.38	16.31	0.45%	81.19	86.08	5.68%
18.06	17.62	2.51%	89.75	90.54	0.87%
20.06	21.12	5.02%	91.13	88.79	2.64%
27.56	27.05	1.88%	95.06	91.25	4.17%
33.44	35.25	5.13%	106.31	101.54	4.69%
34.50	36.77	6.17%	112.50	113.70	1.06%
46.44	44.79	3.68%	127.13	119.65	6.25%
48.38	47.37	2.14%	140.50	135.34	3.82%
49.06	49.07	0.02%	141.19	140.08	0.79%

6.2 Prueba de funcionamiento de la prótesis en un banco de pruebas

Para evaluar la respuesta del sistema GEPAM en un banco de pruebas, se utilizó el Escenario 2 mostrado en la Figura 65, la cual se divide en tres partes:

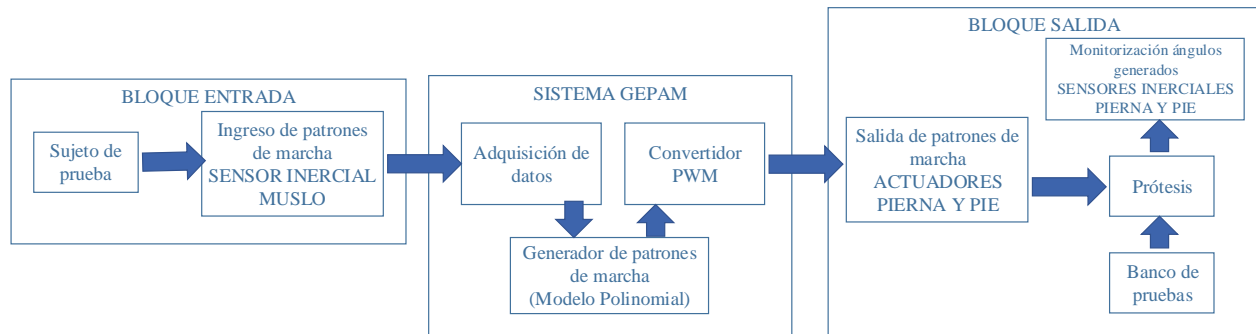


Figura 65. Escenario 2: Validación del funcionamiento de la prótesis en un banco de pruebas

- El primer bloque corresponde al ingreso de los patrones de marcha generados por un sensor inercial colocado en el muslo de un sujeto de prueba.
- El segundo bloque corresponde al sistema GEPAM, donde se realiza la adquisición de los datos generados por el sensor inercial colocado en el muslo del voluntario, para luego realizar su procesamiento y generar los patrones de marcha mediante el modelo polinomial, estos valores generados pasan al bloque de conversión a PWM para ser transmitidos a los actuadores colocados en las articulaciones (pierna y pie) de la prótesis.
- Finalmente, en el tercer bloque se accionan los servomotores mediante la señal PWM generada en el bloque anterior, y se monitoriza los ángulos generados mediante los sensores inerciales colocados en las articulaciones (pierna y pie) de la prótesis colocada sobre un banco de pruebas.

Para realizar este procedimiento se va a utilizar una estructura metálica como banco de pruebas y la participación de un sujeto de prueba, además se ha tenido en cuenta las siguientes consideraciones:

- Las pruebas se realizaron sobre una plataforma de aluminio, que suspende en el aire a la prótesis para replicar los movimientos de marcha.
- Para el accionamiento de la prótesis se utilizó como referencia el ángulo del muslo generado por un sujeto de prueba, el cual realizó una serie de pasos sobre su propio terreno (sin desplazamiento) para evaluar el desempeño de la prótesis.

En las Figura 66 se muestra la estructura metálica que se utilizó como banco de pruebas para la prótesis.

