



**ESPE**  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA  
ENERGÍA Y MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

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

**TEMA: ANÁLISIS DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS  
PARA IMPLEMENTAR UN PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE  
LA ARTICULACIÓN TIBIOPERONEOASTRAGALINA A TRAVÉS  
DE UN CLASIFICADOR DE REDES NEURONALES ARTIFICIALES**

**AUTORES: LUIS FERNANDO MARÍN QUEVEDO**

**ELÍAS IVÁN VERA NARVÁEZ**

**DIRECTORA: ING. PATRICIA CONSTANTE**

**LATACUNGA**

**2017**



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA  
ENERGÍA Y MECÁNICA  
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**CERTIFICACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación, “ANÁLISIS DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA IMPLEMENTAR UN PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN TIBIOPERONEOASTRAGALINA A TRAVÉS DE UN CLASIFICADOR DE REDES NEURONALES ARTIFICIALES” realizado por los señores Marín Quevedo Luis Fernando y Vera Narváez Elías Iván, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a los señores Marín Quevedo Luis Fernando y Vera Narváez Elías Iván para que lo sustenten públicamente.

Latacunga, 22 de febrero del 2017

Atentamente,

DIRECTORA

Ing. Constante Patricia, M.Sc.



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA  
ENERGÍA Y MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Nosotros, **Marín Quevedo Luis Fernando** con cédula de identidad N° 0502672926 y **Vera Narváez Elías Iván**, con cédula de identidad N° 0705827822, declaramos que este trabajo de titulación **“ANÁLISIS DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA IMPLEMENTAR UN PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN TIBIOPERONEOASTRAGALINA A TRAVÉS DE UN CLASIFICADOR DE REDES NEURONALES ARTIFICIALES”** ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas. Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

**Latacunga, 22 de febrero del 2017**

Luis Fernando Marín Quevedo

**C.C.: 0502672926**

Elías Iván Vera Narváez

**C.C.: 0705827822**



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA  
ENERGÍA Y MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**AUTORIZACIÓN**

Nosotros, Marín Quevedo Luis Fernando y Vera Narvárez Elías Iván, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “ANÁLISIS DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA IMPLEMENTAR UN PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN TIBIOPERONEOASTRAGALINA A TRAVÉS DE UN CLASIFICADOR DE REDES NEURONALES ARTIFICIALES” cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

**Latacunga, 22 de febrero del 2017**

Luis Fernando Marín Quevedo

**C.C.: 0502672926**

Elías Iván Vera Narvárez

**C.C.: 0705827822**

## **DEDICATORIA**

Con gran cariño dedico en particular este trabajo a mis padres Luis y Jenny, a mi hermana Karina, por acompañarme en cada momento, gracias por sus esfuerzos para que cumpla mis metas, gracias también a mi familia por creer y confiar en mí con la bendición de Dios seguir luchando, creciendo, conservando siempre mi ética profesional con excelentes valores morales, y a José Alejandro Marín por ser más que un padre un guía y un amigo que siempre estará ahí en mi camino.

**Luis Fernando Marín Quevedo**

Con mucho cariño dedico este trabajo a mis padres Hipatia y Nicolás por el apoyo en cada momento, gracias por su cariño y consejos que junto a mis hermanos Winner, Luis y Romina siempre han guiado mi camino.

**Elías Iván Vera Narváez**

## **AGRADECIMIENTO**

Siempre con la bendición de Dios por darme la vida y la voluntad para no rendirme junto a mis amigos que han sido la familia que dentro de las aulas me brindó su apoyo incondicional, y juntos sacamos adelante nuestras metas.

**Luis Fernando Marín Quevedo**

Primero agradezco a Dios por permitirme vivir todos estos momentos juntos mi familia y por siempre acompañarme en mis objetivos, a mis amigos ya que siempre contaba con su ayuda, a los docentes de la universidad de las fuerzas armadas ESPE que durante este tiempo han llegado a ser una guía y amigo además de un maestro.

**Elías Iván Vera Narváez**

## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>CARÁTULA</b> .....	<b>i</b>
<b>CERTIFICACIÓN</b> .....	<b>ii</b>
<b>AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD</b> .....	<b>iii</b>
<b>AUTORIZACIÓN</b> .....	<b>iv</b>
<b>DEDICATORIA</b> .....	<b>v</b>
<b>AGRADECIMIENTO</b> .....	<b>vi</b>
<b>ÍNDICE DE CONTENIDO</b> .....	<b>vii</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>xi</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	<b>xiii</b>
<b>RESUMEN</b> .....	<b>xiv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>xv</b>

## CAPÍTULO I

<b>ASPECTOS GENERALES</b> .....	<b>1</b>
1.1. Introducción .....	1
1.2. Movilidad de la articulación tibioperoneoastragalina .....	2
1.3. Lesiones que comprometen al tobillo .....	3
1.4. Métodos de rehabilitadores de tobillo .....	5
1.5. Tipos de rehabilitadores para fisioterapia del tobillo .....	7
1.5.1 Manipulación fisioterapéutica .....	7
1.5.2 Electroterapia .....	7
1.5.3 Ejercicios para hacer en casa .....	7
1.5.4 Equipos autónomos para hacer fisioterapias .....	8
1.6. Señales electromiográficas (EMG) .....	9
1.6.1 Adquisición de señales mioeléctricas .....	10
1.6.2 Ubicación de los electrodos en la articulación tibioperoneoastragalina .....	10
1.6.3 Caracterización en patrones de movimiento .....	12
1.7. Clasificadores de patrones .....	13
1.7.1 Clasificador bay .....	13
1.7.2 Clasificador por Redes Neuronales Artificiales (RNA) .....	14
1.7.3 Regla de Widrow-Hoff .....	15

1.7.4	Descenso por gradiente .....	15
1.8	Arquitectura de la red neuronal artificial .....	16
1.9	Técnicas de Procesamiento de patrones de clasificación neuronal .....	19
1.9.1	Sensor experimental Armmyo .....	22

## **CAPÍTULO II**

### **ESTUDIO Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS ... 24**

2.1	Origen y evolución del estudio de la señal electromiográfica (EMG) .....	24
2.2	Definición de las señales miográficas .....	24
2.3	Parámetros de estudio para la adquisición de señales miográficas .....	25
2.4	Importancia del sensor de adquisición .....	27
2.4.1	Ubicación del sensor .....	28
2.4.2	Flexibilidad de movimientos con el uso de los sensores mioeléctricos .....	29
2.4.3	Ventajas de ubicación del sensor Armmyo sobre el sensor Myoware.....	30
2.4.4	Autonomía energética del funcionamiento de los sensores .....	31
2.5	Comunicación: velocidad de transmisión de datos .....	31
2.6	Graficación de los valores RMS de las señales electromiográficas .....	32
2.6.1	Algoritmo de graficación y adquisición de las señales EMG. ....	33
2.6.2	Caracterización de las señales electromiográficas procesadas.....	33
2.6.3	Identificación de las características de los movimientos .....	35
2.6.4	Criterio de selección del sensor para la etapa tratada .....	36
2.6.5	Diagrama de identificación de movimiento en la tibioperoneoastragalina.....	38
2.7	Validación de los movimientos con el Armmyo .....	40
2.7.1	Estudio del patrón de movimiento .....	41
2.7.2	Amplitud de la señal .....	42
2.7.3	Sensibilidad de movimientos (umbral de activación) .....	43

## **CAPÍTULO III**

### **DISEÑO DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN..... 44**

3.1	Diseño del soporte estático de rehabilitación .....	44
3.1.1	Planificación de diseño .....	44
3.1.2	Especificaciones objetivo.....	45
3.1.3	Diseño conceptual .....	47



3.1.4	Posibles soluciones con descomposición por bloques.....	48
3.1.5	Evaluación de soluciones .....	50
3.1.6	Dimensiones.....	52
3.1.7	Diseño asistido por computador.....	53
3.1.8	Cargas.....	55
3.1.9	Selección de materiales adecuados .....	57
3.1.10	Verificación con Software.....	60
3.2	Diseño del Clasificador Neuronal .....	61
3.2.2	Criterio de selección de la red multicapa. ....	61
3.2.3	Arquitectura Adaline.....	62
3.2.4	Selección de los componentes de la arquitectura.....	63
3.2.5	Algoritmo de la red adaline.....	65
3.2.6	Red de clasificación multicapa adaline .....	67
3.2.7	Algoritmo de entrenamiento .....	68
3.2.8	Algoritmo de verificación .....	69
3.3	Diseño de la interfaz gráfica. ....	71
3.3.1	Ventanas de la interfaz gráfica del programa.....	71
3.3.3	Ejecución de la interfaz gráfica.....	73

## **CAPÍTULO IV**

	<b>PRUEBAS Y RESULTADOS .....</b>	<b>74</b>
4.1	Prueba #1 La adquisición de señales con el sensor Armmyo .....	75
4.1.1	Requerimientos para la prueba.....	75
4.1.3	Presentación de resultados .....	78
4.2	Prueba #2: Patrones de movimiento en la región de interés .....	78
4.2.1	Requerimientos para la prueba.....	79
4.2.2	Desarrollo.....	79
4.2.2	Presentación de resultados de las regiones de interés .....	80
4.3	Prueba #3: Éxito del entrenamiento entre verificación real vs simulada.....	81
4.3.1	Requerimientos para la prueba.....	81
4.3.2	Desarrollo de la prueba .....	81
4.3.3	Presentación de resultados .....	82
4.4	Prueba #4: Acierto de movimientos del clasificador RNA.....	83

4.4.1	Requerimientos para la prueba. ....	83
4.4.2	Desarrollo de la prueba .....	84
4.4.3	Presentación de resultados .....	86
4.5	Análisis de resultados y criterios de los especialistas .....	87
4.5.3	Presentación de resultados .....	88
4.6	Discusión de los resultados .....	89
4.6	Comprobación de la hipótesis .....	90

## **CAPÍTULO V**

	<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>92</b>
5.1	Conclusiones .....	92
5.2	Recomendaciones.....	93
	<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>95</b>
	<b>ANEXOS.....</b>	<b>98</b>

Anexo A: Tabla comparativa de rehabilitadores existentes en el mercado.

Anexo B: Encuesta de un rehabilitador en el área tibioperoneoastragalina (tobillo).

Anexo C: Hoja técnica de perfilería.

Anexo D: Matrices de e entrenamiento.

Anexo E: Prueba de valores máximos RMS.

Anexo F: Prueba de aciertos en la identificación de movimientos.

Anexo G: Prueba de aciertos en la identificación de movimientos vs Error cuadrático medio.

Anexo H: Tabla distribución Chi Cuadrado.

Anexo I: Certificaciones médicas.

Anexo J: Parte de la programación de los script de la red neuronal en Matlab.

Anexo K: Casa de la calidad

Anexo L: Planos de diseño

Anexo M: Especificaciones técnicas del sensor

Anexo N: Manual de usuario

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama de descomposición de señales electromiográficas de superficie 1	
Figura 2: Esquema óseo de la articulación tibioperoneoastragalina y subastragalina 2	
Figura 3: Biomecánica de movimiento tibia peroné y subastragalina.....	3
Figura 4: Electroterapia por frecuencias .....	7
Figura 5: Ejercicios fisioterapéuticos en casa .....	8
Figura 6: El dispositivo Artromot SP3.....	8
Figura 7: Mapa de relaciones entre medidas y conjunto de clases .....	13
Figura 8: Arquitectura de una red neuronal de tipo perceptrón multicapa .....	14
Figura 9: Esquema matemático de una neurona .....	14
Figura 10: Esquema de regla de Widrow-Hoff.....	15
Figura 11: Descenso por gradiente.....	16
Figura 12: Clasificación por arquitectura de redes neuronales .....	17
Figura 13: Clasificación de las redes por su arquitectura .....	18
Figura 14: Topología de una red multicapa .....	19
Figura 15: Posicionamiento de los electrodos sensor Myoware .....	20
Figura 16: Disposición del sensor Myoware y estructura interna.....	21
Figura 17: Myo Gesture Control.....	21
Figura 18: Disposición y dimensión de sensor Myo Armband.....	22
Figura 19: Diagrama de las etapas adquisición de señales electromiográficas.....	25
Figura 20: Diagrama de acondicionamiento de la señal EMG pura .....	26
Figura 21: Diagrama de estudio del etapas de la señales electromiográficas .....	27
Figura 22: Sensor mioeléctrico en la pierna para varios movimientos .....	29
Figura 23: Colocación de múltiples sensores para flexibilidad de movimientos.....	30
Figura 24: Gráfica de autonomía energética .....	31
Figura 25: Software de graficación compatibles son los sensores EMG.....	32
Figura 26: Diagrama de flujo del pseudocódigo de adquisición de señales .....	33
Figura 27: Cuantificación de las características de las señales Myo .....	34
Figura 28: Diagrama del pseudocódigo de la programación de adquisición. ....	39
Figura 29: Gráficas en Matlab de los sensores de forma individual .....	39
Figura 30: Movimientos de planteados en la articulación Tibioperoneoastagalina...	40
Figura 31: Diagrama de calibración de señales electromiográficas.....	42
Figura 32: Sensibilidad de valores que calibran en la toma de datos.....	43
Figura 33: Diagrama funcional de la estructura estática.....	48
Figura 34: Generación de conceptos para la solución A.....	49
Figura 35: Generación de conceptos para la solución B .....	50
Figura 36: Norma DIN 33402 dimensiones del cuerpo humano .....	52
Figura 37: Solución B (ganadora) de estructura estática del rehabilitador .....	54
Figura 38: Piezas de la estructura estática.....	54
Figura 39: Diagrama de cuerpo libre y cargas de barra de soporte.....	56
Figura 40: Diagrama de cuerpo libre y cargas de columna.....	57
Figura 41: Factor de seguridad a) barra de soporte, b) columna.....	60

Figura 42: Diagrama de organización de funciones del clasificador .....	61
Figura 43: Los Elementos de la red clasificadora de movimientos .....	63
Figura 44: Descripción de la matriz de movimiento.....	64
Figura 45: Conjunto de vectores movimiento en una matriz de entrenamiento .....	65
Figura 46: Diagrama de flujo del algoritmo adaline .....	66
Figura 47: Etapas del clasificador de redes neuronales .....	67
Figura 48 Diagrama del algoritmo de entrenamiento .....	68
Figura 49: Diagrama de flujo del algoritmo de verificación.....	70
Figura 50: Área de trabajo GUI .....	71
Figura 51: Asignación de las funciones a las ventanas .....	71
Figura 52: Venta inicio de GUIDE .....	72
Figura 53: Ejecución de la ventana de desarrollo .....	73
Figura 54: Colocación del sensor en la extremidad inferior derecha.....	76
Figura 55: Movimientos de la articulación tibioperoneoastragalina:.....	77
Figura 56: Movimientos de la articulación .....	77
Figura 57: Sentado es la Mejor opción para el posicionamiento del usuario.....	78
Figura 58: Error Cuadrático medio vs Éxito de Rutina.....	82
Figura 59: Colocación de la pierna sobre la estructura fija:.....	84
Figura 60: Selección de la rutina de repeticiones .....	85
Figura 61: Acierto de movimientos al terminar la rutina.....	85
Figura 62: Porcentaje de Aciertos en la identificación de los 3 movimientos.....	86
Figura 63: Porcentaje de fallos para identificación de los 3 movimientos .....	86
Figura 64: Porcentaje de Error para identificación de los 3 movimientos.....	87

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Consideraciones anatómicas y funcionales.....	4
Tabla 2	Ejercicios sin resistencia para recuperar el rango de movimiento.....	5
Tabla 3	Ejercicios isométricos de fuerza para fortalecer los músculos.....	6
Tabla 4	Colocación del sensor y los métodos de procesamiento de señales.....	10
Tabla 5	Funciones de activación para las redes neuronales artificiales.....	17
Tabla 6	Comparativa de características técnicas entre los sensores experimentales.....	23
Tabla 7	Comparación de los sensores bajo el criterio de prestaciones.....	26
Tabla 8	Ubicación de los sensores sobre la extremidad inferior.....	28
Tabla 9	Datos de consumo de energía.....	31
Tabla 10	Interfaz de comparación de estímulos electromiográficos.....	32
Tabla 11	Caracterización cualitativa de los sensores mioeléctricos.....	34
Tabla 12	Identificación de las características del sensor Myoware.....	35
Tabla 13	Identificación de las características de movimiento del sensor Armmyo... ..	36
Tabla 14	Selección del sensor por análisis de criterios ponderados.....	37
Tabla 15	Sección de la programación de adquisición de señales.....	38
Tabla 16	Comportamiento de la adquisición a través de los 8 sensores de Armmyo.....	41
Tabla 17	Rangos de valores en amplitudes registradas y generadas.....	42
Tabla 18	Lista de métricas para el soporte estático de rehabilitación.....	45
Tabla 19	Comparativa métrica de soportes existentes.....	46
Tabla 20	Especificaciones objetivo.....	47
Tabla 21	Combinación de conceptos.....	48
Tabla 22	Combinación de conceptos.....	49
Tabla 23	Evaluación de los pesos por criterio.....	50
Tabla 24	Evaluación de soluciones por criterio de resistencia.....	51
Tabla 25	Evaluación de soluciones por criterio de estabilidad.....	51
Tabla 26	Evaluación de soluciones por criterio de ergonomía.....	51
Tabla 27	Conclusión del orden de prioridad.....	52
Tabla 28	Dimensiones de pierna en mm.....	53
Tabla 29	Propiedades de acero ASTM A36.....	58
Tabla 30	Comparación entre perceptrón y adaline.....	62
Tabla 31	Sección de la programación de entrenamiento.....	67
Tabla 32	Sección del código de verificación.....	70
Tabla 33	Descripción del menú de herramientas.....	72
Tabla 34	Región de identificación de patrones por Redes Neuronales.....	80
Tabla 35	Error Cuadrático medio vs Éxito de Rutina.....	82
Tabla 36	Evaluación de los criterios fisioterapéuticos y técnicos en RNA.....	88
Tabla 37	Frecuencia esperada y deseada de los Acierto y desacierto.....	90
Tabla 38	Chi cuadrado de aciertos en identificación de movimientos.....	91

## RESUMEN

El presente trabajo de titulación denominado Jampira es una estación de rehabilitación que se compone del diseño de un soporte estático para el análisis de señales electromiográficas del área tibioperoneoastragalina, que permita el entrenamiento de una red neuronal, a partir de estímulos eléctricos que le permiten la libertad de movimiento, a través de un equipo de sensores afín con las especificaciones técnicas de las señales obtenidas durante el diseño, para adquirir las señales de los músculos involucrados en el área afectada durante el proceso de recuperación. Una arquitectura de clasificación por software basado en redes neuronales artificiales (RNA) que tome los vectores para el reconocimiento de los movimientos que serán las entradas, y las salidas, de la misma manera vectores anidados identifican el tipo de movimientos que realiza el paciente, a partir del esfuerzo voluntario que aplica a cada sesión. Reúne la información relevante dentro de un interfaz de control gráfica que facilita la realización de movimientos desde la comodidad del hogar, con la facilidad que recupere el paciente la movilidad muscular con Jampira en un determinado tiempo, además comparte el informe de avance de la rehabilitación con el especialista y él determina el número de sesiones que deberá cumplir para que la rehabilitación sea un éxito. El propósito como ingeniero mecatrónico es adentrarse en el área del conocimiento y formar parte de la matriz productiva que saque adelante los objetivos del país, satisfacer las necesidades de una sociedad en innovar el área de la rehabilitación y mejorar su calidad de vida.

### **PALABRAS CLAVE:**

- **TIBIOPERONEOASTRAGALINA**
- **SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS**
- **REDES NEURONALES ARTIFICIALES (RNA)**

## **ABSTRACT**

The present work degree called Jampira is a rehabilitation station that consists of the design of a static support for the analysis of electromyography signals of the tibioperoneoastragaline area, which allows the training of a neural network, starting from electrical stimuli that allows free movement, through sensory equipment compatible to the technical specifications of the signals obtained during the design, to acquire the signals of the muscles involved in the affected area during the recovery process. An architecture classification by software based on artificial neural networks (RNA) that takes the vectors for the recognition of the movements that will be the inputs, and the outputs, in the same way nested vectors identify the type of movements that the patient performs, starting from the voluntary effort applied to each session. This research project brings together the relevant information within a graphical control interface that facilitates the movement from the comfort of the home, with the facility that recovers muscle mobility with Jampira in a certain time, in addition it shares the progress report of the rehabilitation with the specialist and determines the number of sessions that must be met for rehabilitation to be a success. The purpose of mechatronic engineer is to immerse himself or herself in the knowledge area and be part of the productive matrix that will advance the objectives of the country, meet the needs of society to innovate the area of rehabilitation and improve their quality of life.

### **KEYWORDS:**

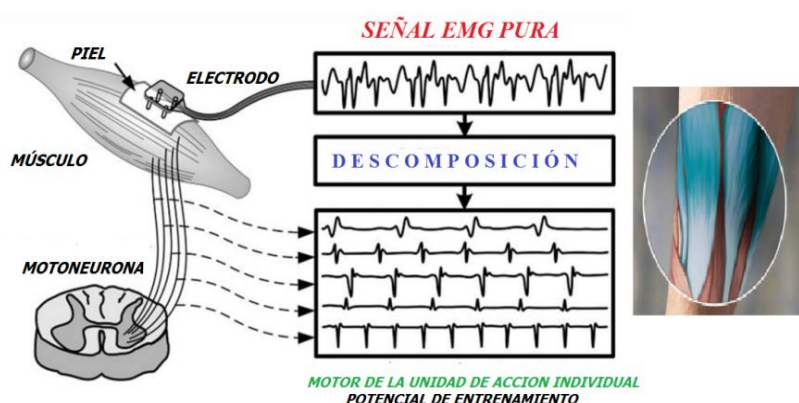
- **TIBIOPERONEOASTRAGALINE**
- **ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS**
- **ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS (ANNs)**

## CAPÍTULO I

### ASPECTOS GENERALES

#### 1.1. Introducción

Las señales electromiográficas superficiales (EMGS), son parte fundamental para el control de extremidades y movimientos voluntarios dirigidos desde el cerebro, siendo estas partícipes del sistema neurosensorial que el cuerpo utiliza para conectar estímulos eléctricos con motoneuronas para realizar cualquier actividad o movimiento. El análisis de señales se define de grupos sensoriales con características similares y dan como resultado un patrón vectorial, por lo que requiere una técnica de procesamiento vectorial para extraer características de cada señal de reacción y permita un reconocimiento de patrones de movimiento muscular voluntario en el área de la articulación tibioperoneoastragalina (ver figura 1), la misma que toma su nombre por los correspondientes huesos que la conforma y el movimiento que compromete los grados de libertad del tobillo, para analizar el mejor método de rehabilitar de forma pasiva y activa.



**Figura 1:** Diagrama de descomposición de señales electromiográficas de superficie

**Fuente:** (De Luca, 1982)

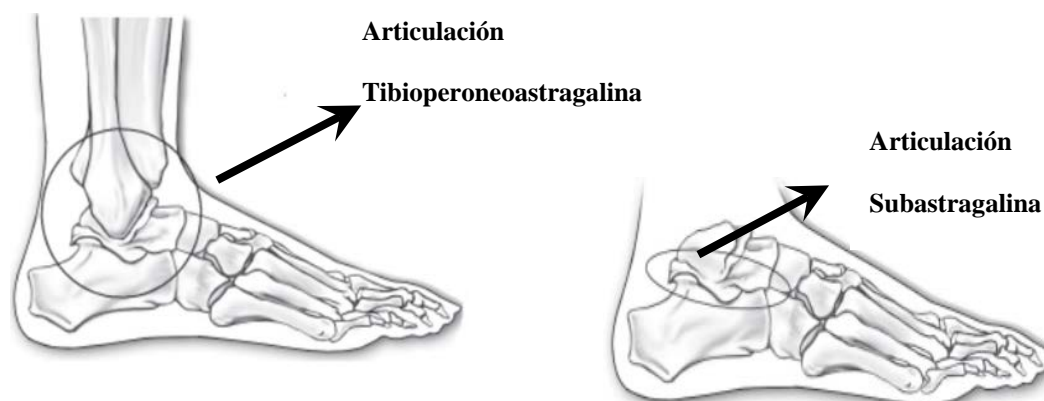
Posterior a la adquisición se analizan las características de los patrones obtenidos a través de redes neuronales artificiales que comprometen el auto entrenamiento de la red neuronal (RNA), “Una tendencia en el control son las señales electromiográficas



superficiales (EMGS) obedece a las técnicas más sencillas por su facilidad en la recolección de datos sin intromisión directa sobre el organismo del usuario, equipo para mantenimiento y/o calibración y su reutilización de una persona a otra” para la aplicación de estas señales a través de redes neuronales artificiales. (Hudgins B, Parker P, Scott RN, 2009).