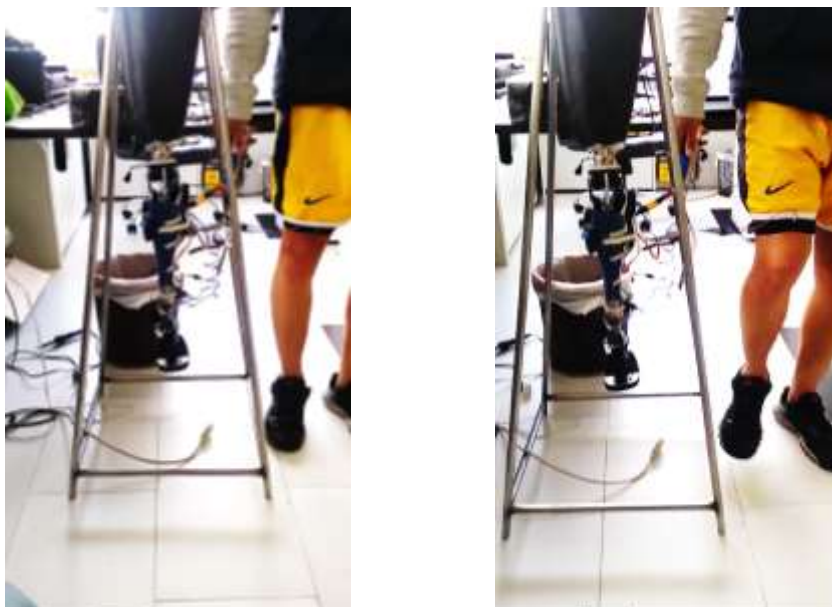


Figura 66. Plataforma de prueba

En la Figura 67 se muestra una secuencia de imágenes sobre la prueba del ciclo de marcha realizada para validar el funcionamiento del sistema GEPAM.



Figura 67. Pruebas del ciclo de marcha en plataforma

Los patrones de marcha obtenidos a la salida, como se muestra en la Figura 68 se han graficado en función del número de muestras, donde se muestra que la respuesta del sistema GEPAM ante un patrón de marcha de entrada generada por un sensor inercial colocado en el muslo de un sujeto de prueba, la señal de color azul representa el patrón generado por los sensores inerciales utilizados para la monitorización de la pierna y pie, mientras que la señal de color rojo representa los patrones generados por el sistema GEPAM.

Los resultados obtenidos en la Figura 68 permiten visualizar que la señal de salida (roja) se ajusta de manera satisfactoria a los patrones de marcha generados, sin embargo, existen algunas consideraciones como:

- La respuesta del sistema GEPAM posee un retardo de 0.3 segundos.
- El ciclo de marcha generado por el sujeto de prueba es diferente al ciclo de marcha utilizado para entrenar la red neuronal, razón por la cual existen ciertas variaciones durante su experimentación.

La prótesis cuenta con ciertas limitaciones mecánicas que le impiden replicar a plenitud el ciclo de marcha generado por el sistema, sin embargo, se ha conseguido que la respuesta del mecanismo sea satisfactoria, replicando adecuadamente los movimientos generados por el sistema GEPAM

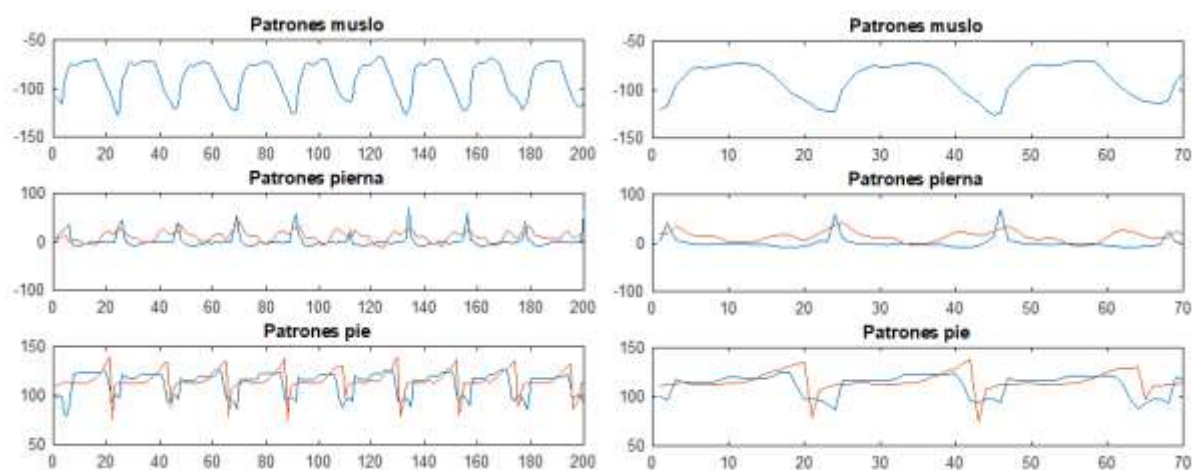


Figura 68. Respuesta de la prótesis con el sistema GEPAM en un banco de pruebas

La Tabla 30 muestra una comparación de las mediciones de los ángulos generados por la prótesis en el banco de pruebas y los ángulos generados patrones generados por el sistema GEPAM, tomadas durante la experimentación de la prótesis sobre un banco de pruebas.

Tabla 30.

Comparación: ángulos del banco de pruebas vs ángulos del sistema GEPAM

Respuesta del sistema para la rodilla			Respuesta del sistema para el pie		
Ángulos Prótesis	Ángulos GEPAM	Error	Ángulos Prótesis	Ángulos GEPAM	Error
5.25	4.99	3.60%	63.88	61.77	5.69%
13.69	12.95	6.96%	67.69	63.92	5.90%
21.25	20.35	4.82%	74.13	70.08	5.78%
29.69	27.84	6.65%	88.31	86.89	1.63%
33.88	31.41	7.86%	92.25	87.33	5.63%
38.75	38.96	0.54%	97.81	100	2.19%
40.38	37.98	6.32%	99.56	100	0.44%
43.50	46.20	5.84%	102.75	96.54	6.43%
48.63	47.14	3.73%	104.88	100	4.88%
50.81	49.70	2.23%	114.44	119.97	4.61%

Debido a los resultados positivos obtenidos durante los diferentes experimentos realizados tanto en la simulación como en el banco de pruebas, se ha decidido utilizar la prótesis para realizar pruebas en un paciente con amputación transfemoral.

6.3 Prueba de funcionamiento de la prótesis con un paciente

Para evaluar la respuesta del sistema GEPAM en un paciente, se utilizó el Escenario 3 mostrado en la Figura 69, la cual se divide en tres partes:

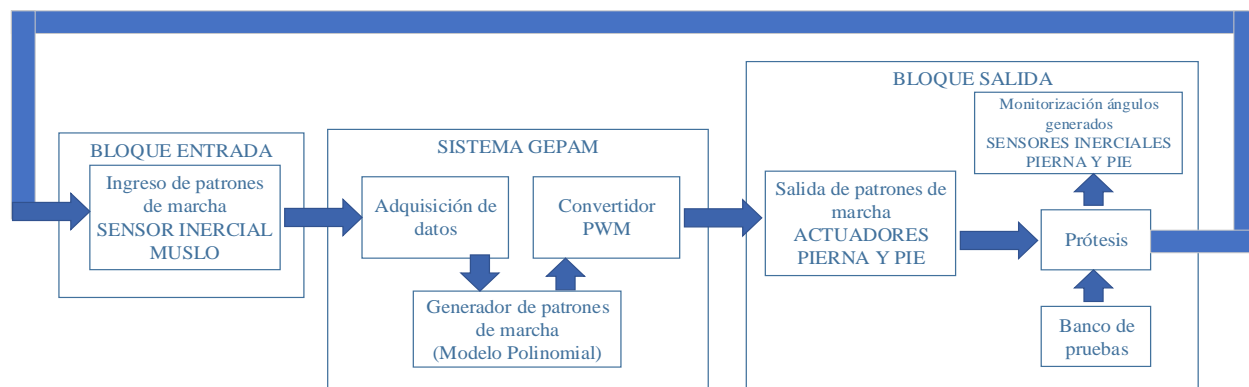


Figura 69. Escenario 3: Validación del funcionamiento de la prótesis en un paciente

- El primer bloque corresponde al ingreso de los patrones de marcha generados por un sensor inercial colocado en el muslo de la prótesis.
- El segundo bloque corresponde al sistema GEPAM, donde se realiza la adquisición de los datos generados por el sensor inercial colocado en el muslo de la prótesis, para luego realizar su procesamiento y generar los patrones de marcha mediante el modelo polinomial, estos valores generados pasan al bloque de conversión a PWM para ser transmitidos a los actuadores colocados en las articulaciones (pierna y pie) de la prótesis.
- Finalmente, en el tercer bloque se accionan los servomotores mediante la señal PWM generada en el bloque anterior, y se monitoriza los ángulos generados mediante los sensores inerciales colocados en las articulaciones (pierna y pie) de la prótesis colocada sobre un banco de pruebas.

Antes de realizar las pruebas de funcionamiento hay que tomar ciertas consideraciones, con el fin de lograr mediciones confiables y precautelar la salud del paciente:

- Como se muestra en la Figura 70, inicialmente se realiza una prueba de alineación estática que consiste en verificar la altura, rotación e inclinación de la prótesis para que pueda lograr una caminata estable con pleno apoyo sobre una superficie plana.



Figura 70. Alineación estática

- Se realiza una prueba de alineación dinámica, donde el paciente empieza a dar sus primeros pasos y verificar si la longitud de paso y el apoyo de la prótesis sea el adecuado, tal y como se muestra en la Figura 71.