## 1.2 Movilidad de la articulación tibioperoneoastragalina

El tobillo o articulación tibioperoneoastragalina es responsable de la biomecánica del movimiento, da libertad de movimiento a los ligamentos que la rodean y los tendones que actúan como estabilizadores dinámicos. La articulación del tobillo permite realizar movimientos de flexión-extensión sobre la planta del pie, mientras la articulación calcaneoastragalina o subastragalina presenta movimientos de inversión-eversión de la parte superior del pie (ver figura 2), la articulación se compone de:



**Figura 2:** Esquema óseo de la articulación tibioperoneoastragalina y subastragalina

**Fuente:** (Taboadela H., 2007)

- *Tibia*: hueso largo situado en la región medial de la pierna en el que se pueden diferenciar 3 caras y 3 bordes.
- *Peroné*: hueso más pequeño que la tibia que se localiza en la región lateral de la pierna, paralelo a la tibia, en el que se pueden diferenciar 3 caras y 3 bordes.

- *Astrágalo o talo*: hueso corto y denso, irregularmente cuboideo, no tiene inserción muscular y por ello recibe escasa o insuficiente vascularización. (Tortora G., 2007) (ver figura 3).



**Figura 3:** Biomecánica de movimiento tibia peroné y subastragalina





**Fuente:** (cto-am,2011)

La transmisión correcta de estas cargas así como el mantenimiento de la estabilidad al realizar cualquier actividad mantienen la congruencia articular, es responsabilidad a la mecánica tibioperoneoastragalina por las fuerzas de compresión que se ejercen sobre el tobillo al realizar la flexión dorsal del pie, unidas a la existencia de una asimetría en la polea astragalina, además este movimiento del peroné se invierte durante la flexión plantar del pie (Sánchez S. & Omar J., 2013).

### 1.3 Lesiones que comprometen al tobillo

La articulación compromete la movilidad del pie para actividades como caminar subir gradas o mantener actividad física regular, la misma que puede verse afectada por traumas frecuentes en la vida diaria; esto es atendido por especialistas traumatólogos, bajo las siguientes consideraciones mostradas en la tabla 1.

**Tabla 1**  
**Consideraciones anatómicas y funcionales**

Designación	Descripción	Problema	Gráfico
Conformación Estructural (posición)	Extremos distales de la tibia y peroné, estructuran una mortaja dentro de la cual encaja en formas muy ajustadas, el cuerpo del astrágalo	Desviación o fractura	 Fractura del Tobillo
Trócle de la articulación (movimiento)	Un diseño armónico permite el movimiento que aleja el eje de la extremidad de la línea media del cuerpo de una superficie	Luxación	 Hinchazón y decoloración
Mortaja tibioperoneal (soporte)	Sujeta los ligamentos astrágalo y calcáneo e interno con una membrana inter-osea	Ruptura por sobre peso del cuerpo  * Esguince	
Alineación tibioperoneal (libertad de inclinación)	Flexión Dorsal: el pie gira en torno a un eje transversal a 20 y 30 °  Flexión plantar: el pie gira hacia abajo en torno del mismo transversal a 30 y 40 °	Desviación, sobre esfuerzo en los ligamentos ocasionan inflamación sobre los ligamentos superiores	




**Fuente:** (Escuela de medicina, traumatología y ortopedia, 2011)

## 1.4 Métodos de rehabilitadores de tobillo



Rehabilitación es una actividad en conjunto del fisiatra y el paciente, al aplicar técnicas de recuperación sobre el tobillo, (ver tabla 2), las mismas que deben tomarse de manera pasiva y activa, sometiendo a resistencia progresiva a la articulación con actividades como las mostradas en la tabla 3.

**Tabla 2**

### Ejercicios sin resistencia para recuperar el rango de movimiento

Ejercicio	Procedimiento	Representación
Dorsiflexión	<ol style="list-style-type: none"> <li>Colocando el pie tratar de hacer un ángulo de 90 grados con la pierna, de manera que el dorso del pie queda frente a ti (“apuntando el pie”). Siempre manteniendo la rodilla recta. Llegar hasta el punto antes de sentir dolor o sienta que no puede puntear más el pie.</li> <li>Mantener esa posición por 15 segundos.</li> <li>Regresar a la posición neutral</li> <li>Repetir los pasos anteriores 10 veces</li> </ol>	
Flexión Plantar	<ol style="list-style-type: none"> <li>Empujar el pie hacia abajo, siempre mantener la rodilla recta, continuar hasta el punto antes de sentir dolor o cuando sienta que no puedes moverlo más.</li> <li>Mantener esta posición por 15 segundos.</li> <li>Regresar a la posición neutral</li> <li>Repetir los pasos anteriores 10 veces.</li> </ol>	
Inversión	<ol style="list-style-type: none"> <li>Tiene que volver el pie hacia dentro. Hacer hasta el momento de sentir dolor o hasta que el movimiento lo permita.</li> <li>Mantener esta posición por 15 segundos.</li> <li>Regresar a la posición neutral.</li> </ol>	

CONTINÚA 



Eversión	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Volver el pie hacia afuera. Hacerlo hasta sentir dolor o hasta que el movimiento lo permita.</li> <li>2. Mantener esta posición por 15 segundos.</li> <li>3. Regresar a la posición neutral.</li> </ol>	
El alfabeto	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sentarse en una silla con el pie colgado o bien, en una cama con el pie por fuera del borde.</li> <li>2. Dibujar el alfabeto, una letra a la vez moviendo el tobillo y utiliza el dedo gordo del pie como si fuese el lápiz.</li> </ol>	

**Fuente:** (Terapia-Física, 2011)

El esfuerzo muscular sometido es proporcional mientras más esfuerzo se acumule la recuperación de la movilidad es más rápida.

**Tabla 3**

**Ejercicios isométricos de fuerza para fortalecer los músculos**

Ejercicio	Procedimiento	Representación
<b>Eversión Isométrica</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Al estar sentado, colocar el borde externo del pie contra la pata de una mesa o una puerta cerrada.</li> <li>2. Presionar contra el objeto, su tobillo no debe moverse. Aumenta la contracción de los músculos.</li> <li>3. Mantenerla contracción muscular por 15 segundos y relajar 10 segundos</li> <li>5. Repetir, hasta 10 ocasiones.</li> </ol>	
<b>Inversión isométrica</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Mientras este sentado, coloca el borde interno del pie contra una superficie.</li> <li>2. Presiona contra el objeto.</li> <li>3. Mantenerla contracción muscular por 15 segundos y relajar 10 segundos</li> <li>4. Repite 5 veces, poco a poco</li> </ol>	

**Fuente:** (Terapia-Física, 2011)

## 1.5 Tipos de rehabilitadores para fisioterapia del tobillo

Se enfoca en devolver la movilidad a los músculos que intervienen en la articulación tibioperoneoastragalina de forma pasiva o activa, de ahí su clasificación.

### 1.5.1 Manipulación fisioterapéutica.

El especialista es el encargado de realizar estimulaciones musculares, para fines de relajar tensiones dentro del músculo y aliviar las molestias. Estos ejercicios tienen el fin de recuperar la movilidad y aflojar los ligamentos tensionados, (Kaltenborn & Freddy M., 2009).

### 1.5.2 Electroterapia

Este tratamiento es muy cuestionado y sometido a controversia pero se suele utilizar como tratamiento secundario para ayudar a la sobrecarga muscular y el alivio del dolor, (Deletre M., 2012), (ver figura 4).



**Figura 4:** Electroterapia por frecuencias

**Fuente:** (Monasterio A., 2015).

### 1.5.3 Ejercicios para hacer en casa

Estas características del ejercicio son definidos por el especialista para que el paciente los pueda cumplir desde su hogar, lo importante de estos ejercicios son la perseverancia como en la figura 5.



**Figura 5:** Ejercicios fisioterapéuticos en casa

#### 1.5.4 Equipos autónomos para hacer fisioterapias

El sobreesfuerzo físico y las repetitivas secuencias de ejercicios pueden llegar a monitorearse a través de sensores instrumentales en un equipo que maneje las secuencias y tiempos a gusto del paciente (ver figura 6), estos son comunes en hospitales y clínicas para rehabilitar de forma pasiva lesiones con movimientos repetitivos para devolverle la movilidad, (ver anexo A).



**Figura 6:** El dispositivo Artromot SP3

**Fuente:** (Artromot sp3, 2011)

El área del tobillo es muy afectada en deportistas y en personas que realizan un alto tráfico en sus rutina cotidiana, por lo mismo son de gran demanda según el tipo de lesión o necesidad del paciente.

## 1.6 Señales electromiográficas (EMG)

Los pulsos mioeléctrica que viajan a través de nervios llegan a los músculos como una señal eléctrica emitida desde el cerebro. Para darle un significado a ese tren de pulsos, mediante redes neuronales, ese conjunto de señales se caracteriza como un valor digital manejable y manipulable.

Las señales que se producen son positivas y negativas, las mismas que al ser adquiridas producen variaciones por su naturaleza, que pueden sumarse o anularse al ser filtradas, cuando estas son amplificadas contienen perturbaciones estáticas por el medio que las contienen y las mismas puede ser confundidas con ruido estático.

Hay que tomar en cuenta que las señales mioeléctricas nacen como potenciales iónicos convertidos por corrientes de iones desde el sistema nervioso central, las mismas necesitan ser transformadas a potenciales eléctricos para ser procesados. Este trabajo lo hacen los electrodos bipolares simples. (Villarejo, 2011)

Micro electrodos: Son la forma más inusual, por su naturaleza, sólo aplicable dentro o cerca de una sola célula nerviosa, usados frecuentemente para aplicaciones encefálicas debido a la invasión que se da en el cuerpo aun sin causar daños de forma permanente en esta.

Electrodos superficiales: Se concentran los puntos nerviosos que monitorizan fibras musculares y capas superficiales internas sobre la piel, emiten pulsos en condiciones normales por la impedancia de la piel, a través del electrodo, que varía desde 0.5 k $\Omega$  para piel sudorosa hasta 20 k $\Omega$  para piel seca.

Electrodos de aguja: Estos son introducidos a través de la piel para tener un diferencial de potencial, son los más confortables dado sus condiciones, que traspasan la piel para recibir información directa son muy usuales, (Pancherz, 1996).



### 1.6.1 Adquisición de señales mioeléctricas

Un estudio general de la actividad muscular constituye el recibir señales miográficas a partir de estímulos físicos que al diferenciarlos se deben capturar dos señales de forma simultánea. En diferentes movimientos del pie se seleccionan grupos de señales asociadas a un tipo de movimiento (Villarejo J., 2011).


Los pacientes tienen diferentes reacciones musculares a los estímulos acompañadas del ruido estático presente en los instrumentos y en la comunicación. “Las señales EMG generalmente vienen contaminadas con ruido de diversa naturaleza tales como: ruido proveniente de equipos eléctricos, medio ambiente, así como de factores determinísticos, movimiento artificial y estabilidad de la señal” (Reaz M., Hussain. M, & Mohd-Yasin. F, 2006).

### 1.6.2 Ubicación de los electrodos en la articulación tibioperoneoastragalina

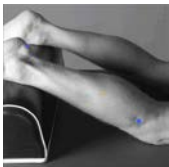

La mejor ubicación de los electrodos es importante porque habla de los puntos de referencia más relevantes que pueden influenciar en la adquisición óptima de los datos. El proyecto SENIAM ha dado lugar a recomendaciones europeas para sensores, procedimientos de colocación de estos y los métodos de procesamiento de señales para EMG (ver tabla 4).

**Tabla 4**

**Colocación del sensor y los métodos de procesamiento de señales**

Nombre	Función	Posición	Recomendación
Tibia anterior 	Dorsiflexión de la articulación de tobillo y la asistencia en la inversión del pie.	Sentado	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Entre 10 a 20 mm. distancia de los electrodos</li> <li>● Los electrodos deben ser colocados en un tercio en la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo medial.</li> <li>● En la dirección de la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo medial.</li> <li>● El electrodo de referencia sobre o alrededor del tobillo</li> </ul>

CONTINÚA 

			<ul style="list-style-type: none"> <li>● Apoyar la pierna justo por encima de la articulación del tobillo con la articulación del tobillo en dorsiflexión del pie y en la inversión sin la extensión del dedo gordo</li> <li>● Aplicar presión contra el lado medial, la superficie dorsal del pie en la dirección de la flexión plantar de la articulación del tobillo y la eversión del pie.</li> </ul>
<p>Gastrocnemius lateral</p> 	<p>La flexión de la articulación del tobillo y ayudar en la flexión de la articulación de la rodilla</p> <p>Tendido con el vientre hacia abajo y la pierna apoyada</p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Los electrodos deben ser colocados a 1/3 de la línea entre la cabeza del peroné y el talón.</li> <li>● En la dirección de la línea entre la cabeza del peroné y el talón</li> <li>● La flexión plantar del pie con énfasis estirando del talón hacia arriba más de empujar la parte delantera del pie hacia abajo. Para la presión máxima en esta posición es necesario aplicar presión contra la parte delantera del pie, así como contra el calcáneo.</li> </ul>
<p>Gastrocnemius medio</p> 	<p>La flexión de la articulación del tobillo y ayudar en la flexión de la articulación de la rodilla</p> <p>Tendido con el vientre hacia abajo y la pierna apoyada</p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>● Los electrodos deben ser colocados en la protuberancia más prominente del músculo.</li> <li>● En la dirección de la pierna</li> <li>● La flexión plantar del pie con énfasis estirando del talón hacia arriba más de empujar la parte delantera del pie hacia abajo. Para la presión máxima en esta posición, es necesario aplicar presión contra la parte delantera del pie, así como contra el calcáneo.</li> </ul>

**Fuente:** (seniam, 2011)

### 1.6.3 Caracterización en patrones de movimiento

Un conjunto de características que tienen las señales miográficas tomadas de la misma área de acciones que, cumplen con el propósito de reconocer movimientos y rechazar distorsiones como el ruido.

“Los patrones de señales electromiográficas (EMG) varían entre diferentes individuos. Más aún con los cambios fisiológicos en los músculos, cambios en el contacto electrodo-piel, impedancia eléctrica de la piel, ubicación de los electrodos, variaciones en el tiempo causadas por fatiga, sudor, en diferentes usuarios e instantes”. (Hussein, & Granat M., 2002).

Se toma en cuenta parámetros de estandarización de señales EMG en trabajos anteriores por Hudgins, Lee y proyecto SENIAM. Se obtienen los parámetros característicos en el tiempo, la frecuencia y estadística espectral, para representar los patrones mioeléctricos, con las siguientes condiciones:

- Valor Medio Absoluto.- Estudia el valor medio absoluto de cada segmento.
- Valor Medio Absoluto en Pendiente.- Este es simplemente la diferencia entre sumas de segmentos adyacentes.
- Amplitud Willison.
- Varianza de la señal EMG.
- Cruces por Cero.- Es una forma simple de medir la frecuencia de la señal, puede determinarse contando el número de veces que la forma de onda cruza por cero.
- Cambio de Signo en Pendiente.- Provee otra forma de medir el contenido de frecuencia en la señal mediante el conteo del número de veces que la pendiente de la forma de onda cambia de signo o las veces que el ciclo cambia el signo en el valor de amplitud.
- Longitud de la Forma de Onda.- Provee información de la complejidad de la forma de onda en cada segmento.
- Valor RMS.- Utilizado para discriminar ciertas frecuencias con una simple ecuación.

## 1.7 Clasificadores de patrones

Un método de retener más información en la onda que tiene un conjunto de características a partir de datos estadísticos, comparados en cada segmento. Sin embargo esto admite la inclusión de un análisis de señales para discriminar el mínimo error con la identificación de movimientos basados en un análisis temporal debido a su sencillez y facilidad de evaluación, que no requieren ningún tipo de transformación de la señal, como lo reconoce un procesamiento de señales con la técnica de análisis espectral basada en la “teoría de wavelets”, es mediante las transformadas wavelets, para trabajar en el dominio del tiempo y la frecuencia (Romo H. & Realpe A., 2007).

### 1.7.1 Clasificador bayesiano

Un patrón es un par (observación  $X$ , conjunto  $C$ ) del cual la clasificación se refiere a partir de las observaciones  $X$  en relación al conjunto  $C$  (ver figura 7).

Se reúnen los patrones con apariencia similar entre sí cercanos y la tarea es organizar según las etiquetas y minimizar la probabilidad de error en la construcción del problema estadístico como la ecuación 1.

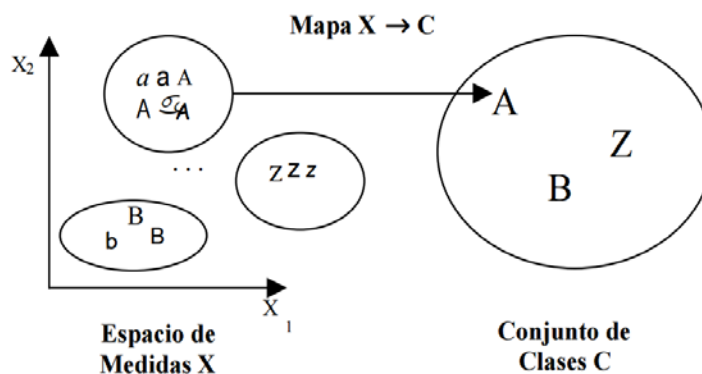
$$\mathbf{X} = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_N]^T \quad \text{ec.1}$$

Donde:

$N$ = dimensión del vector o número de medidas

$x$ = las medidas u observaciones

$T$ =etiqueta



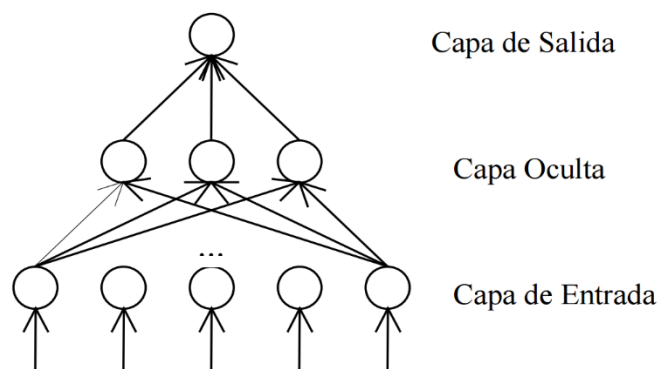
**Figura 7:** Mapa de relaciones entre medidas y conjunto de clases

**Fuente:** (Valencia P., 1999)

### 1.7.2 Clasificador por Redes Neuronales Artificiales (RNA)

Es un método computacional basado en el aprendizaje por características y la forma estructural de la red neuronal biológica que puede asegurar altas tasas de reconocimiento para la generalización y la capacidad de aprender de la experiencia, sin que sea necesario a priori un modelo matemático de las características de la señal subyacente o capacidad de procesar datos.

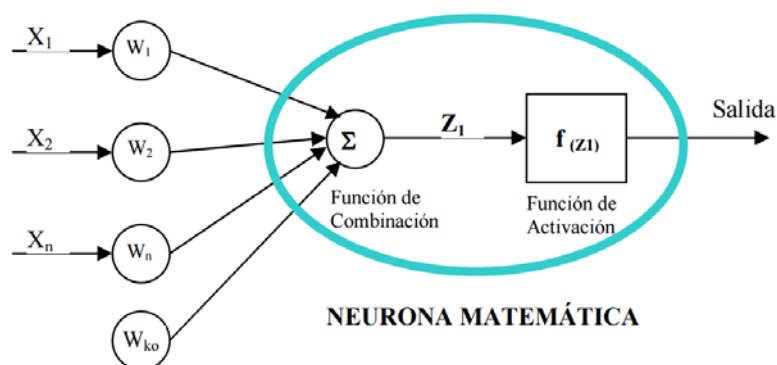
La capa de entrada recibe solo los valores crudos sin ningún procesamiento, (ver figura 8), mientras que la capa oculta realiza el primer procesamiento con neuronas lineales y sirven de entrada a la capa de salida, (Valencia P., 1999).



**Figura 8:** Arquitectura de una red neuronal de tipo perceptrón multicapa

**Fuente:** (Valencia P., 1999)

También consta de un gran número de pesos que son parámetros libre que cambian su valor tras una operación matemática (ver figura 9), hasta reducir el error y el valor de los pesos sean los más adecuados (Lanzarini & Hasperué, 2015).

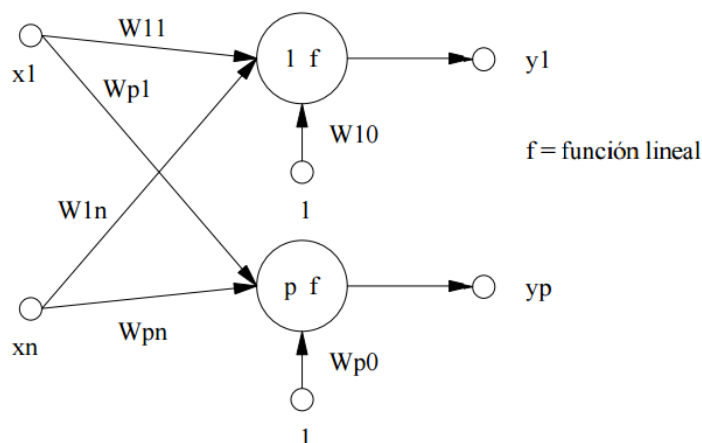


**Figura 9:** Esquema matemático de una neurona

**Fuente:** (Bravo P., 2004)

### 1.7.3 Regla de Widrow-Hoff

Se trata de combinar un cierto número de pesos en la capa de salida (estructura con un cierto grado de complejidad) (ver figura 10), esta regla aplica para cada uno de los pesos de forma individual a estructuras lineales con la ecuación 2.



**Figura 10:** Esquema de regla de Widrow-Hoff

$$y_j = W_{j0} + \sum_{i=1}^n w_{ji} * X_i \quad \text{ec.2}$$

$y_j$  = identidad actual de salida

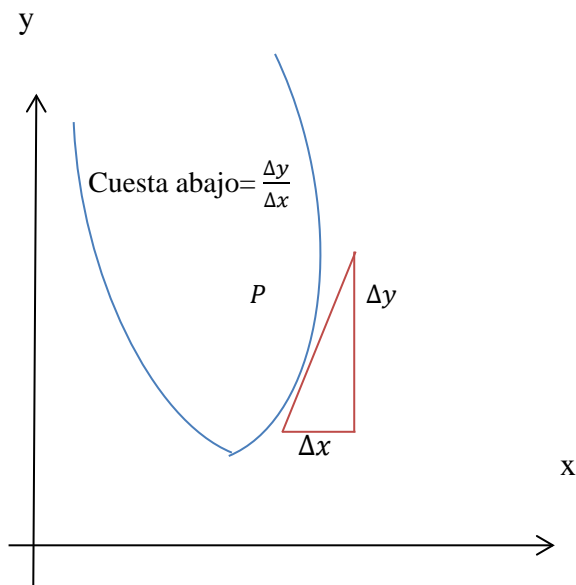
$W_{j0}$  = pesos de cada entidad de salida

$X_i$  = entidad de salida anterior

Con el fin de modificar los pesos para tratar de reducir la diferencia entre la salida actual y la anterior (en cada vector), también busca minimizar el error cuadrático medio en todos los vectores (Serrano A., Soria E., Martín J., 2010)

### 1.7.4 Descenso por gradiente

Se trata de evaluar la ecuación de activación para buscar un valor, en que su valor procedente sea restado del valor anterior, (ver figura 11), genere un valor cada vez más pequeño en el error cuadrático medio, permitiendo abordar problemas no lineales.