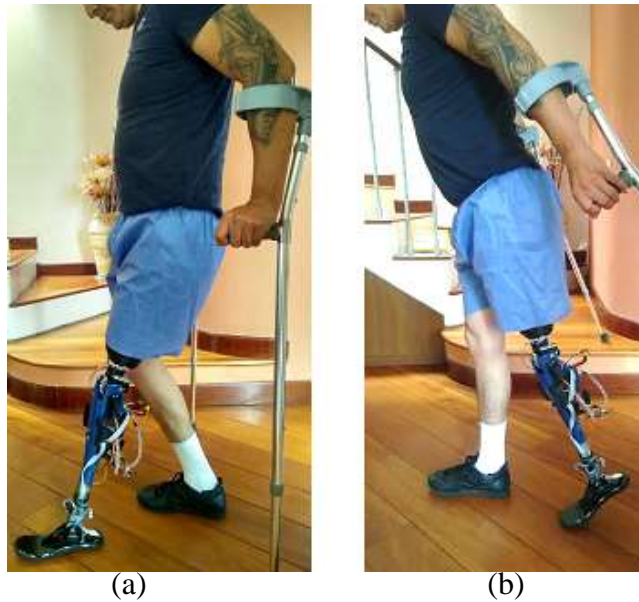


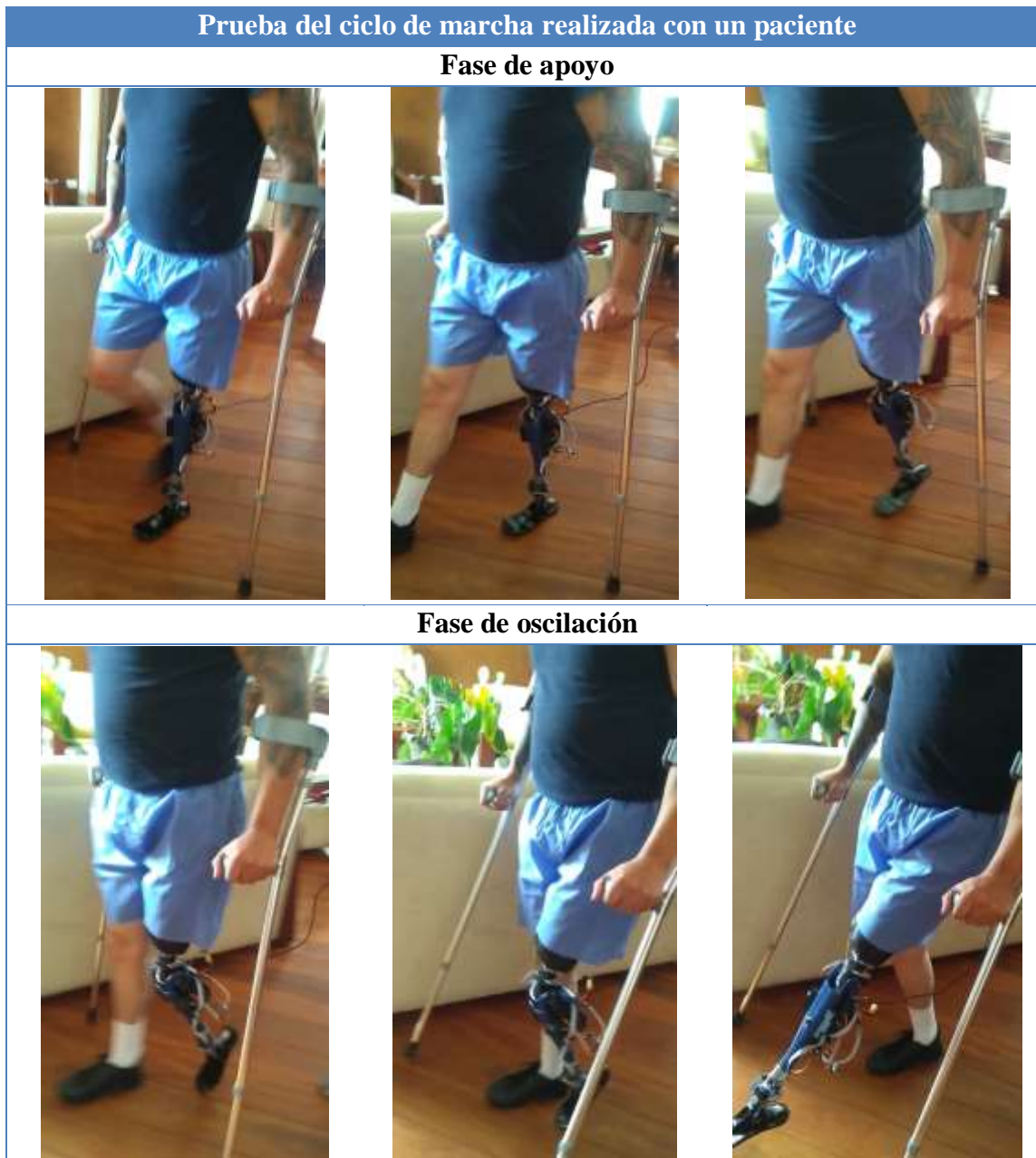
Figura 71. Alineación dinámica: (a) Extensión y (b) flexión

- Las pruebas del ciclo de marcha se realizaron sobre una superficie plana, a velocidad normal y con el apoyo de bastones para precautelar la seguridad del paciente.
- Durante la fase de calibración, por sugerencias del paciente se modificaron ciertos parámetros del sistema GEPAM, con el fin de proveer comodidad y confianza al momento de realizar un paso.

Una vez verificadas las consideraciones, se realizó una prueba de marcha como se muestra en la Tabla 31, la cual consiste en realizar una camina a velocidad normal, la cual se realizó en un ambiente silencioso, sin elementos que distraigan o alteren al paciente.

La prueba inició con el paciente de pie, en posición firme (con brazos y piernas pegadas al cuerpo), el primer paso realizado por el paciente fue con la pierna derecha y terminó luego de haber transcurrido 22.5 segundos de marcha.

Tabla 31.
Pruebas del ciclo de marcha en un paciente



Una vez concluida la prueba, como se muestra en la Figura 72 se obtienen patrones de marcha obtenidos por la monitorización de los sensores inerciales a la salida del sistema, se

han graficado en función del número de muestras, donde se muestra que la respuesta del sistema GEPAM ante un patrón de marcha de entrada generada por un sensor inercial colocado en el muslo de la prótesis, la señal de color azul representa el patrón generado por los sensores inerciales utilizados para la monitorización de la pierna y pie, mientras que la señal de color rojo representa los patrones generados por el sistema GEPAM.

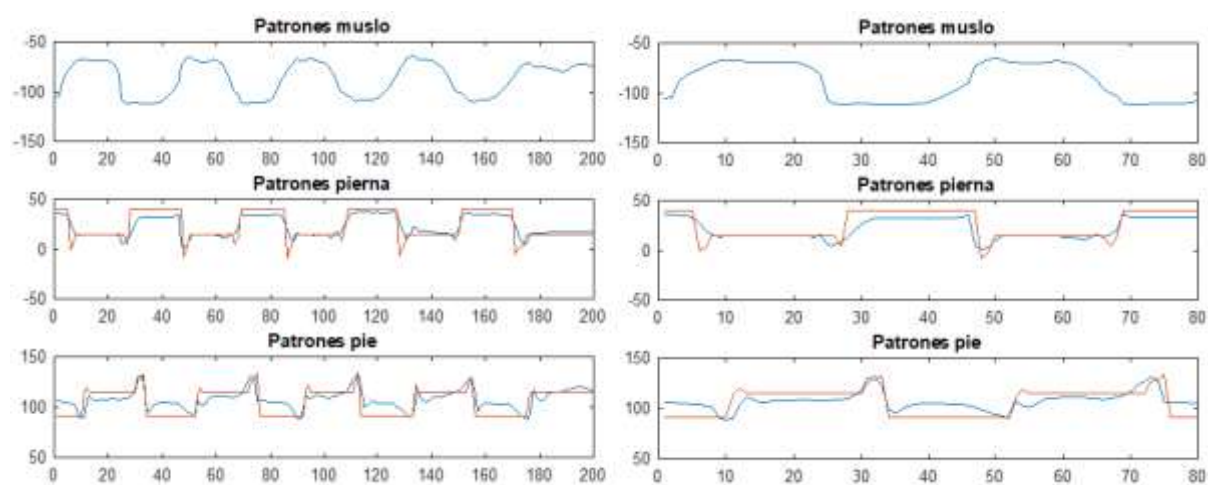


Figura 72. Respuesta de la prótesis con el sistema GEPAM en un paciente

Los resultados obtenidos en la Figura 72 permiten visualizar que la señal de salida (roja) se ajusta de manera satisfactoria a los patrones de marcha generados, sin embargo, existen algunas consideraciones como:

- La respuesta del sistema GEPAM posee un retardo de 0.3 segundos.
- El sistema GEPAM ha sido modificado para esta experimentación, dado que la velocidad de marcha del paciente es menor a la velocidad de marcha del sistema se ha introducido dos zonas de pausa, donde el sistema deja de generar patrones

y mantiene los últimos patrones generados, esto con el afán de brindar seguridad y confianza al paciente al momento de realizar el paso.