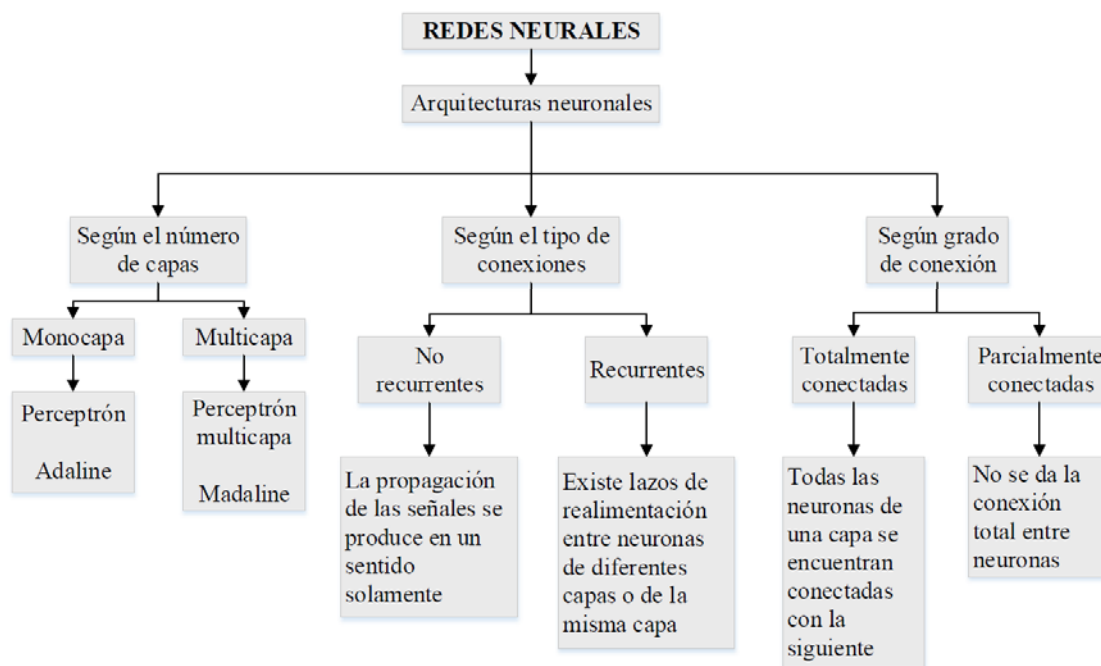
**Figura 11:** Descenso por gradiente

**Nota:** Reduce el error cuadrático medio sin garantizar el reconocimiento completo de los vectores, es el mejor método para reconocimiento de patrones no lineales.

### 1.8 Arquitectura de la red neuronal artificial

Un conjunto de datos convertidos en señales procesadas, son conectados a través de pesos sinápticos y polarizaciones inspiradas en el sistema nervioso, a través de un algoritmo que forman un conjunto de elementos que buscan aprender del comportamiento de los datos de entrada para dar posible solución a un problema (Salas, 2004).

Los tipos de redes neuronales por arquitectura se definen en la figura 12 y las funciones de activación que utilizan para evaluar las entradas, son de varios tipos (ver tabla 5) son el eje donde discrimina si podrán inferir sus respuestas y posterior identificación de patrones por el rango que las determina.

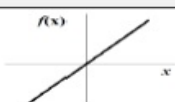
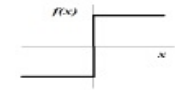
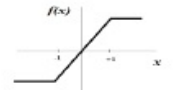
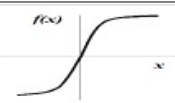
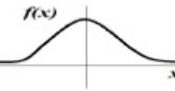



**Figura 12:** Clasificación por arquitectura de redes neuronales

**Fuente:** (Serrano, Soria, & Martin, 2010)

La función de activación es una expresión matemática que converge el valor máximo en un punto con un límite definido para valores dentro de un rango.

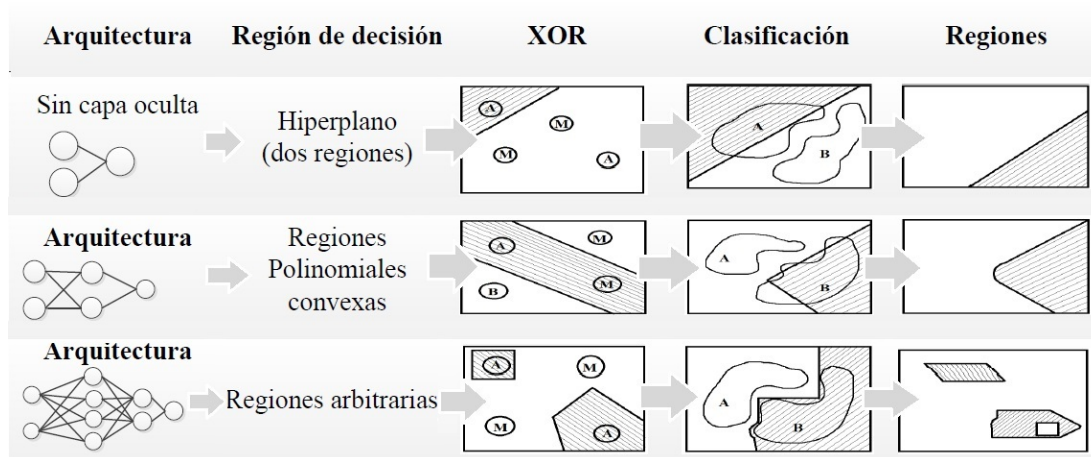
**Tabla 5**  
**Funciones de activación para las redes neuronales artificiales**

	Función	Rango	Gráfica
<b>Identidad</b>	$y=x$	$[-\infty, +\infty]$	
<b>Escalón</b>	$Y=sign(x)$ $Y=H(x)$	$\{-1, +1\}$ $\{0, +1\}$	
<b>Lineal a tramos</b>	$Y=sign(x)$ $Y=H(x)$	$[-1, +1]$	
<b>Sigmoidea</b>	$y = \begin{cases} -1, & \text{si } x < -l \\ x, & \text{si } -l \leq x \leq l \\ +1, & \text{si } x > l \end{cases}$	$[0, +1]$ $[-1, +1]$	
<b>Gaussiana</b>	$y = \frac{1}{1 + e^{-x}}$ $y = tgh(x)$	$[0, +1]$	
<b>Sinusoidal</b>	$y=Asen(\omega x + \psi)$	$[-1, +1]$	

**Fuente:** (Moya, R., 2013)



La red puede tener dos regiones separadas por una frontera lineal, no lineal o ser una región en el espacio de entrada de los patrones a identificar, la necesidad de reducir o aumentar capas se define bajo este criterio en la figura 13.



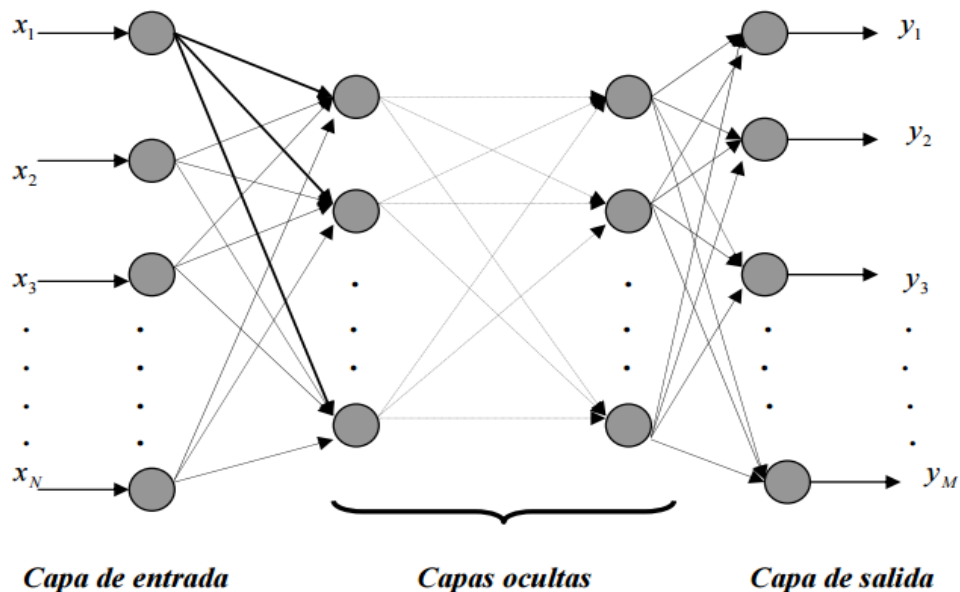
**Figura 13:** Clasificación de las redes por su arquitectura

**Fuente:** (Moya R., 2013)

### 1.8.1 Red multicapa Adaline

Es una red compuesta de capas intermedias llamadas ocultas, porque no se conectan con un medio exterior, solo con unidades de la capa de salida y entrada que se alimenta hacia adelante (feedforward) como en la figura 14.

La red neuronal artificial (RNA) requiere tomar las matrices de entrenamiento para obtener pesos sinápticos de cada neurona y darle un criterio de discriminación entre valores distintos, pero que permita identificar las matrices y comparar un elemento con todas las muestras de elementos disponibles, así se tiene una respuesta para cada neurona de salida, además identifica la salida con la respuesta deseada. La capa de salida determinará la identificación según el valor de sus neuronas, entrada obteniendo una matriz solución.



**Figura 14:** Topología de una red multicapa

**Fuente:** (Muñoz Pérez, 2010).

### 1.9 Técnicas de Procesamiento de patrones de clasificación neuronal

Un conjunto de características de las señales particulares en el tipo de movimiento, se considera que cumpla las expectativas previo a la adquisición y correspondan a la actividad muscular, conociendo de la interacción de muchos pacientes se busca implementar el control que cumpla las expectativas:

- Tiempo de entrenamiento
- Velocidad de respuesta
- Repetitividad de datos
- Exactitud de respuesta a los movimientos realizados

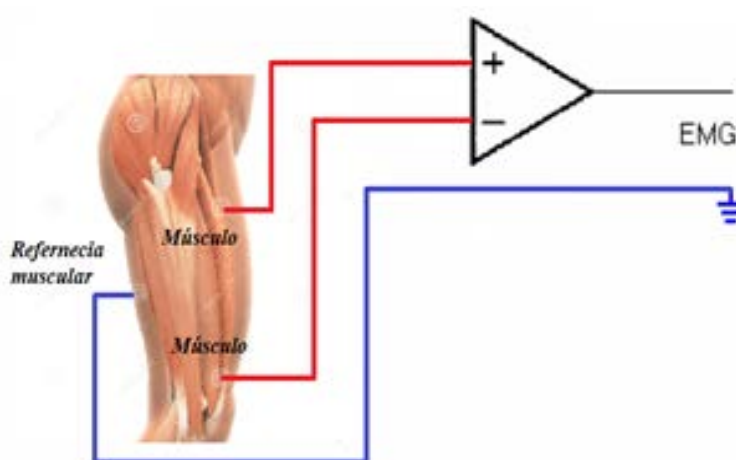
Según los artículos de Aguilar y Aristizabal sobre redes neuronales artificiales con señales miográficas, entre más retroalimentación pueda integrar datos de muchos aprendizajes los resultados cumplen las expectativas, a esto incrementa la irregularidad muscular que tiene la articulación del tobillo. (Aguilar; Aristizabal & Otros, 2010).

Los elementos para toma de datos EMG son:

### a) Electrodo bipolar

Las señales que esta recepta, necesitan estar previamente definidas por la norma internacional de biometría, de igual manera requiere tener una referencia y la señal diferencial entre un electrodo positivo y uno negativo, esta suele ser procesada por el computador para tener una señal convencional y menos distorsionada por el ruido, son:

- Consta de dos electodos y una referencia, (ver figura 15)
- Transmite una señal por cada receptor eléctrico

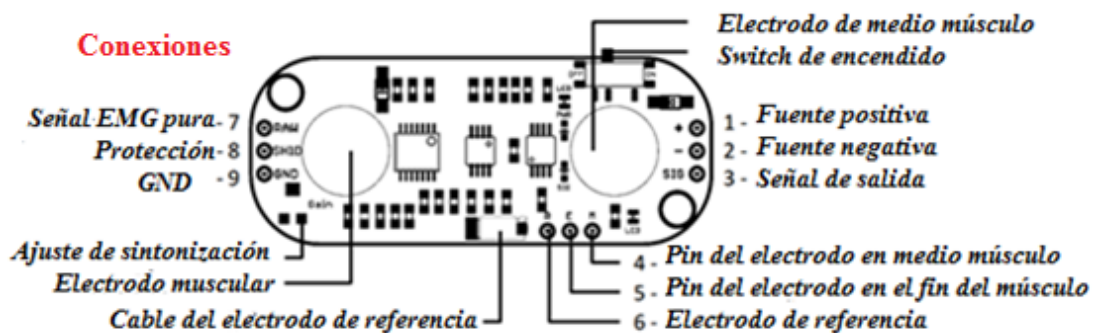


**Figura 15:** Posicionamiento de los electodos sensor Myoware

Este sensor mide la actividad eléctrica filtrada y rectificadas de un músculo; la salida de 0-5Vs Voltios dependiendo la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, donde Vs representa el voltaje de la fuente de alimentación. (advancer technologies, 2015), (ver figura 16).



CONTINÚA 



**Figura 16:** Disposición del sensor Myoware y estructura interna

**Fuente:** (Advancer Technologies, 2015)

## b) Electrodo multipolar

Este es un conjunto de electrodos bipolares que captan señales de múltiples músculos a la vez, de esta manera es más complejo que el primero pero sus canales son perceptibles a ser analizados por el computador porque su frecuencia es menos susceptible al ruido estático.

Como representante de este tipo se tienen las señales EMG tomadas por el sensor Armmyo, el cual tiene ocho electrodos bipolares secos numerados secuencialmente, (ver figura 17), con una frecuencia de muestreo de 200 Hz cada uno. La recolección de los datos se realiza con el SDK del Myo y el código de Thalmic Labs para la señal EMG.



**Figura 17:** Myo Gesture Control

**Fuente:** (Thalmic, 2015)

### 1.9.1 Sensor experimental Armmyo

Armmyo, lee la actividad eléctrica de los músculos para controlar la tecnología con gestos y movimientos, manos libres, (Thalmic, 2015). El brazalete está construido como una nueva manera para interactuar fácilmente con su tecnología, con paquete de sensores inalámbricos que puede llevar en su brazo, adaptándose a cualquier extremidad, (Bernhardt, 2014).

La frecuencia operativa del gesto Myo control del brazalete está en el rango de funcionamiento Bluetooth estándar (2,402 a 2,480 GHz) y tiene una potencia de salida de funcionamiento de -30dBm a -4dBm. El adaptador USB incluido Bluetooth tiene una potencia de transmisión: 0 dBm y sensibilidad del receptor: -93dBm. (Myo, 2015). Enumeración de los módulos del sensor como en la figura 18.



**Figura 18:** Disposición y dimensión de sensor Myo Armband

**Fuente:** (Thalmic, 2015)

Thalmic posee aplicaciones distintas pero son productos de desarrollo comercial y en aporte al área de investigación pertenecen a la misma empresa Myo pero con dos propósitos diferentes y maneras de ubicar que tal vez no cambie su respuesta en los datos obtenidos, comparados con el fin de obtener los mejores resultados, (ver tabla 6).

**Tabla 6****Comparativa de características técnicas entre los sensores experimentales**

<b>Características</b>	<b>Myoware</b>	<b>Armmyo</b>
Voltaje de alimentación	+3.3V a +5V	5 V
Tipo de alimentación	Externa	Integrada
Señales de salida	Señal EMG procesada Señal pura	EMG procesada
Ganancia	0 - 50 k $\Omega$	-
Número de electrodos	3	8
Comunicación	USB mediante Arduino	Bluetooth 4.0
Procesador	Conexiones a AVR o PIC	ARM Cortex M4 procesador
Respuesta o indicadores	Indicador LED	Indicador LED y Vibratorio
Sensores complementarios	-	Giroscopio de 3 ejes acelerómetro de 3 ejes magnetómetro
Dimensión	20,83 mm x 52,32mm	190 - 340 mm Espesor: 11,43 mm

**Fuente:** (Thalmic, 2015)

## CAPÍTULO II

### ESTUDIO Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

El capítulo busca estudiar las características y conceptos de las señales mioeléctricas que ayuden a una arquitectura neuronal artificial a identificar movimientos. Estas señales deben estar exentas de ruido y distorsiones estáticas, además su estudio requiere que la comunicación sea compatible con un computador de mínimas prestaciones.

#### 2.1 Origen y evolución del estudio de la señal electromiográfica (EMG)

Desde Du Bois Reymond médico fisiólogo alemán en 1949, se interpretó las contracciones musculares como una actividad eléctrica, sujetándolo a experimentos en el brazo de pacientes para medir el grado de contracción en la deflexión muscular, en el diagnóstico diferencial de las atrofias neurógenas y miógenas, esto ha influenciado en la actualidad para buscar nuevas alternativas de solución y aplicaciones en el campo de la rehabilitación muscular (Hainaut, 1988). Du Bois considera dos métodos de estudio del comportamiento:

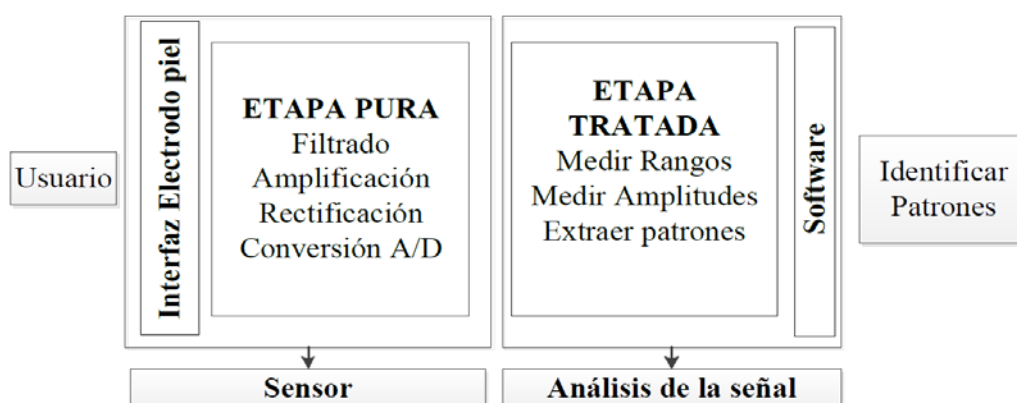
- Un método cualitativo es el anatómico que determina a partir de la disección del músculo para mediante el estiramiento de las fibras observar su comportamiento. (Ebla, Jonas, & Kappert, 2000).
- Un método cuantitativo es la estimulación eléctrica que permite la contracción muscular para recibir señales y registrar sus potenciales

#### 2.2 Definición de las señales miográficas

La señal electromiográfica es un tren aleatorio de potenciales eléctricos de acción que se registran extracelularmente en las fibras musculares ocasionadas por una actividad neuromuscular activada desde el cerebro que viaja por el sistema nervioso central hacia el músculo y sus máximas amplitudes pico se las conoce como valores RMS útiles para identificar el rango de las señales (Gutierrez & Diaz, 2014).

### 2.3 Parámetros de estudio para la adquisición de señales miográficas

Un transductor analiza una variable de interés muscular que es tratada para tener una clara señal eléctrica. En general se dividen en etapas: usuario, interfaz electrodo piel, etapa pura, etapa tratada y software, como en la figura 19. En la etapa pura se busca identificar diferentes patrones de señales que son filtradas, rectificadas y amplificadas para obtener las características enfocadas en el patrón de identificación. (Belalcázar & otros, 2007).



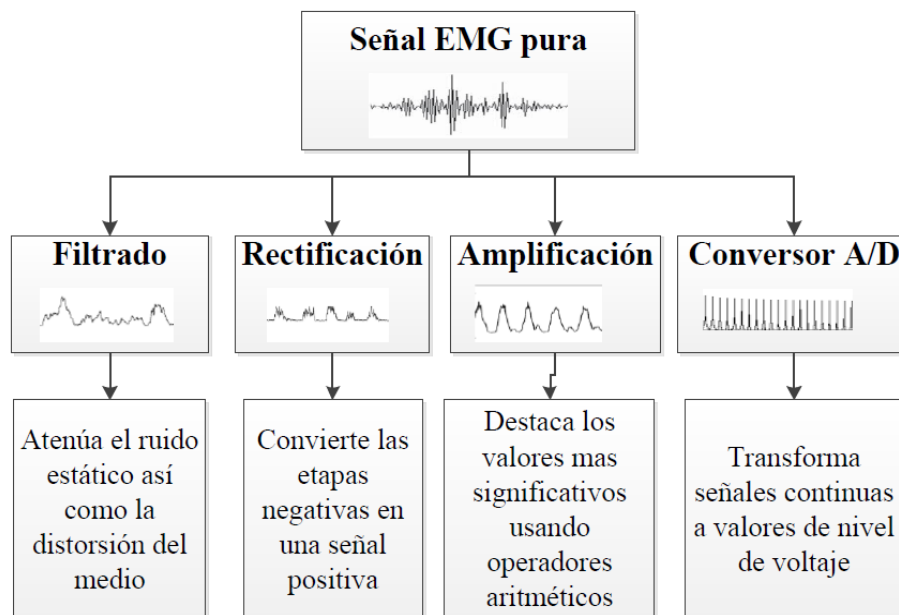
**Figura 19:** Diagrama de las etapas adquisición de señales electromiográficas

**Fuente:** (Caballero, Duque, & Peláez, 2002).

La señal electromiográfica (EMG) pura, tiene una amplitud de rango de [0 a 6] mV que a comparación del ruido estático que está en el rango de [0 2]mV, con un acondicionamiento eléctrico definido por etapas, (ver figura 20).

Para evitar el uso de acondicionamientos externos se toma en cuenta la frecuencia de comportamiento de la señal en el rango de [0 a 500] Hz, también se descarta el armónico de 60Hz que tienen las señales convencionales de dispositivos eléctricos, en lo ideal se conserva la señal dentro de 50 y los 150Hz. (Gutiérrez & Betancourt, 2005).





**Figura 20:** Diagrama de acondicionamiento de la señal EMG pura

**Fuente:** (González, 2010)

Para el análisis de señales por el método cuantitativo de estimulación eléctrica, se da prioridad a la etapa tratada, por el aporte de empresas como Thalmic y advancer technologies (Thalmic, 2013), (ver tabla 7).

**Tabla 7**

**Comparación de los sensores bajo el criterio de prestaciones**

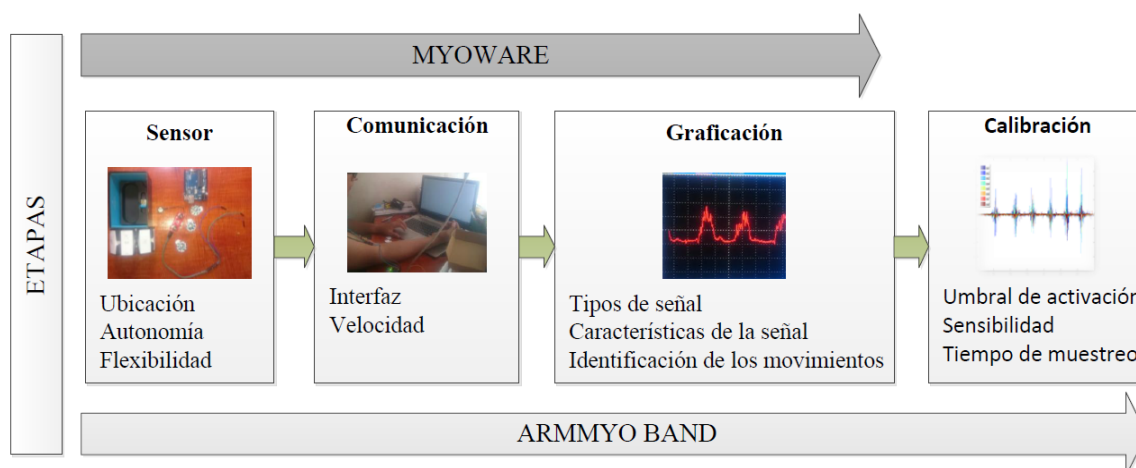
Sensor		Myoware	Armmyo Band	Genérico
		Prestaciones		
Fuente de energía	Integrada		x	
	Externa	x		x
Tipo de señal	EMG pura	x		x
	EMG tratada	x	x	
Comunicación	Serial	x		x
	Inalámbrica		x	

Son las más importantes en el mercado, desarrollan productos biométricos para prótesis en el área médica y en el desarrollo para industrias de equipos que ayuden a

la manipulación de objetos en favor al bienestar y seguridad del operador. Las señales mioeléctricas de estos sensores se reducen la etapa pura de la señal, para encapsularla, con el propósito de enfocar el estudio en priorizar su aplicabilidad en los campos de la investigación y solución de problemas.

## 2.4 Importancia del sensor de adquisición

Los estímulos generados por el cerebro que le dan movimiento a los músculos viajan por el sistema nervioso central como un continuo bus de datos hacia las áreas involucradas con el movimiento, mientras más eficiente sea la adquisición mejor será los resultados de identificación. El análisis parte de los puntos en la figura 21, el estudio de los dos sensores Myoware y Armmyo para comparar su etapa de graficación pero ya que Myoware por su número reducido de electrodos por sensor, no permite que sea flexible en la adquisición de gran número de movimientos sin ser reubicados los electrodos son importantes para analizar las cualidades posibles y alcances para próximas investigaciones, (Betancourt, 2004), con Armmyo se completa la etapa de calibración gracias que en la misma posición puede reconocer varios movimientos y posiciones, esto con el fin de reconocer varios patrones de movimiento en tiempo real. (Thalmic, 2013).