- La prótesis cuenta con ciertas limitaciones mecánicas que le impiden replicar a plenitud el ciclo de marcha generado por el sistema, sin embargo, se ha conseguido que la respuesta del mecanismo sea satisfactoria, replicando adecuadamente los movimientos generados por el sistema GEPAM.

La Tabla 32 muestra una comparación de las mediciones de los ángulos generados por la prótesis y los ángulos generados patrones generados por el sistema GEPAM, tomadas durante la experimentación de la prótesis en un paciente.

Tabla 32.

Comparación: ángulos generados por el paciente vs ángulos del sistema GEPAM

Respuesta del sistema para la rodilla			Respuesta del sistema para el pie		
Ángulos Prótesis	Ángulos GEPAM	Error	Ángulos Prótesis	Ángulos GEPAM	Error
14.87	15	0.87%	87.075	91	4.31%
15.44	15	2.93%	89.392	91	1.77%
15.19	15	3.93%	93.641	91	2.90%
36.94	40	4.65%	105.942	113.536	3.93%
38.62	40	3.95%	112.667	115	2.03%
38.19	40	4.53%	116.867	115	1.62%
39.06	40	2.35%	117.525	115	2.20%

Con los resultados obtenidos, en la Tabla 32 se muestra que los patrones de marcha generados por el sistema GEPAM para la prueba realizada con el paciente se ajusta de manera satisfactoria al ciclo de marcha, obteniendo una variación del error alrededor de 4.65%.

CAPÍTULO VII

7 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 CONCLUSIONES

- Se rediseñó el sistema de control de la prótesis de pierna para amputación transfemoral del prototipo desarrollado por (Bravo & Comina, 2017), empleando un sistema generador de patrones de marcha (GEPAM), que reproduce el ciclo de marcha con un retardo de 0.25 segundos, mediante la activación de sensores inerciales y servomotores.
- Para la obtención de los patrones de marcha se implementó un prototipo utilizando sensores inerciales, los cuales están ubicados en el cuerpo del paciente para captar los ángulos generados por las articulaciones que permitan caracterizar los patrones de marcha en base a una muestra de 50 personas tomadas de la población.
- Considerando los patrones de marcha capturados con el prototipo de adquisición, se han generado modelos de marcha utilizando diferentes técnicas, siendo la mas conveniente el modelo polinomial.
- Se ha verificado que el modelo polinomial es el método más adecuado para realizar el entrenamiento neuronal dirigido a reproducir el ciclo de marcha, ya que se ajusta adecuadamente a la tendencia pautada por los patrones de marcha mediante un polinomio de 7mo grado; además posee el error de entrenamiento y validación más bajo en comparación con los demás modelos analizados.

- Los ángulos obtenidos por el sistema GEPAM entrenado con el modelo polinomial generan una variación del error que oscila entre el 3.82% para la primera etapa sobre la respuesta de la red, una variación del error que oscila entre el 7.86% para la segunda etapa realizada en un banco de pruebas y una variación del error que oscila entre el 4.65% para la tercera etapa realizada en un paciente. Por lo tanto, en base a los valores de error obtenidos para los tres casos, se establece que el sistema GEPAM se ajusta de manera satisfactoria al ciclo de marcha generando patrones adecuados de movimiento con errores inferiores al 10%.
- El módulo de monitoreo de humedad relativa y temperatura al interior del socket de la prótesis implementado en el sistema GEPAM, permite mediante una aplicación móvil reducir el riesgo de laceraciones en el muñón del paciente, por medio de una alerta sonora generada cuando el estado del socket supera los niveles de temperatura (37 °C) y humedad relativa (70%) establecidos, además la prótesis posee una autonomía de funcionamiento para dos horas de marcha continua, y está diseñada para trabajar sobre superficies planas y sin obstáculos.
- Una vez realizadas las pruebas sobre el ciclo de marcha, para las tres etapas analizadas se obtuvo variaciones de error menores al 7%, por lo que se concluye que los objetivos del proyecto de investigación se han cumplido satisfactoriamente ofreciendo a las personas con amputación transfemoral una herramienta segura y cómoda para caminar de forma natural.

7.2 RECOMENDACIONES

- Durante la adquisición de los patrones de marcha, es importante calibrar los sensores inerciales antes de cada prueba con el fin de minimizar el error de las señales obtenidas, ya que de estas señales dependerá el entrenamiento de la red neuronal.
- Con el objetivo de reducir el tiempo de procesamiento y la incidencia de fuentes de ruido externas durante la transmisión de las señales, se recomienda implementar un sistema de control distribuido basado en sensores inalámbricos, con lo que se espera reducir el tiempo de respuesta del sistema y la calidad de las señales transmitidas.
- La prótesis cuenta con ciertas limitaciones mecánicas, especialmente en el movimiento del pie, por lo que se sería adecuado implementar un pie automatizado que mejore la adaptación al suelo y suavice el impacto generado por la prótesis

8 REFERENCIAS

- Alós, J. (2008). *Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular*. Barcelona: Glosa.
- Angulo, J., & Cuenca, M. (1997). *Microcontroladores PIC. La solución en un chip*. Barcelona: Editorial Paraninfo.
- Barros, C., & López, P. (2016). *Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla)*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica.
- Biomédicos. (10 de Febrero de 2016). *Sistemas Biomédicos*. Obtenido de <http://sistemasbiomedicoslpc.blogspot.com/>
- Bravo, X., & Comina, M. (2017). *Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.
- Burón, D. (18 de Agosto de 2013). Esta prótesis de pierna permite moverte como con una real. *ITespresso*, págs. 12-15.
- Central Intelligence Agency. (Julio de 2017). *The World FactBook*. Obtenido de <https://www.cia.gov/library/publications/the-world-factbook/geos/ec.html>
- Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades CONADIS. (27 de Marzo de 2017). *Ministerio de Salud Pública*. Obtenido de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Cover, T. (1969). *Methodologies of Pattern Recognition*. Satoshi: Watanabe.
- Dorado, J. (2004). Robótica y prótesis inteligentes. *Revista Digital Universitaria UNAM*, 1-6.
- Dubois, P. (Febrero 10, 1863). *New York, Estados Unidos Patente n° 37.637*.
- Fernández, A. (2012). *Análisis Cardiovascular: Protocolo de estimulación*. Madrid: Indalum.
- Flynn, L., Geeroms, J., Jimenez, R., Vanderborght, B., Vitiello, N., & Lefeber, D. (2014). *Ankle-knee prosthesis with active ankle and energy transfer: Development of the CYBERLEGS Alpha-Prosthesis*. Bruselas: Elsevier Robotics and Autonomous Systems.
- Fogel, D. (2006). *Evolutionary Computation*. Chicago: IEEE.

- Gamboa, A. (10 de Octubre de 2016). *Biomécanica de la marcha humana*. Obtenido de catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf
- Guamán, E., & Bermeo, J. (2017). *Diseño e implementación de la instrumentación para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior en sujetos sanos*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Hennessy, C. (1958). *American Orthotics and Prosthetics Association*.
- Herr, H., & Grabowski, A. (2011). *Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation*. Massachusetts: Proceedings of the Royal Society.
- Jonsdottir, S. (2014). *Validation and Biomechanical Measurements using a Novel Inertial Measurement Unit*. Reikiavik.
- Lanza, U. (2006). *Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial*. Sartenejas: Universidad Simón Bolívar Decanato de Estudios Profesionales.
- Latif, T., Ellahi, C., Choudhury, T., & Rabbani, K. (2008). Design of a cost-effective EMG driven bionic leg. *5th International Conference on Electrical and Computer Engineering*, 80-85.
- Lee, M., Ju, H., Song, J., & Park, C. (2015). *Kinematic Model-Based Pedestrian Dead Reckoning for Heading Correction and Lower Body Motion Tracking*. Sensors.
- Longás, H. (22 de Noviembre de 2014). *Valenciaplaza*. Obtenido de Valenciaplaza: <http://epoca1.valenciaplaza.com/ver/143955/un-implante-para-amputaciones-permite-caminar-un-25-mas.html>
- Martínez, F. (2013). *Diseño de prótesis transfemoral activa*. Cuernavaca: Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico.
- Martinez, F., Ramirez, R., Olmos, A., Rodriguez, J., Sanchez, C., & Gonzalez, B. (2016). *Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha*. Juárez: Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica.
- Menghini, M. (16 de Marzo de 2015). *Universidad Nacional de la Plata*. Obtenido de Facultad de Ingeniería: http://www.unlp.edu.ar/articulo/2015/3/16/disenan_innovadora_protesis_total_de_rodilla_y_pie