**Figura 21:** Diagrama de estudio de las etapas de las señales electromiográficas




Para tener señales procesadas y cumplir los requerimientos de diseño, como la cantidad de componentes físicos y las etapas de procesamiento, se enfatiza los recursos enfocados en la adquisición de la señal como energía, velocidad y tiempo en los sensores de acondicionamiento interno propio del fabricante.

### 2.4.1 Ubicación del sensor


Las señales recibidas por los electrodos pertenecen a las inducciones del área muscular estimulada de la cual describe una línea de referencia donde se encuentran las contracciones voluntarias que son la fuerza isométrica más pronunciada, y son el músculo gemelo interno y externo que realizan acciones de alta intensidad al mover el pie (ver tabla 8), si la ubicación es en la pantorrilla se resalta la acción realizada por los músculos soleo y peroneo largo. (Ramirez & Garzón, 2008)

**Tabla 8**

**Ubicación de los sensores sobre la extremidad inferior influyente en los movimientos de la articulación del tobillo.**

Sensor	Movimiento	Ubicación	Gráfica
Myoware	Alzado	Al inicio del músculo el primer electrodo, el segundo electrodo a 4 cm en forma vertical, el electrodo de referencia 5cm en la parte superior del músculo	
	Derecha	La ubicación es en la mitad del músculo, el segundo electrodo a 4 cm en forma horizontal y el electrodo de referencia en el músculo flexor largo pulgar.	
	Izquierda	La ubicación del primer sensor. Es en la parte inferior del músculo, el segundo electrodo está a cuatro centímetros de forma vertical hacia arriba.	

CONTINÚA 

		El electrodo de referencia en la parte superior del músculo
Armmyo	Alzado	La ubicación es a 13 cm desde el tobillo, colocar el sensor 4 y 3 entre el músculo extensor largo de los dedos y el extensor del pulgar.
	Derecha	
	Izquierda	
		

#### 2.4.2 Flexibilidad de movimientos con el uso de los sensores mioeléctricos

La multifuncionalidad de movimientos trata de utilizar un sensor para analizar varios músculos que intervienen en una actividad determinada, con el uso de un sensor se busca producir la lectura sin necesidad de cambiar la posición para obtener una mayor amplitud de la señal es decir un valor máximo (RMS). (Ramirez & Garzón, 2008), en la pierna hay gran cantidad de movimientos que se puede registrar como lo describe la figura 22.



**Figura 22:** Sensor mioeléctrico en la pierna para varios movimientos

### 2.4.3 Ventajas de ubicación del sensor Armmyo sobre el sensor Myoware.

La ubicación de muchos sensores genera incomodidad en el paciente ya que la actividad muscular no es un patrón común y responde a la estimulación muscular, la línea de acción y el uso de varios sensores para tener la adquisición de algunos movimientos sin ocasionar dificultad en la lectura y evita desechar electrodos que son intercambiables en ciertos sensores, esto incrementa la necesidad de usar productos reutilizables y de larga vida útil.

Según los informes de los congresos de la sociedad española de médicos generales y de familia (SEMG) para la correcta utilización de los equipos, se descarta que la mejor lectura de movimientos requiere como mínimo tres sensores interconectados para tener la lectura sobre el músculo gemelo, (ver figura 23). La relación entre Armmyo y Myoware determina que el uso de un determinado sensor influye en los resultados, se toma en cuenta que mientras más sensores la dificultad de ubicación, reciclaje de accesorios son puntos a tomar en cuenta para el criterio de selección, además del tipo de electrodo que se utiliza que no deja residuos en el usuario que utilizará el equipo.



**Figura 23:** Colocación de múltiples sensores para flexibilidad de movimientos

**Fuente:** (Thalmic, 2005)

#### 2.4.4 Autonomía energética del funcionamiento de los sensores

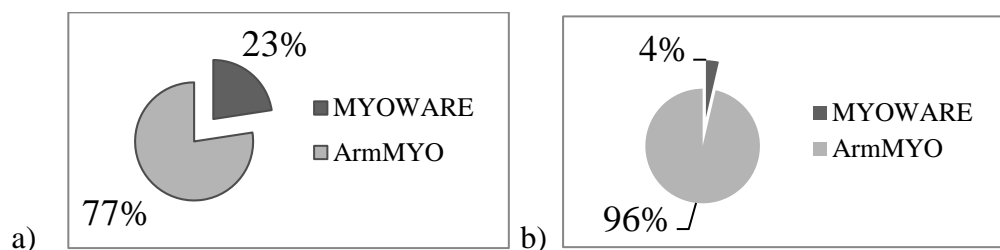
La energía necesaria para que los sensores puedan completar un ciclo de trabajo, el tiempo de carga y vida útil funcional, los datos en la figura 24(a) y tabla 9, confirman que el uso continuo ocasiona desgaste de energía, ocasionalmente los datos se ven afectados por desgaste de su fuente de almacenamiento de energía en la figura 24 (b).

**Tabla 9**

##### Datos de consumo de energía

Sensor	Fuente Interna	Fuente Externo	Periodos De Carga	Corriente Máxima	Consumo (horas)
Myoware	_____	3.3 V ó 5 V	_____	14 mA	De 6 a 8
Armmyo	Batería de iones de litio	_____	4 horas	370 mA	24

El rendimiento se basa en datos del consumo son la duración de la batería y el consumo de corriente evalúa el tiempo de carga aproximado para la batería de litio.



**Figura 24:** Gráfica de autonomía energética

a) Datos de consumo. b) Corriente máxima de consumo

#### 2.5 Comunicación: velocidad de transmisión de datos

En la tabla 10 se compara las características de adquisición de los estímulos en el medio que los canales nerviosos capturan la mayor cantidad de información sobre la articulación tibioperoneoastragalina comprendida por uno de los músculos de más rápida contracción voluntaria destaca los valores RMS en función del tiempo. (Caballero, Duque, & Peláez, 2002).

**Tabla 10****Interfaz de comparación de estímulos electromiográficos**

Sensor	Tipo de comunicación	Velocidad de comunicación	Compatibilidad	
			Software	Hardware
Myoware	RS-232	9600 baudios	Arduino	Tarjetas desarrolladoras que soportan C++
Armmyo	Bluetooth	32 Megabaudios	IOS MAC WINDOWS	Tarjetas desarrolladoras

**Fuente:** (Thalmic, 2005)

## 2.6 Graficación de los valores RMS de las señales electromiográficas

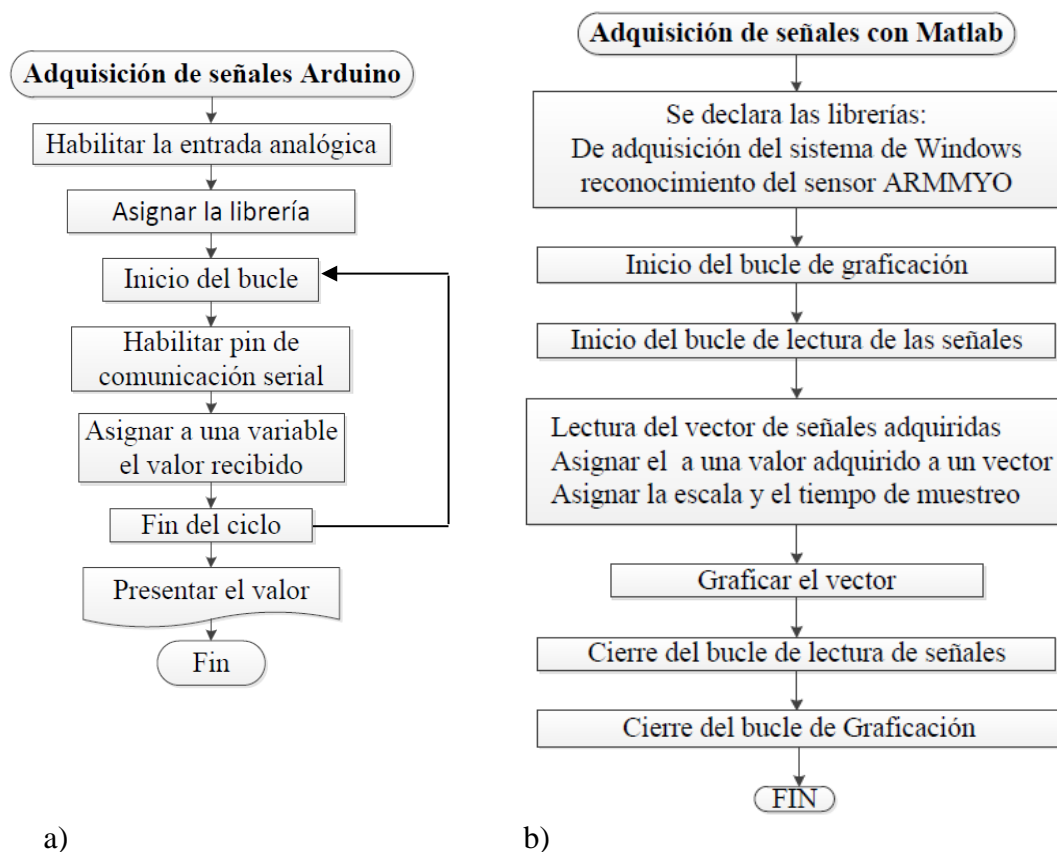
Las graficación de las señales comparan la repetibilidad dentro de una rutina de movimientos aleatorios con el fin analizar los puntos RMS y el tiempo de reacción de los movimientos. El análisis en el dominio del tiempo se identifican dos estados: uno transitorio que se encuentra al instante de empezar el movimiento producido por el esfuerzo muscular repentino, y un estado estacionario que señala que el músculo está en reposo. (Harold, 2007). La compatibilidad de los sensores se muestra en la figura 25.



**Figura 25:** Software de graficación compatibles con los sensores EMG.

### 2.6.1 Algoritmo de graficación y adquisición de las señales EMG.

La comunicación entre el sensor y el computador se realiza a través de un programa compilado en arduino por su tarjeta de desarrollo descrito en la figura 26(a) que incluye las librerías necesarias que recogen las señales producidas de forma procesada en tiempo real. Además, la forma de adquirir señales por el medio Matlab como en la figura 26(b).



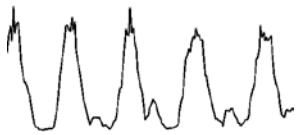

**Figura 26:** Diagrama de flujo del pseudocódigo de adquisición de señales mioeléctricas: a) Software Arduino b) Software Matlab.

### 2.6.2 Caracterización de las señales electromiográficas procesadas

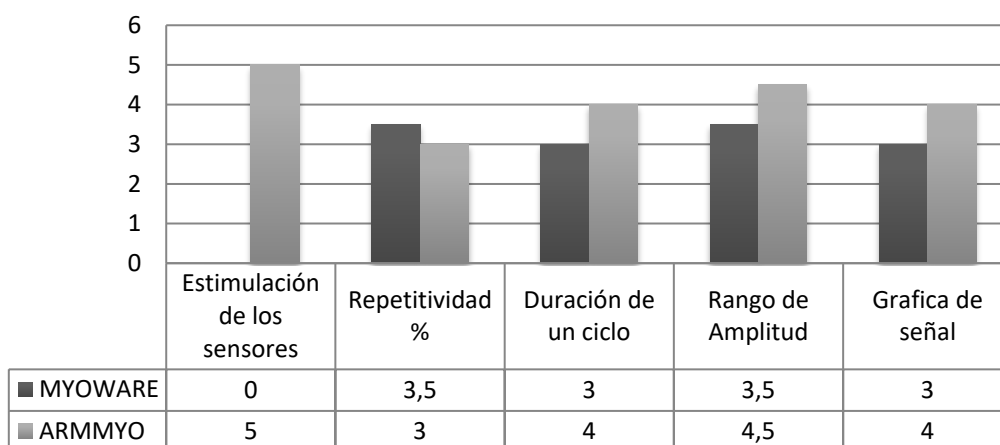
Para identificar las señales se toman en cuenta aspectos como amplitudes, duración de la onda, repetitividad de las ondas y estimulación en el número de los sensores, (ver la tabla 11).



**Tabla 11****Caracterización cualitativa de los sensores mioeléctricos.**

<b>CARACTERÍSTICAS</b> (0 el más bajo y 5 Bueno)	<b>Myoware</b>		<b>Armmyo</b>		
Estimulación de los sensores	No	0	Si	5	
Repetitividad %	En un 70%	3.5	En un 60%	3	
Duración de un ciclo	De 2 a 3 segundos	3	5 segundo	4	
Rango de Amplitud	[100 hasta 400]	3.5	[-200 hasta +200]	4.5	
Grafica de señal			3		
<b>Índice de calidad</b>			13	20.5	

Los datos recibidos por el sensor son una señal cruda con procesamiento digital que a diferencia de la señal procesada analógica presenta una amplitud de onda mayor a la procesada pero con distorsiones claras por presencia de ruido. Entre los parámetros se califica la caracterización para la implementación del identificador en la figura 27.

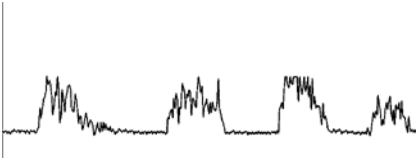
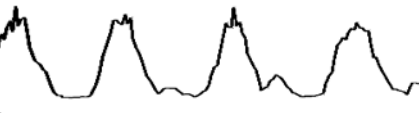

**Figura 27:** Cuantificación de las características de las señales Myo

### 2.6.3 Identificación de las características de los movimientos

La naturaleza de las señales son particularmente limpias de ruido y rectificadas internamente por el sensor de tal manera que son físicamente distinguibles con valores cuantificables para el clasificador neuronal; en la tabla 12 se muestran las señales obtenidas por Myoware.

**Tabla 12**

#### Identificación de las características del sensor Myoware

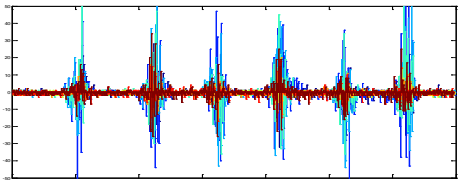
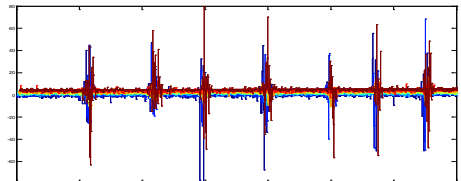
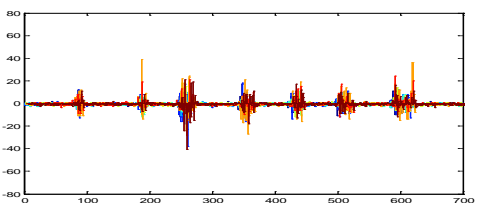
Movimiento	Descripción	Rangos	Señales
Alzado	La ganancia de sensibilidad calibrada a 180°	[400 a 650]	
Derecha	La ganancia de sensibilidad calibrada a 270°	[20 a 450]	
Izquierda	La ganancia de sensibilidad calibrada a 90°	[30 a 200]	

Los sensores con procesamiento modular externo retrasan la comunicación de la señal debido a dificultades en el entorno de trabajo. “La señal detectada en la superficie muestra a menudo variaciones lentas debido a los movimientos que se generan en el ambiente y a la inestabilidad de la interfaz del electrodo-piel”. La velocidad de procesamiento de señal está incluida en la velocidad de comunicación y en microsegundo que no alteran el tiempo necesario para una comunicación limpia de ruido (Gómez J, 2007).

Los valor RMS alcanzados son el punto declive que separa o clasifica las señales en la tabla 13, a partir de ese criterio se les asigna identificación para tener patrones de movimiento, ( Ruíz C, Ruotolo G, Figueroa J, Ramón J, 2016).

**Tabla 13**

**Identificación de las características de movimiento del sensor Armmyo.**

Movimiento	Descripción	Rangos	Señales
Alzado	Activación de los sensores 2 y 3 amplitud	[0 a 70]	
Derecha	Activación de los sensores 1 y 8 amplitud con un rango de [0 a 300]	[0 a 60]	
Izquierda	Activación de los sensores 5, 6 y 8 amplitud con un rango de [0 a 100]	[0 a 40]	

#### 2.6.4 Criterio de selección del sensor para la etapa tratada

La interpretación de patrones a partir de valores RMS se lleva a cabo por los indicadores de movimientos necesarios dentro de la recuperación pasiva, basado en los criterios de ponderación en la tabla 14, pero lo cual utiliza un criterio ponderado de los resultados de pruebas experimentales al 75% del rendimiento energético.

Tabla 14

## Selección del sensor por análisis de criterios ponderados

Criterios	Sensor		Justificación
	Myoware	Armmyo	
Multiplicidad de movimientos	2	4	El número de electrodos por sensor
Fuente de almacenamiento de energía	4	5	Armmyo tiene una batería LiPo de 3.3 v a 0.5 [A]
Valores RMS registrados	4	5	Armmyo destaca los valores más altos
Estado transitorio y de reposo de la señal	3	5	Armmyo se identifica los dos estados
Formas y caracterización de ondas	3	5	Armmyo caracteriza cada movimiento asigna colores a cada sensor
Comunicación con el computador	3	5	Armmyo tiene comunicación Bluetooth 4.0
Ubicación del sensor	2	5	Armmyo es más sensible a los estímulos y se coloca un sola área del tobillo
Velocidad de transmisión de datos	2	5	El Armmyo tiene una velocidad 5 veces mayor que Myoware
Vida útil	2	5	Armmyo tiene una carcasa protectora y electrodos recubiertos, además sus conexiones con polímeros
Resultado	<b>25</b>	<b>44</b>	Ganador: Armmyo
El criterio es del 1 al 5, siendo 1 el de menor importancia y 5 el de mayor importancia.			

### 2.6.5 Diagrama de identificación de movimiento en la tibioperoneoastragalina

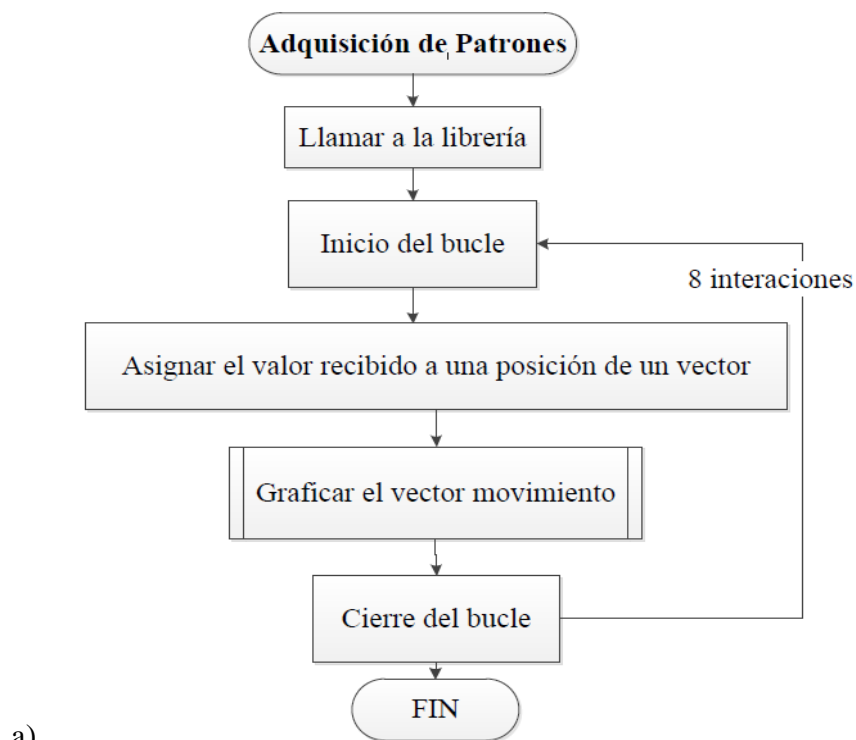
La identificación parte de características físicas de los datos obtenidos por los sensores que se interpreta mediante el uso de software (ver tabla 15), determinan si el éxito de la investigación va encaminado a un producto de los resultado del clasificador de señales a partir de los músculos determinados en la zona de influencia como detalla los pasos en la figura 28(a), (ver anexo J.1).

**Tabla 15**

#### Sección de la programación de adquisición de señales.

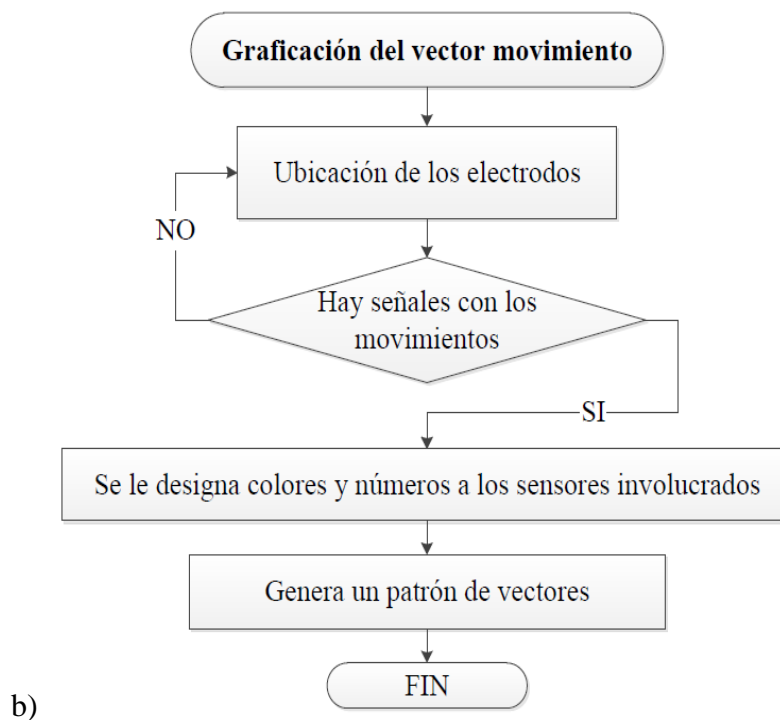
Código	Descripción
<code>loadlibrary('./dll64Matlab.dll','./tesis.h')</code>	Ubicación de la librería del sensor
<code>u(s,1)=calllib('dll64Matlab','getValue1');</code>	Obtención de los valores de sensor
<code>sum=abs(v(1))+abs(v(2))+...+abs(v(8));</code>	Umbral de reconocimiento
<code>vec(:,h)=u(:);</code>	Obtención de la norma
<code>normvec(:,h)=normu(:);</code>	Para la identificación de vectores
<code>xlswrite('izquierdat',vec,'extra','A1');</code>	Exportar las matrices a Excel

El subproceso de graficación es un ciclo en el que se reconoce el valor RMS para reconocer el sensor involucrado con la señal producida Figura 28(b), como resultado de la graficación se obtiene en la figura 29.