- Ministerio de Salud Pública del Ecuador. (11 de Octubre de 2012). *Ministerio de Salud Pública*. Obtenido de <http://www.salud.gob.ec/hospital-guayaquil-cuenta-con-nuevo-taller-de-protesis-y-ortesis/>
- Monje, J. (2013). *Misión "Manuela Espejo", paradigma de la solidaridad convertida en política de Estado en Ecuador*. La Habana: Revista Cubana de Salud Pública.
- Norton, K. (2007). Un breve recorrido por la historia de la protésica. *inMotion*, 7-17.
- Oberlander, K. (16 de Diciembre de 2015). *Inertial Measurement Unit (IMU) Technology*. Obtenido de <http://www.noraxon.com/learn-about-biomechanics-technology/wireless-inertial-measurement-technology>
- Ochoa, C. (11 de Noviembre de 2013). *Netquest*. Obtenido de <https://www.netquest.com/blog/es/blog/es/que-tamano-de-muestra-necesito>
- Organización Mundial de la Salud. (2016). Ecuador está en el tercer puesto de los países con menor estatura en Sudamérica. *El Tiempo*.
- Ossur. (16 de Febrero de 2012). *Life without limitations*. Obtenido de Ossur: <https://www.ossur.com/americas>
- Palmer, M. (11 de Abril de 2013). *Palmer's Almanac*. Obtenido de <http://www.palmersalmanac.com/palmers-blogmanac/palmer-legs>
- Parra, P. (2010). *Bioingeniería: "Prótesis"*. Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana.
- Pedroni, J., Cova, W., & Mathé, L. (2015). Aplicaciones de modos deslizantes para el control de movimiento de un robot laparoscópico experimental. *Revista Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales Vol. 2*, 25-32.
- Ponce, P. (2010). *Inteligencia Artificial con Aplicaciones de Ingeniería*. Barcelona: AlfaOmega.
- Princen, E., Nederhand, M., Sveinsdóttir, H., Prins, M., van der Meer, F., Koopman, H., & Rietman, J. (2016). *The influence of a user-adaptive prosthetic knee across varying walking speeds: A randomized cross-over trial*. Enschede: Elsevier Gait & Posture.
- Puglisi, L., & Moreno, H. (2014). Prótesis Robóticas. *Universidad Politécnica de Madrid*, 1-10.
- Renee, Y. (13 de Septiembre de 2015). *The civil war & The modern prosthetics industry*. Obtenido de <http://reneeeyancy.blogspot.com/2015/09/the-civil-war-modern-prosthetics.html>

- Rodríguez, A. (13 de Abril de 2015). *Protesis Monterrey*. Obtenido de <http://protesismonterrey.com/contacto/>
- Rosales, C., González, I., & Pujals, N. (2013). *Biomecánica de la rodilla*. Cuba: Laboratorios de Anticuerpos y Biomodelos Experimentales.
- Sangbae, K., & Wensing, P. (2016). *Design of Dynamic Legged Robots*. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology.
- Sullcahumán, B. (2013). *Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial*. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú.
- Tales, C. (12 de Junio de 2008). *Universidad de las Américas de Puebla*. Obtenido de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_1_lm/capitulo2.pdf
- Tardón, L. (01 de Junio de 2016). El diseñador biónico Hugh Herr, Premio Princesa de Asturias de Investigación Científica. *El Mundo*, págs. 12-13.
- Universidad Nacional Autónoma de México. (14 de Octubre de 2011). *Medicina y Ciencias de la Salud*. Obtenido de http://www.innovacion.unam.mx/images/trans_fichas/medicina/Socket_inferior.pdf
- Universitat de Valencia. (23 de Marzo de 2011). *Estadística Descriptiva*. Obtenido de <https://www.uv.es/webgid/Descriptiva>
- Van der Geest, J. (Febrero de 2015). Slidefun.
- Vargas, L., Elias, A., Rocon, E., Bastos, T., & Frizera, A. (2016). *An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis*. Suiza: Sensors.
- Vera, B., Arias, C., Espejo, A., & Martín, P. (2007). Diseño de un encaje para prótesis de miembro inferior con amputación por encima de la rodilla. *Épsilon N°9*, 19-28.
- Vera, P. (2010). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Barcelona.
- Yang, C.-C. (15 de Marzo de 2010). *Yuan Ze University* . Obtenido de [http://designer.mech.yzu.edu.tw/articlesystem/Speech/SpeechFile/\(2010-03-15\)%20A%20review%20of%20accelerometry-based%20wearable%20motion%20detectors%20for%20physical%20activity%20monitoring.pdf](http://designer.mech.yzu.edu.tw/articlesystem/Speech/SpeechFile/(2010-03-15)%20A%20review%20of%20accelerometry-based%20wearable%20motion%20detectors%20for%20physical%20activity%20monitoring.pdf)