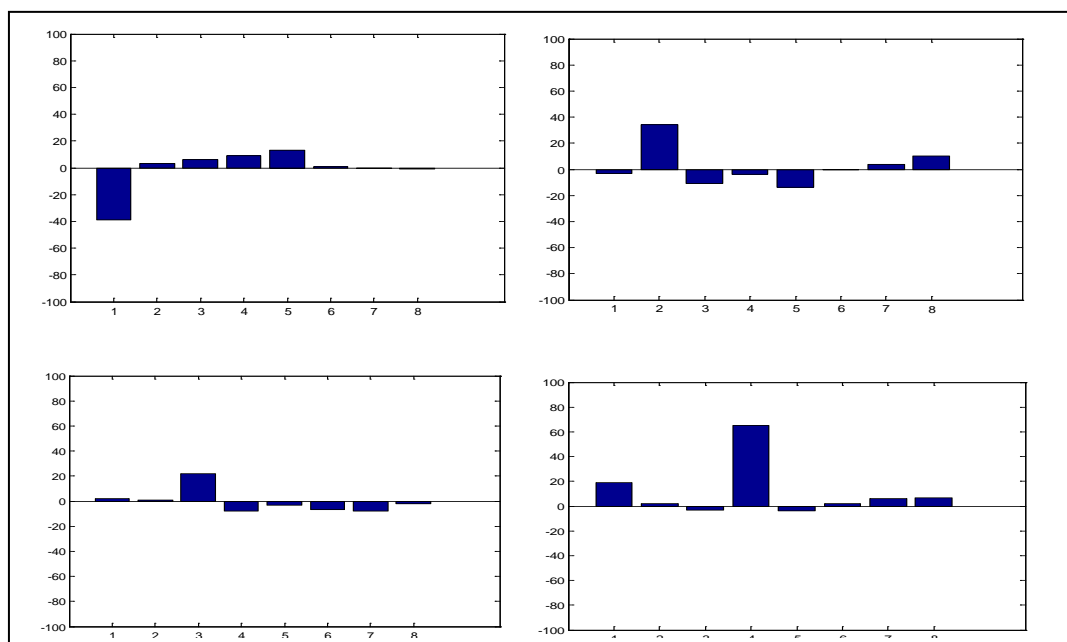
a)

CONTINÚA 



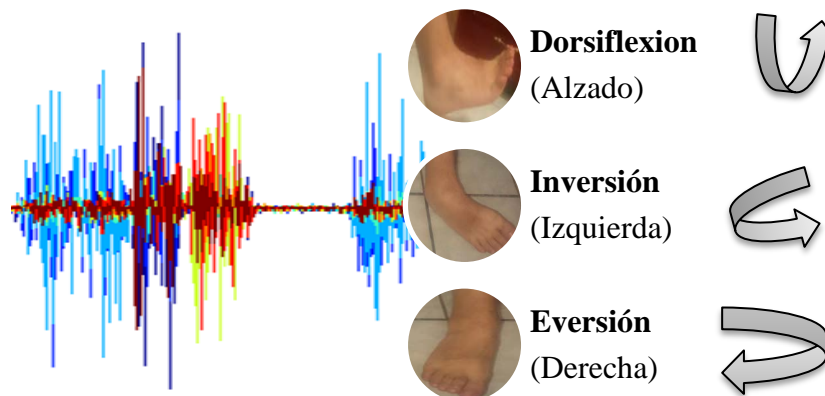
**Figura 28:** Diagrama del pseudocódigo de la programación de adquisición:  
a) adquisición de patrones, b) graficación de los vectores movimiento.

La graficación de cada sensor utiliza la lógica del pseudocódigo que permiten interpretar más adelante el tipo de movimiento así el valor aproximado del valor RMS.



**Figura 29:** Gráficas en Matlab de los sensores de forma individual

Se toma en cuenta los movimientos relacionados con las terapias básicas de recuperación muscular detalladas en la tabla 10. Destacan tres movimientos como los presentes en la figura 30, los mismos complementan los grados posibles de libertad del área tibioperoneoastagalina y se designan colores para identificar el sensor con el que se relaciona. (Betancourt, 2004).



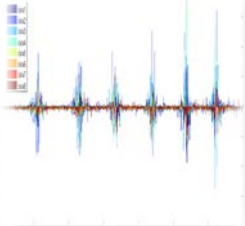
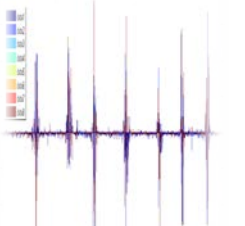
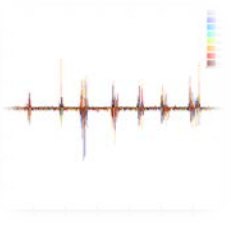
**Figura 30:** Movimientos de planteados en la articulación Tibioperoneoastagalina

## 2.7 Validación de los movimientos con el Armmyo

El brazalete además de tener una comunicación inalámbrica que nos ayuda a evitar el uso excesivo de cables, también posee filtros y amplificadores internos dentro de su placa de adquisición, siendo una de las ventajas que permite comunicar a menor velocidad en tiempo real que otros sensores comerciales. Como lo examinado en la tabla 11 y las prestaciones con Matlab de parte de desarrolladores de la empresa Thalmic, creadora del brazalete Armmyo son librerías compiladas en Visual C++, recopiladas en Matlab con el propósito de reconocer ocho sensores que son activados de forma intercalada tras cada de movimiento, su identificación dependerá de la ubicación como lo detallado en la tabla 13 la designación de cada sensor corresponde un color específico, a continuación y describe en la tabla 16 el comportamiento de los datos recibidos. (Thalmic, 2013).

Tabla 16

Comportamiento de la adquisición a través de los 8 sensores de Armmyo

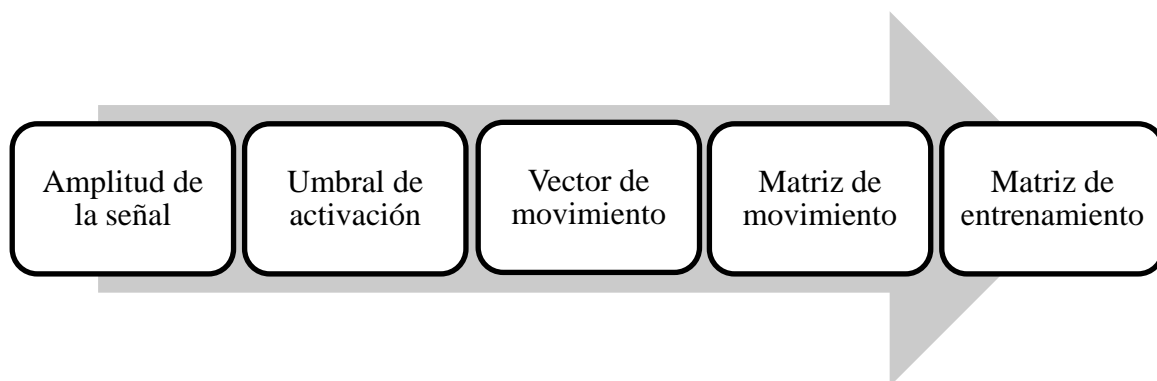
Sensor	Acción	Sensores que Intervienen								Validación (5 es óptimo y 0 inadecuado )	Gráfico
ARMMYO	Alzado	1	2	3	4	5	6	7	8	(4) La amplitud de señal es óptima y el rango de error es menor en casi todos los casos	
	Derecha	1	2	3	4	5	6	7	8	(5) Los valores de amplitud son adecuados y el margen de variación entre sensores es adecuado	
	Izquierda	1	2	3	4	5	6	7	8	(4) Los sensores definen valores muy aceptables para ser considerados	

### 2.7.1 Estudio del patrón de movimiento

A través del análisis efectuado a las características de la señal procesada, se determina un patrón de señales generadas por la adquisición de movimientos, para comparar las amplitudes y generar una forma de identificar el movimiento, que se



llama matriz de entrenamiento mostrada en la figura 31, el mismo que parte de la señal RMS.



**Figura 31:** Diagrama de calibración de señales electromiográficas

### 2.7.2 Amplitud de la señal

Los valores pico más altos recibidos por software son medidos en base a los rangos definidos en la tabla 17, de los mismos se considera que pueden variar por sexo edad o condición física pero esto se analizará la estructura en una sola posición.

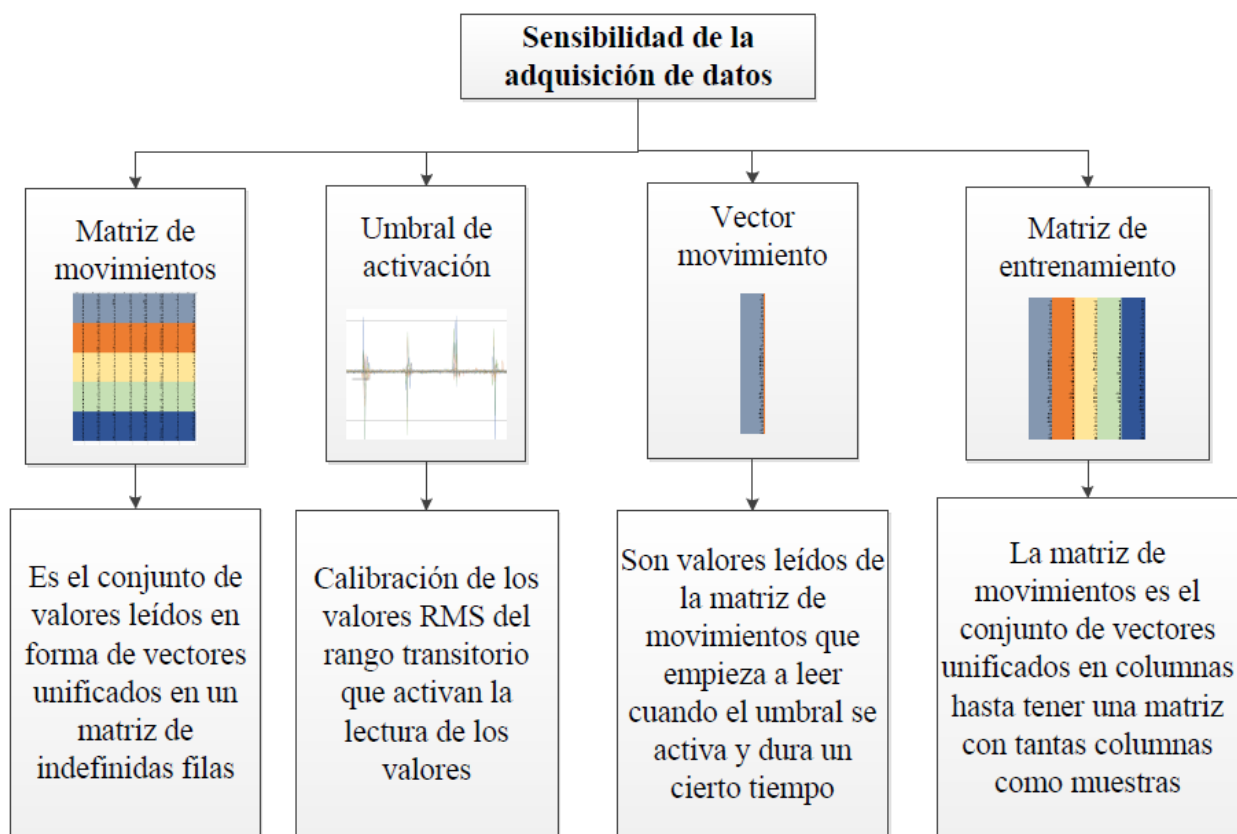
**Tabla 17**

**Rangos de valores en amplitudes registradas y generadas.**

<b>Estimulación adquirida del movimiento</b>	<b>Valores mínimos (Empieza el movimiento)</b>	<b>Valores máximos (Esfuerzo máximo del músculo)</b>
Alzado	[9-12]	[36- 110]
Derecha	[10-15]	[70-150]
Izquierda	[6-10]	[20-40]

### 2.7.3 Sensibilidad de movimientos (umbral de activación)

De los valores recibidos por el sensor se estandarizan los vectores más adecuados para la estimulación del movimiento, el umbral es variable de acuerdo a los valores RMS de la matriz de movimiento. Este valor aumentará o decrecerá en función de los parámetros establecidos para la toma de datos, una matriz que selecciona un solo vector llamado vector movimiento, la información de la estimulación realizada en ese instante acumula varios vectores y según el número de muestras tomadas estos se van unificado en columnas para formar la matriz de entrenamiento en la figura 32.



**Figura 32:** Sensibilidad de valores que calibran en la toma de datos

## **CAPÍTULO III**

### **DISEÑO DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN**

En este capítulo se muestra el proceso de diseño separado en módulos por los cuales está comprendido y lo que requieren, tal como: soporte estático, clasificador mediante una red neuronal artificial e interfaz gráfica.

#### **3.1 Diseño del soporte estático de rehabilitación**

Para el diseño del soporte se utiliza información recopilada en el capítulo 1, de los diferentes tipos de rehabilitadores existentes en el mercado para en función de las debilidades y fortalezas seleccionar uno que se adapte al requerimiento del usuario en el desarrollo de este capítulo.

##### **3.1.1 Planificación de diseño**

Para esta sección se determina cuáles son los requerimientos de los usuarios haciendo uso de la casa de la calidad como se puede ver en el anexo K, con datos recopilados mediante encuesta en anexo B y la necesidad del usuario, a desarrollar el diseño del conceptual con la información recopilada.

De los requerimientos recogidos, según la casa de la calidad (QFD) los parámetros con mayor peso son: fácil de ensamblar, articulable por el pedido de la voz del usuario de fácil transporte y su bajo costo.

### 3.1.2 Especificaciones objetivo

Se utiliza las necesidades detalladas en la matriz QFD para generar una lista de métricas para cada aspecto en la estructura asignándole un nivel de importancia relativa como se puede observar en la tabla 18.

**Tabla 18**

**Lista de métricas para el soporte estático de rehabilitación.**

Métrica Núm.	Núm. de Necesidad	Métrica	Imp.	Unidades
1	1,6	Masa total	3	kg
2	1,2,5	Dimensiones estructura alto	4	mm
3	1,4,8	Dimensiones estructura ancho	4	mm
4	1,4,8	Desplazamiento angular.	5	rad
5	7,8	Resistencia al movimiento	4	N
6	8	Necesita esfuerzo del paciente	4	Binaria
<p>“Imp.” Es una abreviatura de importancia relativa, con rango del 1 al 5, siendo 1 el de menor importancia y 5 el de mayor importancia.</p>				

Con el fin de tener referencias de los soporte existentes en el mercado, se realiza una comparación entre varios modelos existentes en el anexo A, haciendo uso de las métricas que se considera necesarias para soporte estático (ver tabla 19).

**Tabla 19****Comparativa métrica de soportes existentes**

Métrica a Núm.	Núm. de necesidades	Métrica	Imp.	Unidades	Kinetec breva	Medi slipper	Mini talus	Artrom ot sp3
1	1,6	Masa total	3	Kg	12.5	20	8	11
2	1,2,5	Dimensiones estructura altura	4	mm	560	1000	450	780
3	1,4,8	Dimensiones estructura ancho	4	mm	370	500	250	42
3	1,4,8	Desplazamiento angular.	5	Rad	$\pi/4$	$2\pi$	$\pi/4$	$\pi/4$
4	7,8	Resistencia a movimiento	4	N	0	35	16	3
5	8	Necesita esfuerzo del paciente	4	Binaria	No	si	si	si

Haciendo uso de la tabla 18 y la comparación bajo la tabla de métrica dada para las estructuras de máquinas de soporte, escogidas en base a los requerimientos, se determina las magnitudes en cada característica para generar los modelos de las posibles soluciones que se da a la aplicación.

Se presenta los valores de las especificaciones objetivos en la tabla 20, de especificaciones objetivo, para la elaboración de posibles soluciones.

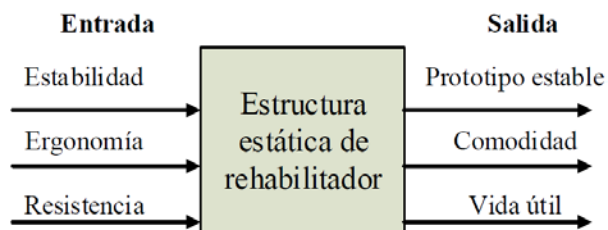
**Tabla 20**

**Especificaciones objetivo**

Métrica Núm.	Núm. de necesidades	Métrica	Imp.	Unidades	Valor
1	1,6	Masa total	3	kg	>5
2	1,2,5	Dimensiones estructura altura	4	mm	500
3	1,4,8	Dimensiones estructura ancho	4	mm	300
3	1,4,8	Desplazamiento angular.	5	rad	$\pi/4$
4	7,8	Resistencia a movimiento	4	N	2
5	8	Necesita esfuerzo del paciente	4	Binaria	si

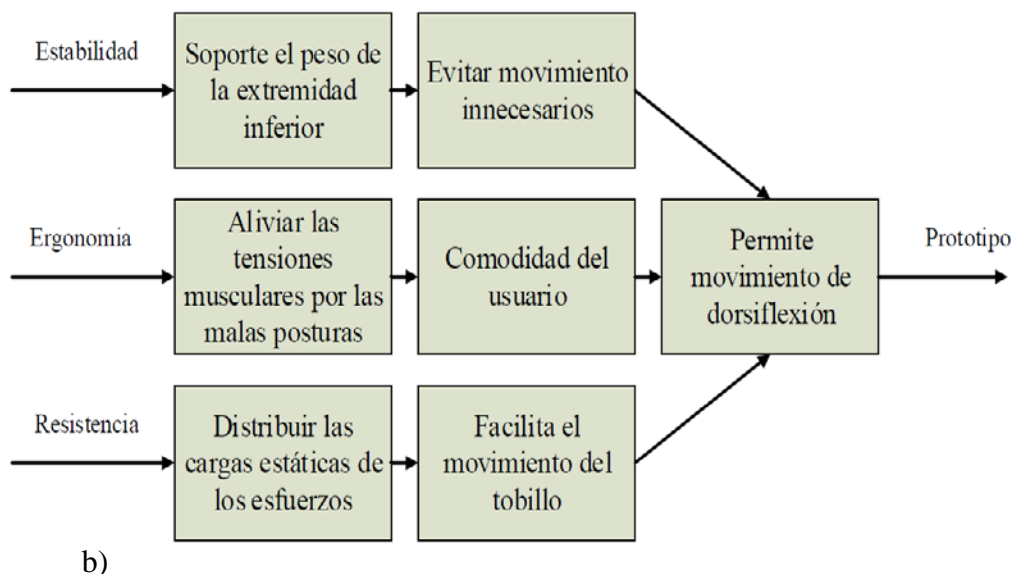
**3.1.3 Diseño conceptual**

Se establece el concepto partiendo de un objetivo, con las entradas y salidas deseadas en la figura 33(a), se divide las funciones más sencillas partiendo del primer esquema, para que a continuación cada bloque describa cada proceso que permite llegar al prototipo deseado siguiendo los pasos de la figura 33(b) para refinar el concepto.



a)

CONTINÚA 



**Figura 33:** Diagrama funcional de la estructura estática: a) Concepto general; b) refinamiento de concepto con subfunciones.

### 3.1.4 Posibles soluciones con descomposición por bloques.

En esta sección se realiza el planteamiento de dos opciones de soporte estático, en base a las necesidades del usuario, toma aspectos destacables de algunos de los rehabilitadores y el concepto generado mediante el diagrama funcional.

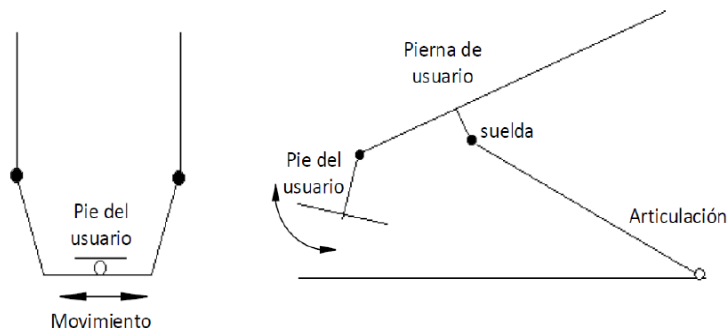
En la solución A, se combinaron conceptos en la tabla 21 para cada etapa que se desprende del diagrama funcional que se seguirá para plantear el bosquejo.

**Tabla 21**

**Combinación de conceptos**

Soporte el peso de la extremidad inferior	Evitar movimiento innecesarios	Permite movimiento de dorsiflexión
Estructura fijación columna	Unión por soldadura	Por bandas
Estructura fijación al piso	Unión por tornillos	Por resorte
Estructura móvil		Por mecanismo

Se espera que la estructura se fije al piso, además que las uniones para ajuste estén fijadas por soldadura, y el movimiento del tobillo está guiada por mecanismo, (ver figura 34).



**Figura 34:** Generación de conceptos para la solución A

Para generar la solución se combina conceptos en la tabla 22, busca que se ajuste a los requerimientos desprendidos de la casa de la calidad.

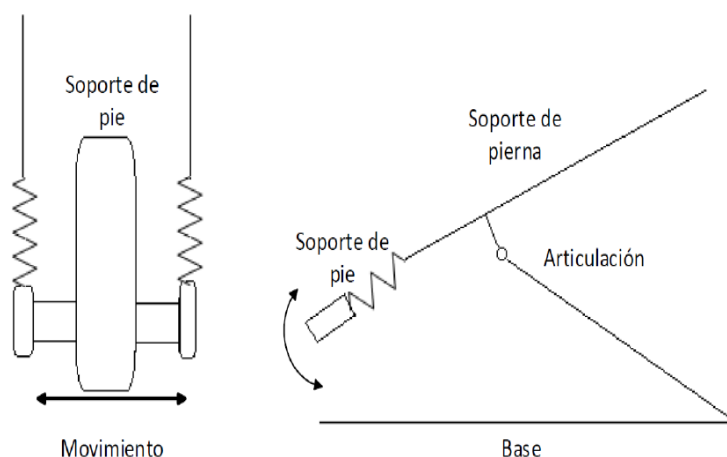
**Tabla 22**

**Combinación de conceptos**

Soporte el peso de la extremidad inferior	Evitar movimiento innecesarios	Permite movimiento de dorsiflexión
Estructura fijación columna	Unión por soldadura	Por bandas
Estructura fijación al piso	Unión por tornillos	Por resorte
Estructura móvil		Por mecanismo

En la solución B, (ver figura 35) requiere que la base esté sobre el suelo, y que las uniones de soporte directo puedan ser ajustadas mediante tornillos para un mejor ajuste, en la parte de la articulación se aplican resortes a tracción para ayudar a incrementar la resistencia a la oposición del movimiento según la combinación de concepto.





**Figura 35:** Generación de conceptos para la solución B

### 3.1.5 Evaluación de soluciones

Esta evaluación toma los puntos establecidos en la fase conceptual, enfocada hacia la estructura estática del rehabilitador en función a lo establecido en la fase conceptual.

- a. Evaluación del peso específico de cada criterio, (ver tabla 23).

resistencia > estabilidad > ergonomía

**Tabla 23**

**Evaluación de los pesos por criterio de resistencia estabilidad y ergonomía.**

critério	resistencia	estabilidad	ergonomía	$\sum+1$	ponderación
resistencia		1	1	3	0,5
estabilidad	0		1	2	0,33
ergonomía	0	0		1	0,17
			suma	6	1

- b. Evaluación del peso específico del criterio de resistencia, (ver tabla 24).

solución B > solución A

**Tabla 24**  
**Evaluación de soluciones por criterio de resistencia**

Resistencia	Solución A	Solución B	$\sum+1$	Ponderación
solución A		0	1	0,33
solución B	1		2	0,66
		suma	3	1

- c. Evaluación del peso específico del criterio de estabilidad, (ver tabla 25).

solución A = solución B

**Tabla 25**  
**Evaluación de soluciones por criterio de estabilidad**

Estabilidad	Solución A	Solución B	$\sum+1$	Ponderación
solución A		0,5	1,5	0,5
solución B	0,5		1,5	0,5
		suma	3	1

- d. Evaluación del peso específico del criterio de ergonomía, (ver tabla 26).

solución B > solución A

**Tabla 26**  
**Evaluación de soluciones por criterio de ergonomía**

Ergonomía	Solución A	Solución B	$\sum+1$	Ponderación
solución A		0	1	0,33
solución B	1		2	0,66
		suma	3	1

- e. En la se presentan los resultados del criterio de solución aplicado, (ver tabla 27).

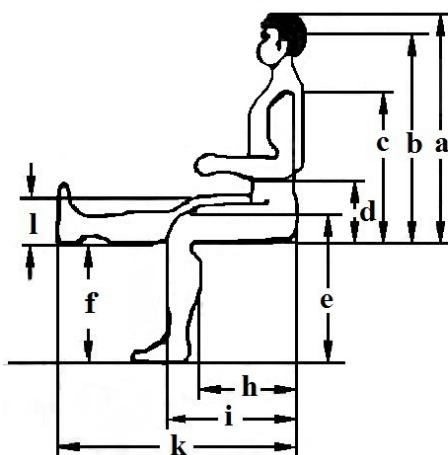
**Tabla 27**  
**Conclusión del orden de prioridad.**

Conclusión	Resistencia	estabilidad	ergonomía	$\Sigma$	Prioridad
solución A	0,33*0,5	0,5*0,33	0,33*0,17	0,3861	2
solución B	0,66*0,5	0,5*0,33	0,66*0,17	0,6072	1

La solución B: 0,6072 gana en comparación a la solución A: 0,3861, con las ponderaciones colocadas al analizar cada solución, donde los aspectos que determina la diferencia, es la resistencia al movimiento y la ergonomía al colocar la extremidad sobre el soporte.

### 3.1.6 Dimensiones

Se toma como referencia los datos que brinda la norma DIN 33 402 (ver Figura 36), para determinar la dimensión requerida como altura del prototipo, longitud sobre la cual va estar asentada la pierna, y en la tabla se exponen las principales dimensiones del cuerpo humano sentado.



**Figura 36:** Norma DIN 33402 dimensiones del cuerpo humano

**Fuente:** (Melo, 2009).

**Tabla 28**  
**Dimensiones de pierna en mm**

<b>HOMBRES</b>			
<b>Designación</b>	<b>Valor límite inferior</b>	<b>Valor medio</b>	<b>Valor límite superior</b>
En posición de sentado			
a Altura del cuerpo desde asiento	849	907	962
b Altura de los ojos desde asiento	739	790	844
c Altura de los hombros	561	610	655
d Altura de los ojos desde asiento	193	230	280
e Altura de las rodillas	493	535	574
f Largo de pantorrilla a pie	399	442	480
g Distancia de codo a pie de agarre	327	362	389
h Profundidad del cuerpo sentado	452	500	552
i Distancia nalga rodilla	554	559	645
k Distancia nalga pie	964	1035	1125
l Espesor del muslo	117	136	157
m Ancho sobre los codos	399	451	512
n Ancho de asiento	325	362	391

Se utiliza las medidas de la tabla 28, para el valor medio del largo de la pantorrilla al pie de personas comprendidas en el rango de 15 a 30 años, espesor del muslo, según la norma DIN utilizada.

### **3.1.7 Diseño asistido por computador**

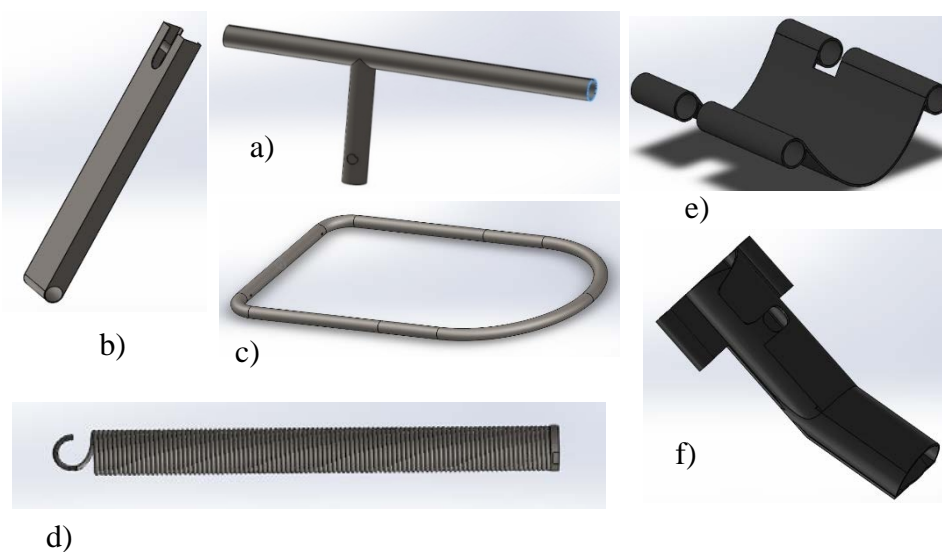
De los modelos planteados en la fase de diseño, se dibuja la solución B, (ver figura 37) en el software CAD, además se usa el método de elementos finitos para el análisis del factor de seguridad en la sección 3.1.10.



**Figura 37:** Solución B (ganadora) de estructura estática del rehabilitador

La Figura 38 se descompone en las partes principales.

- En la figura 38(a) se puede ver la barra de soporte de 400mm de largo, sobre las cuales se soportan de forma directa el peso de la extremidad inferior.
- La columna con 413mm de la figura 38b une la barra de soporte con la base.
- La base de la figura 38(c) da un anclaje para evitar el deslizamiento.
- El resorte de la figura 38(d) brinda la oposición al movimiento del pie para una rehabilitación activa.
- Para el reposo del pie se utiliza la bota de pie en la figura 38(e), que se acople al tobillo y permita su movilidad a voluntad.
- El soporte de pierna en la figura 38(f), evita los movimientos involuntario de acción sobre los músculos.



**Figura 38:** Piezas de la estructura estática

a) Barra de soporte, b) columna, c) base, d) resorte

### 3.1.8 Cargas

Se procede a analizar la carga a la que se someterá la estructura del rehabilitador, este está orientado para a la rehabilitación activa por lo que debe ofrecer una oposición al movimiento.

En comparación a otros países el Ecuador tienen un promedio bajo de estatura, las mujeres alcanzan 145 cm y los hombres 160cm. (eLife, 2016), según datos obtenidos de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (Ensanut, 2012) muestra la prevalencia de obesidad y sobrepeso en la población entre los 19 y 60 años, siendo 5'558.185 personas sufren de este mal. (INEC , 2012).

Según (Lefton & Malone, 2009), el peso de la pierna la cual va estar soportado por la estructura representa el 10% del peso la persona; el usuario que se ha considerado tiene un Índice de Masa Corporal (IMC) máximo de 26 por el ingreso del sensor, y de una estatura de 180 cm, este último dato es mayor al del promedio de nuestro país.

Para calcular el peso corporal se hace uso de la expresión:

$$\text{IMC} = \frac{W}{L^2} \quad \text{Ec. 3 (OMS, 1995)}$$

Dónde:

- IMC= Índice de masa corporal [kgf/m<sup>2</sup>].
- W= Peso.
- L= Longitud persona.

Al despejar el peso (W) en la ecuación 3, se obtendrá la masa corporal requerida:

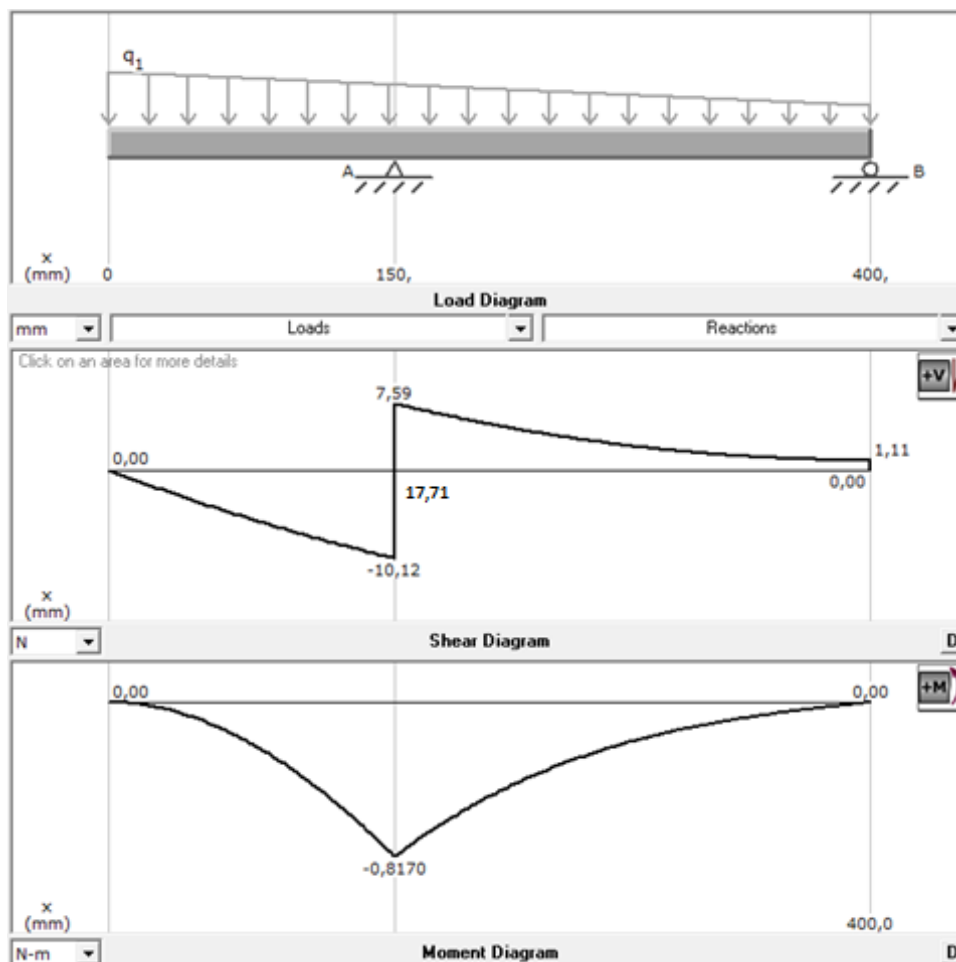
$$W = \text{IMC} * L^2$$

$$W = 26 * 1.8^2$$

$$W = 84.24 \text{ Kgf}$$

$$\text{si } 1\text{Kgf} \approx 9.81\text{N} \Rightarrow W = 185.72 \text{ lbf} \approx 826 \text{ N}$$

Obtenido del resultado anterior se debe sacar el 10% del peso del individuo siendo que este pertenece a la pierna (Lefton & Malone, 2009) que es 83[N], luego de haber obtenido este peso se utiliza para realizar el análisis estático, se empieza el análisis del soporte de la pierna, se utiliza el diagrama de cuerpo libre de la figura 39, donde la carga distribuida es  $q_1=83$ [N].



**Figura 39:** Diagrama de cuerpo libre y cargas de barra de soporte

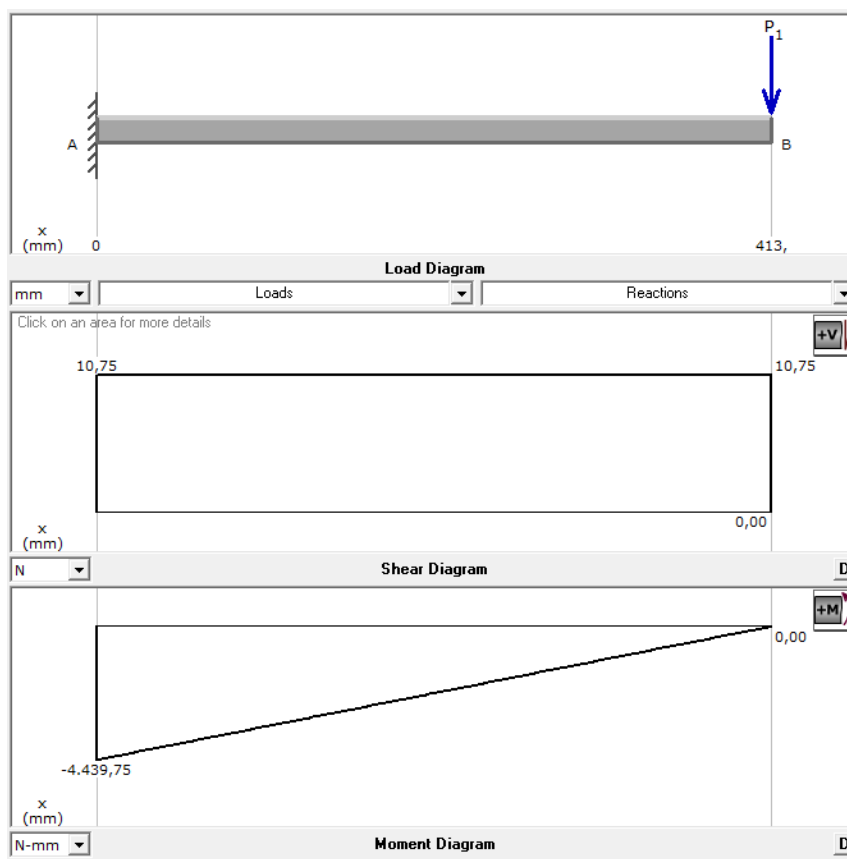
Del diagrama de cargas, (ver Figura 39) se obtiene que la reacción en el punto A= 17,71[N] y el momento en este punto es -0.8170[N-m], según el diseño conceptual este tiene un inclinación para la adaptación al usuario, siendo esta de 31° con respecto al eje horizontal, por lo cual es necesario calcular su reacción en el eje y, (ecuación 4).

$$A_y = \sin 31^\circ * A \quad \text{Ec. 4}$$

$$A_y = \sin 31^\circ * 17,71[\text{N}]$$

$$A_y = 9.12 [\text{N}]$$

En la columna se repite el diagrama de cuerpo libre con una carga puntual en el extremo  $P_1=10.75$  [N], (ver la figura 40), que es la suma de  $A_y$  y el peso de la barra de soporte. En la figura 40, del diagrama se obtiene la reacción en el punto B= $10,75$  [N], así como el momento máximo que es de  $4.34$  [N-m].



**Figura 40:** Diagrama de cuerpo libre y cargas de columna

### 3.1.9 Selección de materiales adecuados

Se toma en cuenta los requerimientos de diseño, para ello se selecciona los materiales:

- Aluminio 6061
- Acero ASTM A36
- Acero AISI 1020



La estructura estática está diseñada utiliza acero ASTM A36, por ser acero estructural de buena soldabilidad, además que es uno de los tipos más comunes, por disponibilidad en el mercado local y excelente resistencia, (ver tabla 29), reuniendo los requerimientos de diseño conceptual.

**Tabla 29**

**Propiedades de acero ASTM A36**

Aceros				
Designación del material	Espesor	Resistencia a la tensión, $S_u$ (Mpa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Ductilidad (% de elongación en 2 pulgadas)
ASTM A36	$t \leq 8$ pulgadas	400	250	21

Fuente (Mott, 2006)

Los sujetadores de la extremidad se realizan en neopreno. El uso de este material se debe a la elasticidad, conductividad térmica, impermeabilidad y adecuada respuesta en contacto con la piel, (Santamaría, 2016). Estos sujetadores se los conocerá como soporte de pierna según se observa, (ver figura 28a), bota de pie, (ver figura 38b), y banda para el muslo, (ver figura 57c).

Para comprobar que la selección de material es adecuada, se procede a calcular el factor de seguridad por análisis por esfuerzo de tensión (Beer, 2007), en los dos elementos que están sometidos directamente a la fuerzas que soporta el soporte estático. El primero en ser analizado es la barra de soporte, para esto se obtiene primero el módulo de sección ( $S$ ) con la ecuación 5, por ser la sección transversal de tubería usada según perfilaría estándar disponibles en el mercado, (Mott, 2006).

$$S = \frac{\pi(D^4 - d^4)}{32D} \quad \text{Ec. 5}$$

$$S = \frac{\pi * [(25.4\text{mm})^4 - (23.4\text{mm})^4]}{32 * (25.4\text{mm})} = 449.93\text{mm}^3$$

El valor del módulo de sección coincide con el dado por el fabricante en el anexo C, luego se calcula el momento flector máximo haciendo uso de la ecuación 6, para luego utilizar la ecuación 7, se usa la resistencia a la tensión ( $S_u$ ) de la tabla 29, que

sirve para asignar el factor de seguridad (N) y así asegurar que el soporte estático resiste la fuerza a la que estará sometida.

$$\sigma_{\text{flex}} = \frac{M_{\text{max}}}{S} \quad \text{Ec. 6}$$

$$\sigma_{\text{flex}} = \frac{0.817 \text{ Nm}}{0.449 \times 10^{-6} \text{ m}^3} = 1.81 \text{ MPa}$$

El factor de seguridad que se asume es de 2, debido a que este es el máximo valor para cargas estáticas y exista un alto grado de confianza en todos los datos de diseño, (Mott, 2006).

$$\sigma_{\text{flex}} < \frac{S_u}{N} \quad \text{Ec. 7}$$

$$1.81 \text{ MPa} < \frac{400 \text{ MPa}}{2}$$

Para la columna se toma la carga  $A_y$  de la ecuación 2, además de esto el peso de la barra de soporte que es 1,63 [N] en el eje y, al sumar estos dos valores se procede a calcular los valores anteriores esta vez para la sección transversal de un perfil estructural de correa, siendo el módulo de sección utilizado el brindado por el fabricante  $S=2.74 \text{ cm}^3$ , anexo C, luego se calcula con ecuación 4 el momento de flector máximo.

$$\sigma_{\text{flex}} = \frac{4.34 \text{ Nm}}{2.74 \times 10^{-6} \text{ m}^3} = 1.58 \text{ MPa}$$

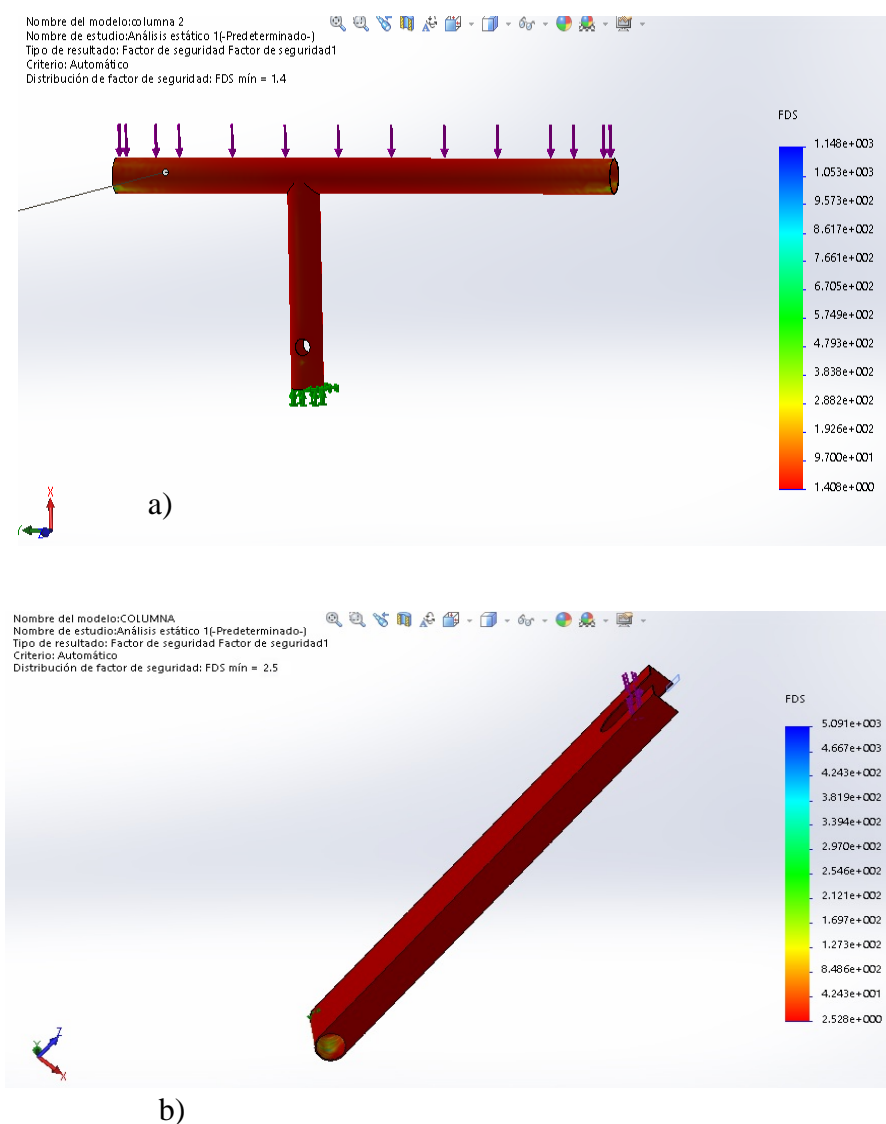
Para la ecuación 7, se procede a realizar la comparación con el factor de seguridad seleccionado anteriormente. Ambos resultados obtenidos de los cálculos de cada elemento satisfacen la inecuación por lo que se determina el factor de seguridad elegido es correcto.

$$1.58 \text{ MPa} < \frac{400 \text{ MPa}}{2}$$

### 3.1.10 Verificación con Software

La comparación se realiza al factor de seguridad, mediante esta se verifica los datos calculados y determina la seguridad de cada elemento del diseño del soporte estático.

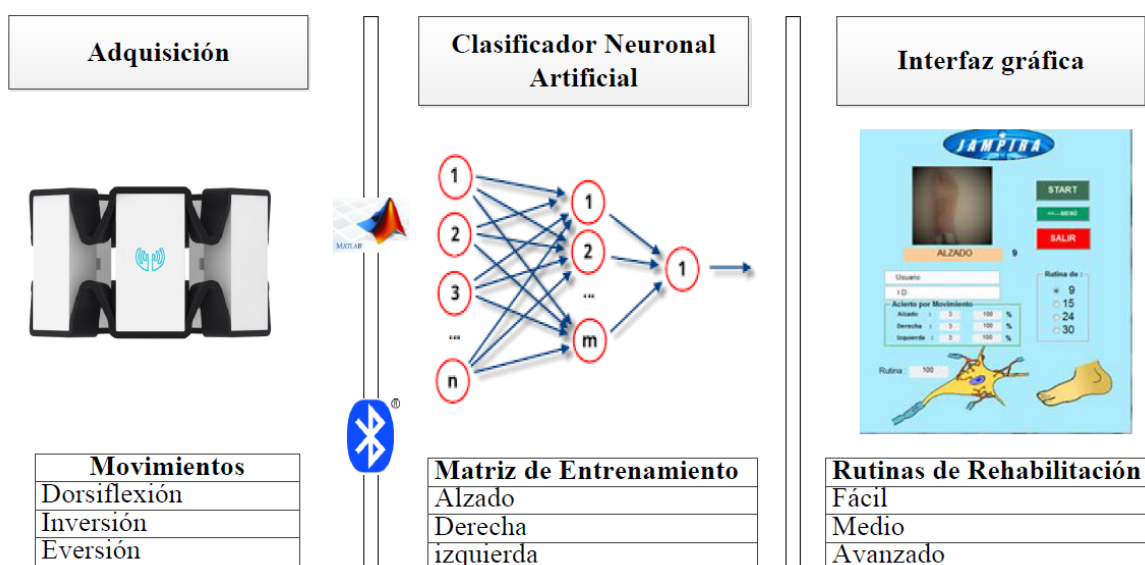
En la figura 41a se muestra la simulación mediante el software CAD, en la que se obtuvo un factor de seguridad mínimo de 1.5 en la barra de soporte, mientras en la figura 41b se observa que el factor de seguridad mínimo obtenido es 2.5, lo que en promedio es 2.



**Figura 41:** Factor de seguridad a) barra de soporte, b) columna

### 3.2 Diseño del Clasificador Neuronal

A través de redes neuronales se busca clasificar los movimientos realizados, para que en cada terapia se busque identificar el número de movimiento planteados en una rutina precargada, el diseño de la red describe la sección del software, que se encuentra incluida en el diagrama de la figura 42.



**Figura 42:** Diagrama de organización de funciones del clasificador

#### 3.2.2 Criterio de selección de la red multicapa.

Una red funcional es multicapa ya que los valores no son lineales, esta sería la opción más directa ya que con una capa oculta se cumple la condición de clasificador de movimientos, las diferencias entre perceptrón y adaline se consideran en la tabla 30. Una red adaline considera dar prioridad a minimizar el error entre el resultado en la capa de salida y la capa oculta que este cerca del 10% ya que de sobrepasar este valor se considera aumentar una capa más o reducir el número de neuronas.

**Tabla 30****Comparación entre perceptrón y adaline**

	<b>Perceptrón</b>	<b>Adaline</b>
Salida	Binaria	Decimal
Error	Sola analiza si el clasificador se equivoca o no	Considera la medida de cuanto se ha equivocado la red
Razón de aprendizaje	Ninguno	Hay una razón de aprendizaje para regular cada equivocación al modificar los pesos
Ponderación de aprendizaje	Ninguno	Pondera el aprendizaje con un valor de 0 o 1

**Fuente:** José. M Valls (2007)

### 3.2.3 Arquitectura Adaline

Esta red basa su salida en cuánto se ha equivocado la salida del patrón mostrado en la de entrada, para compararlo con el patrón de entrenamiento, con el objetivo de tener un error relativo porcentual.

Se considera dos tipo de valores entradas y salidas, esto son parámetros de evaluación en la ecuación 8, con el propósito de tener pesos sinápticos que puedan dar una compatibilidad deseada que identifique que entrada pertenece a que salida interconectadas por conexiones sinápticas

$$E = \sum_{p=1}^m E^p = \frac{1}{2} \sum_{p=1}^m (\text{Salida} - \text{entrada})^2 \quad \text{Ec. 8}$$

Dónde:

**E**= error Global

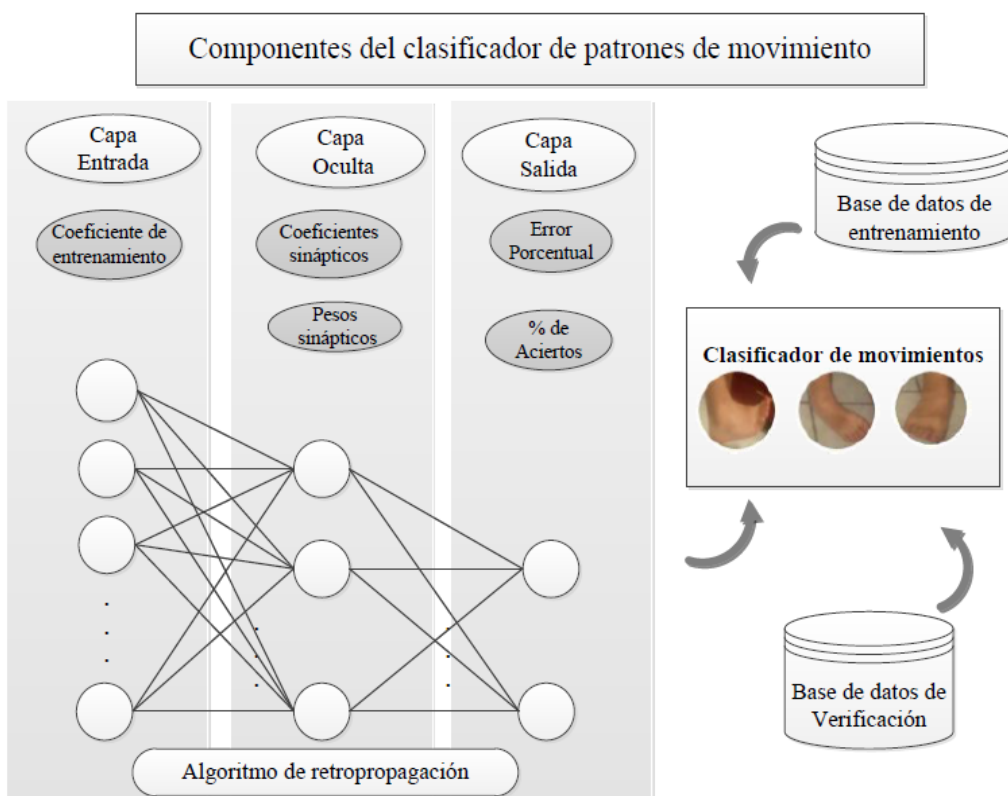
**E<sup>p</sup>**=error porcentual

**Salidas**= valores obtenidos en la última capa

**Entradas**= valores mostrados en la matriz de entrenamiento

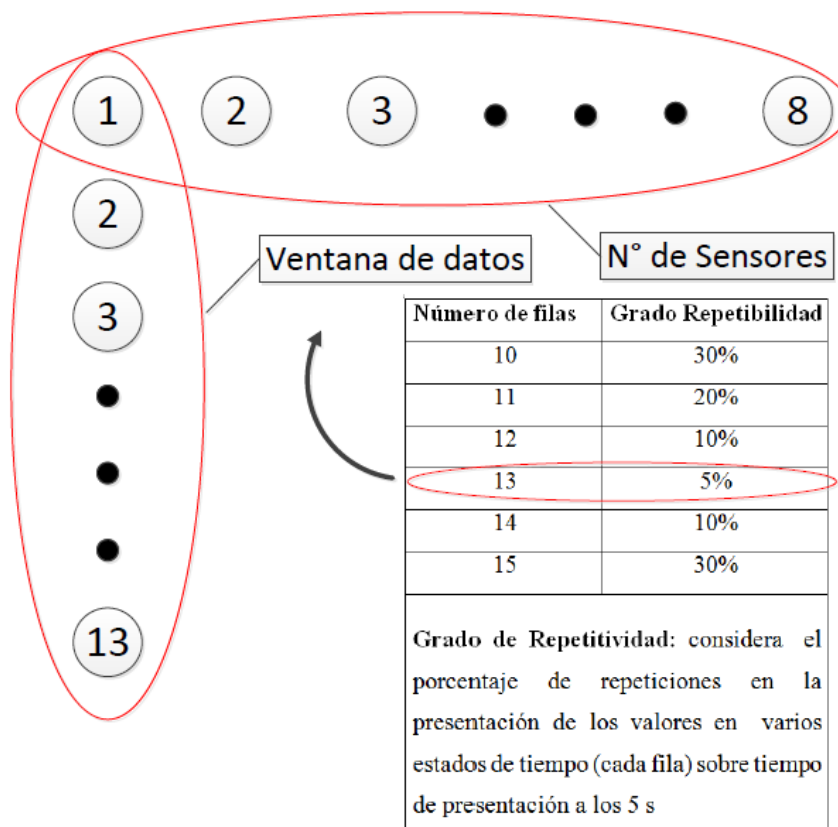
### 3.2.4 Selección de los componentes de la arquitectura

Los componentes en la arquitectura de la red tienen una mutua relación para la clasificación de movimientos, usan un algoritmo de retropropagación que describe en la figura 43 cómo se comporta la red. Cada función de activación surge por una necesidad de que las neuronas produzcan una salida acotada. Si se compara con los puntos más altos de una neurona biológica no es raro pensar que las respuestas tengan un rango definido de reconocimiento, (Burgos, 2016).



**Figura 43:** Los Elementos de la red clasificadora de movimientos

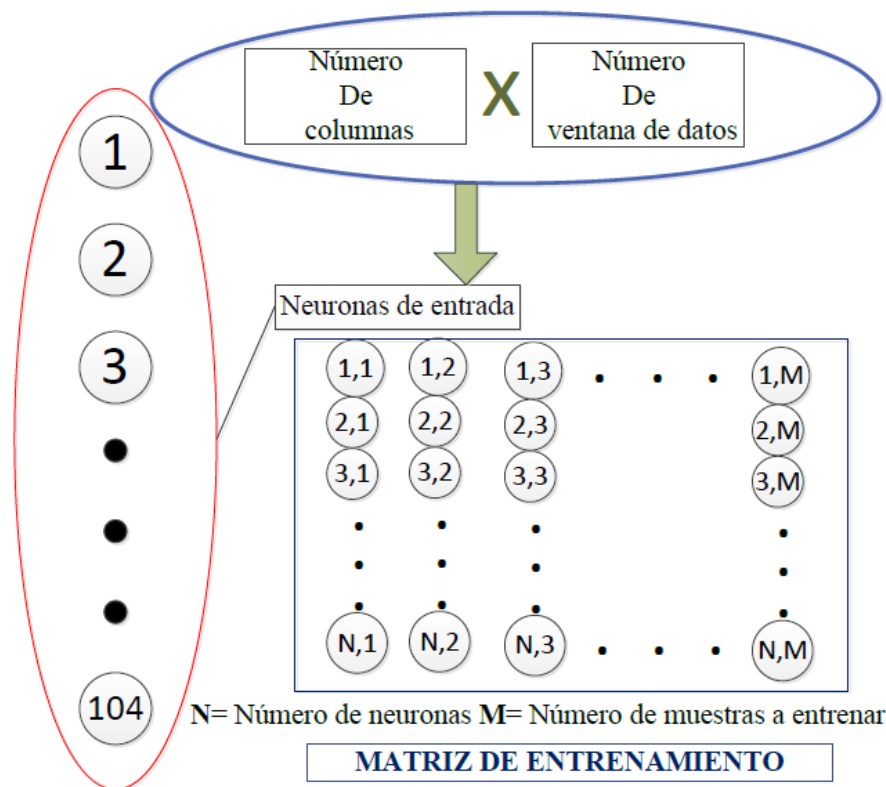
Las matrices de movimiento que están compuestas de vectores seleccionados para cada tipo de movimiento requieren de una red que pueda reunir las matrices como patrones de reconocimiento de las amplitudes mayores en cada posición del vector como se detalla en la figura 44.



**Figura 44:** Descripción de la matriz de movimiento

Si se multiplica el número de sensores con el número de filas, se tiene un solo vector llamado vector movimiento, que agrupa varios vectores y arman la matriz de entrenamiento. El número de filas es igual al número de entradas de la red, entonces el número de vectores agrupados dependerá de la necesidad datos en la red. Para el clasificador de movimientos se toma en cuenta varios ensayos desde 100 hasta 500 vectores por cada movimiento, con el fin de determinar la necesidad del tamaño de la matriz, bajo el criterio, mientras mayor sean los datos menor será el error de entrenamiento, pero a su vez si los datos superan un número aproximado el error de verificación se ve afectado porque la red entra en un bucle de memorización de datos.

A partir de la obtención de la matriz de entrenamiento en la figura 45, se considera determinar parámetros distintos tras cada movimiento, determina que el caso es no lineal esto presenta un grado de dificultad mayor, requiere de una red con más complejidad; como la solución más cercana es trabajar con un número indeterminado de matrices de muestra y armar un patrón de reconocimiento, esto pretende minimizar el margen de error en la respuesta del sistema.



**Figura 45:** Conjunto de vectores movimiento en una matriz de entrenamiento

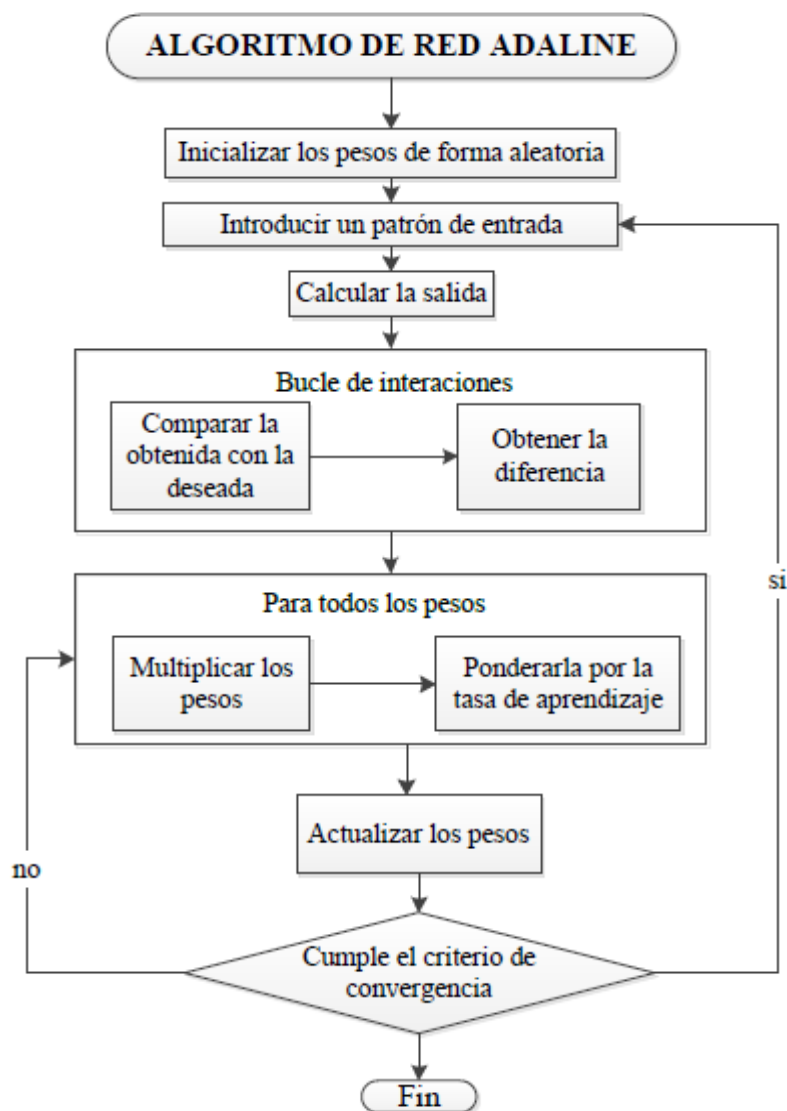
Existen muchas posibilidades de solución para este caso, si se tratase de una red lineal adaline sería la solución adecuada. El error mínimo para entrenamiento y verificación debe ser cercano a cero, si este caso alcanza minimizar el valor es considerable que la red cumple su propósito y esto lo describe el diagrama.

Las matrices obtenidas cumplen con la condición de tener una capa oculta ya que su región de interés queda delimitada por una subregión que converge en una solución, estas matrices están son: (ver anexo D).

### 3.2.5 Algoritmo de la red adaline

Dentro de un proceso de interacciones van mostrándole uno a uno los patrones y van a modificar los pesos sinápticos utilizando la regla del gradiente y según el error cuadrático medio se va actualizando por los pesos sinápticos como en la figura 46.





**Figura 46:** Diagrama de flujo del algoritmo adaline

Lo datos de muestreo en los usuarios buscan que se sujeten a las condiciones:

- ✓ El pie será inmovilizado por la estructura estática
- ✓ El sensor será ubicado en el área tibioperoneoastragalina
- ✓ Se realizan movimientos con intervalos de 5 segundos alzado, derecha e izquierda (ver anexo E).

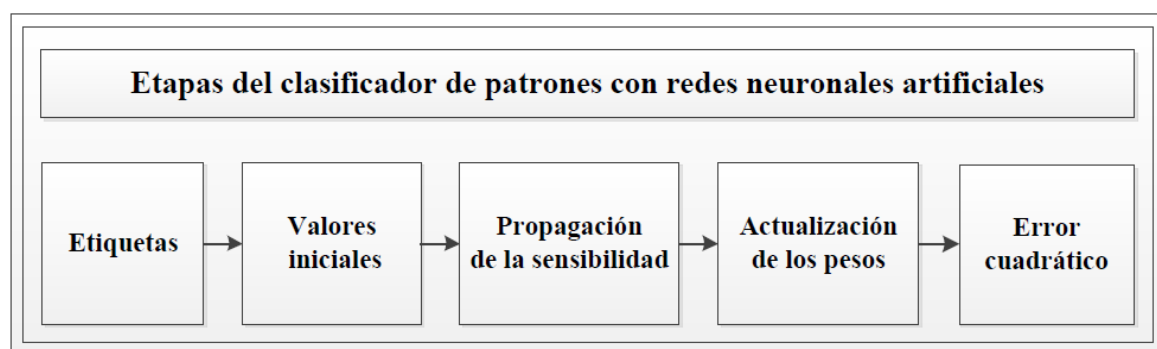
En la sección de código de la tabla 31, describe la propagación de cada neurona de entrada hacia las neuronas en la capa oculta, actualizar los pesos sinápticos y describir el error porcentual de entrenamiento que resulta de cada ciclo en el que se actualiza los coeficientes sinápticos, (ver anexo J.2).

**Tabla 31**  
**Sección de la programación de entrenamiento.**

Código	Descripción
$a1 = \text{tg\_sig}(W1 * P(:,q) + b1);$ $a2 = \text{tg\_sig}(W2 * a1 + b2);$	Propagación de la entrada hacia a la salida
$er = T(:,q) - a2;$ $s2 = -2 * \text{diag}(1 - a2.^2) * er;$ $s1 = \text{diag}(1 - a1.^2) * W2' * s2;$	Retropropagación de las sensibilidades
$W2 = W2 - \text{alfa} * s2 * a1';$ $b2 = b2 - \text{alfa} * s2;$ $W1 = W1 - \text{alfa} * s1 * P(:,q)';$ $b1 = b1 - \text{alfa} * s1;$	Actualización de pesos sinápticos y polarizaciones
$ec(q) = er' * er;$ $e\text{cm}(\text{Epocas}) = \text{sum}(ec) / Q;$	Error Cuadrático de entrenamiento

### 3.2.6 Red de clasificación multicapa adaline

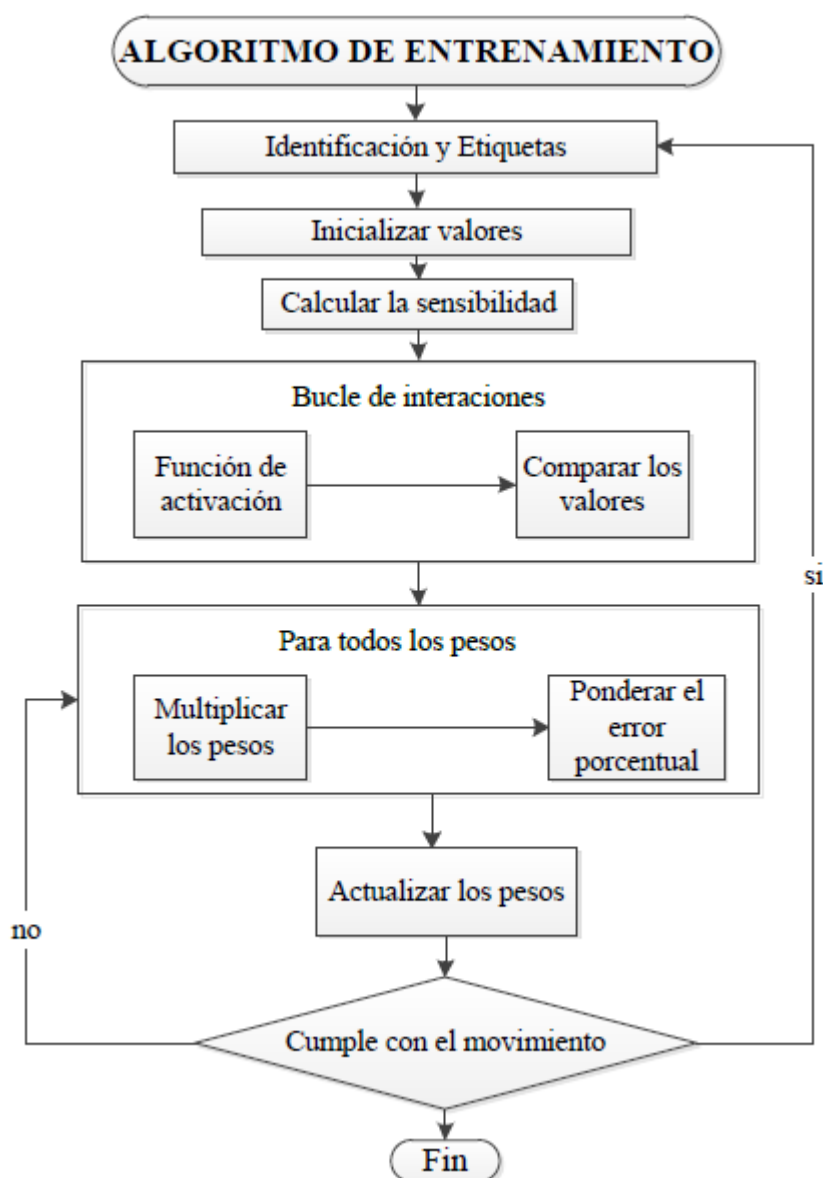
La red debe reconocer las matrices de movimiento al compararlas con la matriz global de entrenamiento, además que comparta el porcentaje de acierto que tuvo en la identificación de los movimientos y el error cuadrático medio sea cercano a cero el reconocimiento de patrones para esto se considera etapas en el diseño del clasificador como en la figura 47.



**Figura 47:** Etapas del clasificador de redes neuronales

### 3.2.7 Algoritmo de entrenamiento

Los valores planteados para el algoritmo son 104 neuronas de entrada, mediante la metodología experimental se compara el comportamiento a partir de 5 a 20 neuronas, para evitar la sobresaturación de memoria y un sobre aprendizaje (overfitting), una capa oculta y una constante de entrenamiento de 0,001 además presentar los resultados en una neurona en la capa de salida. Estos datos de inicialización se comprenden con la estructura de clasificador como lo planteado en la figura 48.



**Figura 48** Diagrama del algoritmo de entrenamiento

La estructura de la red contiene valores modificables para sintonizar los mejores valores y que el funcionamiento de la red pueda mejorar.

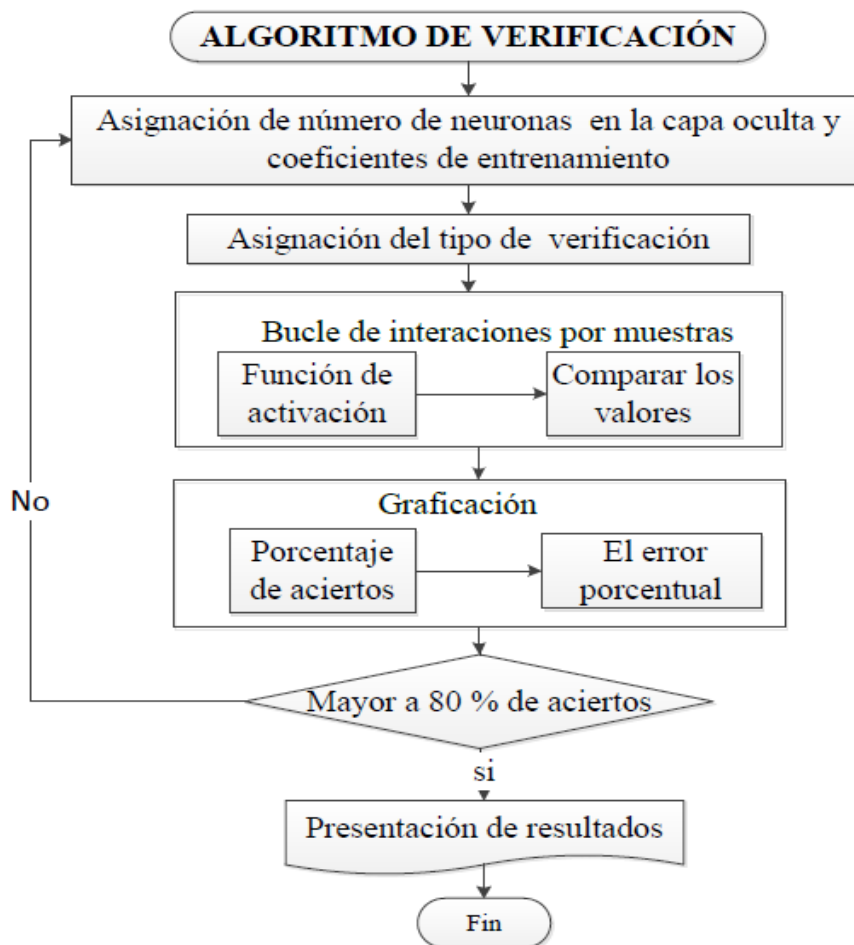
- Etiquetas.- Crea su propia representación de la información dentro de la arquitectura, quitándole esta tarea al usuario para clasificar los movimientos, para el aprendizaje que trata en proporcionar a la red datos como entrada para que en el proceso indique cual es la salida esperada.
- Valores iniciales.- Una red neuronal se construye de unidades llamadas neuronas las mismas que reciben un cierto número de entradas que interconectadas emiten salidas y con un margen de realimentación dada por el coeficiente de restitución.
- Función de activación.- Esta cumple con la evaluación de los pesos y coeficientes sinápticos ingresados en la fórmula para categorizar si cumple con el criterio de identificación de etiquetas mediante una función de evaluación, que se aplica al valor devuelto por la función de activación.

Aplicada para modificar los valores de aprendizaje, la más utilizada es la función tangente sigmoidea (para obtener valores en el intervalo (0,1)) y la tangente hiperbólica (para obtener valores en el intervalo (-1,1)).

### **3.2.8 Algoritmo de verificación**

Con el fin de comprobar los valores ingresados y el margen de error global obtenido que este incluye el error porcentual simulado, error porcentual de entrenamiento y el error porcentual con el prototipo físico, que a continuación se presenta en la Figura 49.

Nota: La arquitectura es un aporte de estudio para investigaciones a favor de nuevos productos innovadores que nacen de la interacción de conocimientos entre usuarios que buscan resolver problemas a través de redes neuronales artificiales (HackeandoTec, 2016).



**Figura 49:** Diagrama de flujo del algoritmo de verificación

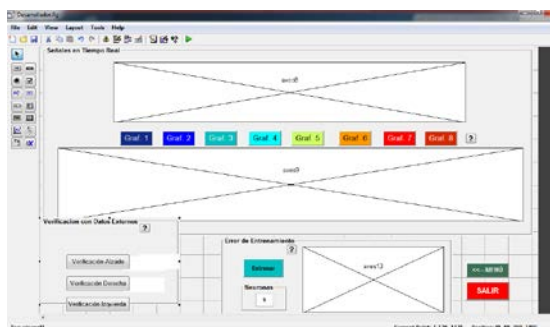
En la sección de código de la tabla 32 se confrontan las neuronas de la capa oculta con las neuronas de la capa de salida actualizando los coeficientes para obtener un error porcentual de verificación, (ver anexo J.3).

**Tabla 32**  
**Sección del código de verificación**

Código	Descripción
$a1 = tg\_sig(W1*aluni(:,po)+ b1);$ $f=\max(W2*a1 + b2)$ $a\ iwin(q) = \max(W2*a1 + b2)$ $reconocer = iwin(q)-1;$	Confrontación entre las neuronas con los coeficientes
$a1 = tg\_sig(W1*vec + b1);$ $[a\ iwin(q)] = \max(W2*a1 + b2);$ $numeroconocido = iwin(q)-1 ;$	Cargar base de datos de cada movimiento
$al=(acierto*100)/(rutina/3);$ $exito=(al+de+iz)/3;$	Cálculo de porcentaje de éxito

### 3.3 Diseño de la interfaz gráfica.

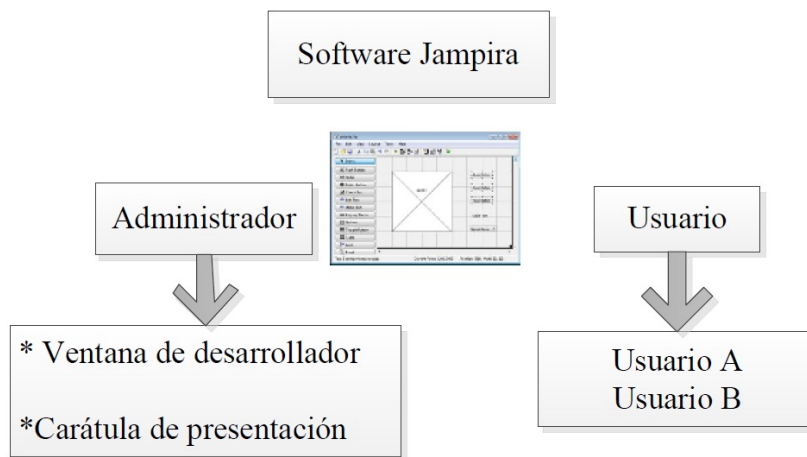
Es necesario que entre el usuario y el programa exista un entorno de interacción gráfica para una mayor facilidad de uso, en la cual el paciente que este en recuperación pueda se guiado de forma amigable para esto se usa la interfaz gráfica de usuario (GUI) de Matlab (ver figura 50), se indica el proceso en esta sección.



**Figura 50:** Área de trabajo GUI

#### 3.3.1 Ventanas de la interfaz gráfica del programa

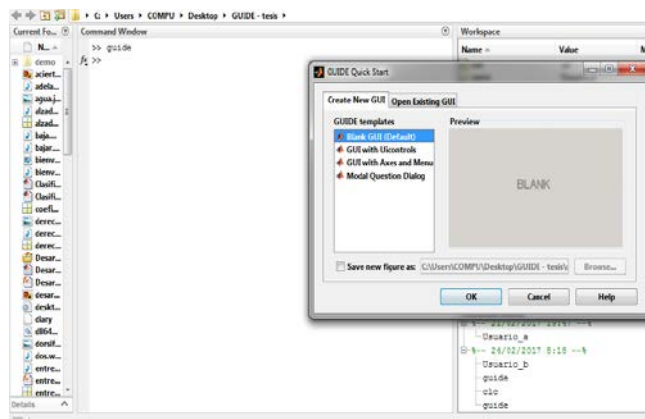
El programa cuenta con cuatro ventanas para su uso, las cuales están distribuidas como caratula de presentación, ventana de desarrollador, usuario a y usuario b, de los cuales los dos últimos están destinados para el usuario final y los demás para el administrador del sistema (ver figura 51).



**Figura 51:** Asignación de las funciones a las ventanas

### 3.3.2 Creación de la interfaz

Para la creación de la interfaz se ingresa el comando `guide` en la ventana de comando, la cual despliega la ventana GUIDE Quick Start para el inicio del diseño de las ventanas (ver figura 52), se selecciona el botón `ok` e inicia la ventana de trabajo.







**Figura 52:** Venta inicio de GUIDE

Para el desarrollo del entorno gráfico Matlab cuenta con diversos elementos de los cuales en el diseño intervienen los que se encuentran descritos en la tabla 33.

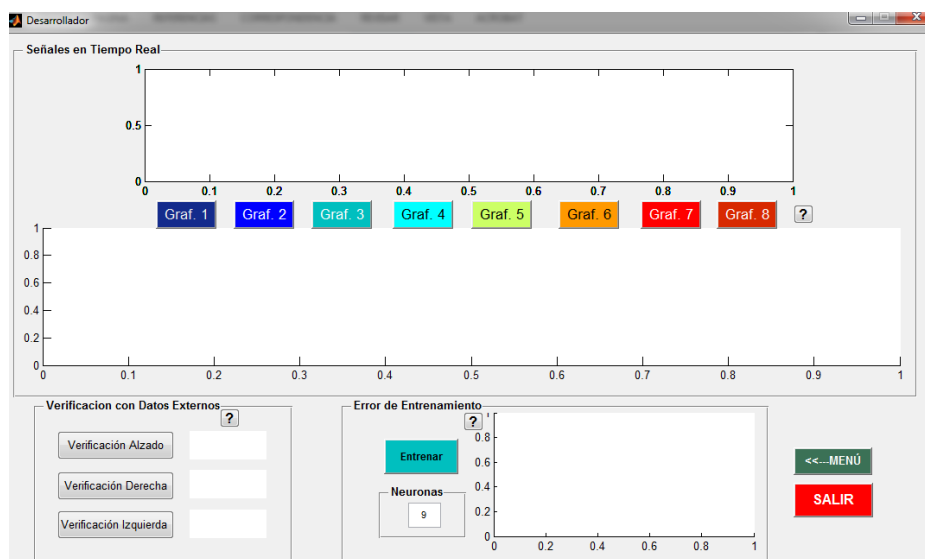
**Tabla 33**

#### Descripción del menú de herramientas

Elemento	Descripción
Botón 	Se usa para asignarle la dirección a una variable o llamar a proceso de código.
Texto estático 	Permite observar un texto que describe la acción realizada en el espacio de trabajo de Matlab.
Texto editable 	Permite ingresar un texto que describe la acción realizada en el espacio de trabajo de Matlab.
Gráfica 	Permite observar la posición en el espacio que ocupa una variable en función del tiempo.

### 3.3.3 Ejecución de la interfaz gráfica

La ejecución del programa se presenta en una dimensión predeterminada de la ventana en el área de trabajo o configuración, dentro de la ventana de desarrollo aparecen las imágenes del sensor y los botones que tienen asignada que tipo de sensor se presenta, además de un botón que habilita el entrenamiento de la red en tiempo real y un ingreso por teclado del número de neuronas en la capa oculta que requiere para el entrenamiento (ver figura 53), las demás ventanas están detalladas en el anexo N.



**Figura 53:** Ejecución de la ventana de desarrollo



## CAPÍTULO IV

### PRUEBAS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se realiza pruebas de cada módulo que conforman el prototipo de rehabilitación y cumplen actividades como adquirir la señal, clasificar la señal y presentar los resultados con la iniciativa de verificar el funcionamiento de forma separada y sistema en conjunto.

Los valores RMS presentados como la base de datos de registros de entrenamiento son EMG para identificar los gestos corporales que varían en función de la actividad neuronal, en condiciones externas y cambios de velocidad al moverse. A partir de estas dinámicas se determinan patrones idénticos con valores RMS altos y respuesta transitoria con valores mínimos cercanos a cero, (O'Neill, 1995).

El estado transitorio de la señal describe el estado de reposo en el que la identificación sea mínima y no se accione el umbral de activación lo mismo que quiere describir un estado transitorio cercano a cero. Los estudios realizados han determinado el tiempo mínimo que se requiere para detectar la intención de movimiento esta entre [0.3 hasta 2] RMS (Hudgins, 1993). La base de datos que se conforma debe tener valores afines a las regiones de interés las misma que son clasificadas por dos capas y su cálculo una media de valores para encontrar los límites de esta área deben ser mínimo 60% de patrones idénticos para que la red converja el error al mínimo para entrenamientos aleatorios, (Barrero, 2003).

Para llevar a cabo se plantean 4 ejercicios que fortalecen varios aspectos importantes del proyecto de clasificación de movimientos con redes neuronales para identificar las reacciones sobre los estímulos voluntarios en el área muscular que tienen relación con ejercicios de rehabilitación dorsiflector inversión y eversión.

- Prueba de adquisición de señales con el sensor Armmyo

Esta prueba revela el funcionamiento del sensor en el área tibioperoneoastragalina como un brazalete colocado en el tobillo que reconoce los estímulos musculares.

- Prueba de los patrones de movimiento en la región de interés  
Los patrones recibidos en la etapa de adquisición deben ser fácil identificables entre los tres movimientos, esta prueba se enfoca a darle valor a la matriz de entrenamiento.
- Prueba del éxito del entrenamiento entre verificación real vs verificación simulada  
El error del entrenamiento debe ser lo más pequeño de ellos se dependerá el éxito del clasificador de movimientos a través de redes neuronales artificiales.
- Prueba de Acierto de movimientos del clasificador de redes neuronales artificiales  
La identificación de las matrices RMS obtenidas al realizar movimientos deben ser reconocidas como mínimo en un 80% de los movimientos planteados en las rutinas de ejercicios.

#### **4.1 Prueba #1 La adquisición de señales con el sensor Armmyo**

Se toma en cuenta el sensor Armmyo colocado sobre una persona, la misma realiza los ejercicios de dorsiflexión en diferentes posturas de la persona si se encuentra en posición vertical, horizontal y sentada, se toma los valores RMS de las señales para identificar el punto máximo alcanzado cuando el músculo se estira y contrae de forma voluntaria en función del tiempo, toma el valor en el inicio, en el intermedio y al final de la rutina, además el valor que alcanza en el estado transitorio o reposo del músculo en estado involuntario, el mismo que no debe ser registrado por el umbral de activación para la comparación de patrones.

##### **4.1.1 Requerimientos para la prueba.**

- Persona de entre 15 y 30 años (por la contextura física para la colocación del sensor).
- Sensor Armmyo band. .
- Un computador i3 2370M CPU 2.4 GHz, 8.00 GB en RAM, Puerto USB.

- Software Matlab 2013b.
- Programa desarrollador de Jampira
- Gel dieléctrico (opcional)
- Cronómetro

#### 4.1.2 Desarrollo de la prueba

Esta prueba emplea una persona de 62 kg, altura de 172 cm y los requerimientos anteriores en un área doméstica de 3 m<sup>2</sup> con una silla y una cama de altura 40 cm.

##### a. Paso 1 Colocar el sensor

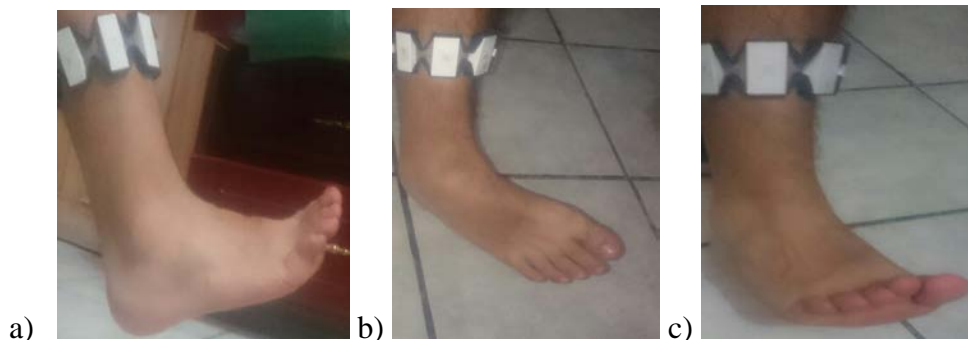
Previo a esto, revisar el estado de carga del sensor en su estado máximo de carga que es la luz indicadora verde, colocar el sensor en la extremidad derecha con un poco de gel dieléctrico a 5cm del tobillo como en la figura 54.



**Figura 54:** Colocación del sensor en la extremidad inferior derecha

##### b. Paso 2 Definir las rutinas de movimiento

Realizar tres movimientos dorsiflexión (alzado), planear (derecha) e inclinación (izquierda) cada diez segundos, y diez segundos para que el músculo repose para los movimientos en la figura 55.



**Figura 55:** Movimientos de la articulación tibioperoneoastragalina:

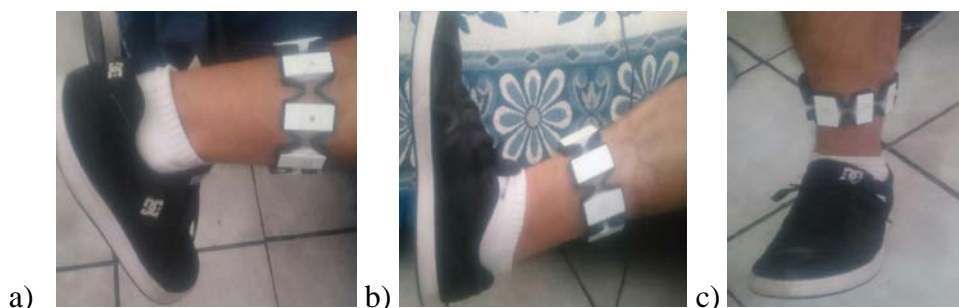
a) Dorsiflexión b) Inversión c) Eversión

### c. Paso 3 Generar una bitácora de valores RMS

Usar el programa de visualizador de señales en tiempo real, y realizar los movimientos cada 10 segundos como lo muestra la tabla del interfaz, anotar el valor obtenido de la tabla Workspace de Matlab y llenar una tabla de recopilación de información, (ver anexo F).

### d. Paso 4 Cambiar la postura de la persona

Ahora recuéstese en una superficie plana y repita el paso 1 y 3, de la misma manera realícelo con una postura horizontal recostada sobre el torso en una superficie plana, con la espalda en contacto con la superficie plana y sentada con la pierna a una inclinación de  $20^\circ$  desde el suelo en la figura 56.

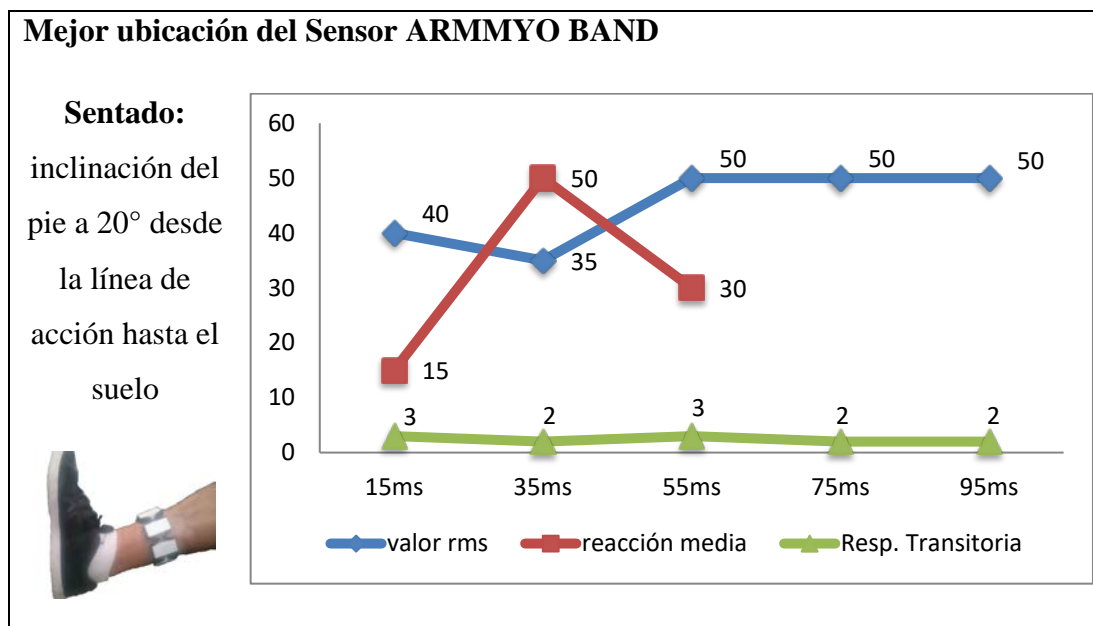


**Figura 56:** Movimientos de la articulación en:

a) Postura horizontal b) Postura sentado c) Postura vertical

### 4.1.3 Presentación de resultados

El valor máximo alcanzado llega a los 50 RMS tras cada interacción y la postura que tiene más alcances de esta interacción es la que la persona realiza los ejercicio sentado e inclinando su pie. El estado transitorio involuntario es de 2 RMS donde la reacción es mínima de los sensores y se puede tomar estos movimientos para la comparación dentro del clasificador, (ver figura 57).



**Figura 57:** Sentado es la Mejor opción para el posicionamiento del usuario

### 4.2 Prueba #2: Patrones de movimiento en la región de interés

La conformación de las matrices de entrenamiento deben tener una característica en común la misma que podrán definir que los valores estén en un margen de clasificación visual por interés de segmentación grupal, se busca dividirla con una línea si es de una capa y de dos líneas si se trata de 2 capas.

#### **4.2.1 Requerimientos para la prueba.**

Para las matrices que deben ser de 104 filas por 64 columnas tomadas cada 10 segundos en tiempo transitorio y 10 segundos en estado de descanso o reposo, utiliza los mismos requerimientos de la prueba anterior y también:

- Matrices de movimientos tomadas previamente para esta prueba.
- Marcador verde, rojo y amarillo.
- Script de adquisición de señal.

#### **4.2.2 Desarrollo**

Para esta prueba se utiliza las matrices de movimiento remarcadas detalladas entre 100 intentos por 104 entradas que se obtuvieron previas con el script adquisición de señal.

##### **a. Paso 1 Obtención de las matrices**

Las matrices de movimientos son tomadas en adquisición por cada movimiento en 10 segundos, se obtendrá una columna y dentro de una rutina de 20 repeticiones obteniendo una columna por cada una de ellas y el conjunto de estas será las matrices de entrenamiento.

##### **b. Paso 2 Marcar los valores RMS para cada movimiento**

Gracias al criterio de denotación de valores RMS de O'Neill se remarca los valores mayores a 20 RMS y menores a -20 RMS valorados por para denotar la región de interés de cada movimiento, los valores que quedan fuera pertenecen a un estado transitorio o de reposo que se forma por acciones involuntarias.

##### **c. Paso 3 Resaltar los valores más adecuados a la caracterización**

Resaltar los valores RMS más altos y asignarles un color para ser fácil distinguirlos de los valores cercanos a cero: (ver anexo D)

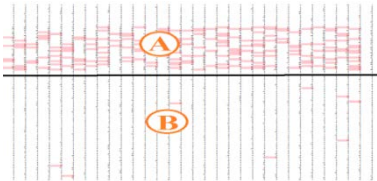
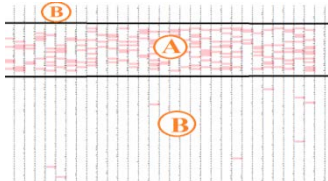
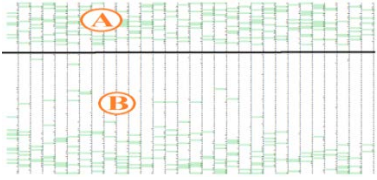
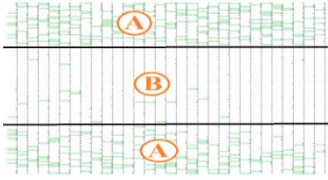
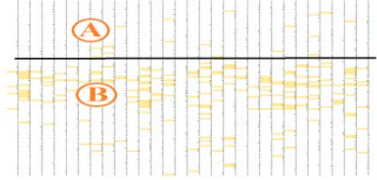

- Color rojo para el movimiento de dorsiflexión, (ver anexo D.1).
- Color verde para el movimiento de eversión, (ver anexo D.2).
- Color amarillo para el movimiento de inversión, (ver anexo D.3)

#### 4.2.2 Presentación de resultados de las regiones de interés

La sección A y la sección B son regiones que presentan el interés de clasificación de las muestras para la identificación del usuario (ver tabla 34).

**Tabla 34**

#### Región de identificación de patrones por Redes Neuronales

Regiones	Una capa	Dos capas
<p><b>Alzado</b></p> <p>La región pintada de rojo son los valores para alzado</p>		
<p><b>Derecha</b></p> <p>Las regiones pintadas de verde pertenecen a la derecha</p>		
<p><b>Izquierda</b></p> <p>La región pintada de tomate pertenecen a izquierda</p>		
<p><b>Una capa</b>= Una red de una capa de entrada y una de salida</p> <p><b>Dos capas</b>= Una red de una capa de entrada, una capa intermedia o capa oculta y una de salida</p>		

### **4.3 Prueba #3: Éxito del entrenamiento entre verificación real vs simulada**

El éxito de una red multicapa adaline es que el error sea cercano a cero lo que se busca en esta prueba es que el éxito de las pruebas se compare con una versión simulada usa una base de datos externa distinta a la usada en la verificación en tiempo real.

#### **4.3.1 Requerimientos para la prueba.**

Utiliza los requerimientos de la prueba 1 y se añade también:

- Estructura estática
- Sujetadores de tobillo
- Silla con espaldar
- Base de datos externa de movimientos

#### **4.3.2 Desarrollo de la prueba**

Dentro de esta prueba se utiliza una silla con espaldar recto, computador de características mínimas, sobre una persona delgada de 68 kg y estatura 1,72 cm dentro de un área de 2 m<sup>2</sup>, el uso de gel es opcional y la base de datos es de 100 vectores para cada movimiento.

##### **a. Paso 2 Ubicarse en la estructura**

Se procede a sentarse cómodamente sobre la silla y descansar el pie sobre la estructura descansa sobre las bandas de sujetadoras y sujetándolo con firmeza, para evitar los movimientos involuntarios, (ver figura 59a).

##### **b. Paso 3 Entrenar la red con el GUIDE**

Abrir GUIDE de desarrollo para entrenar a la red y variar las neuronas en la capa oculta para obtener la gráfica de entrenamiento.



### c. Paso 4 Comparar el error cuadrático medio (ECM)

Subir desde 5 hasta 11 neuronas en la capa de oculta y anotar el éxito obtenido en anexo G y la gráfica obtenida del error cuadrático medio.

#### 4.3.3 Presentación de resultados

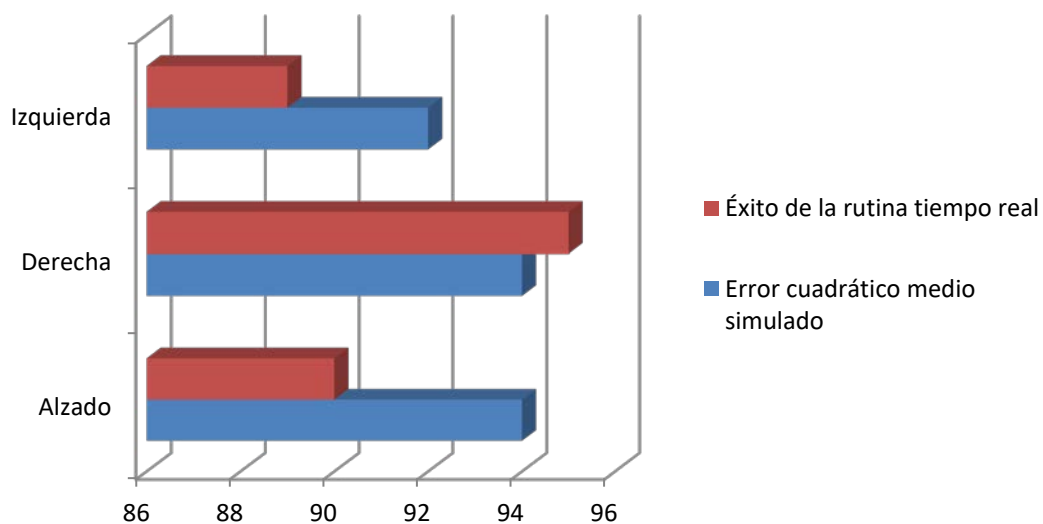
Comparar el éxito de entrenamiento vs éxito de aprendizaje y definir que el margen de diferencia sea entre el  $\pm 10\%$  y cercano al 100% de éxito de la rutina, (ver tabla 35).

**Tabla 35**

**Error Cuadrático medio vs Éxito de Rutina**

Movimientos	Error cuadrático medio simulado	Éxito de la rutina tiempo real
Alzado	94	90
Derecha	94	95
Izquierda	92	89

La variación entre el error medio visualizado y el obtenido a través del informe de resultados de Jampira en la figura 58.



**Figura 58:** Error Cuadrático medio vs Éxito de Rutina

#### **4.4 Prueba #4: Acierto de movimientos del clasificador RNA**

Para comparar el trabajo de la red para clasificar los movimientos de forma correcta se considera el éxito del movimiento, el cual está valorado en forma porcentual a partir de interacciones de 9, 15, 24 y 30 movimientos realizados sobre una misma persona describiendo el número de aciertos valiéndose de 4 ejercicios propuestos:

##### **a. Ejercicio 1 Secuencia Arriba, derecha e izquierda**

Realiza los movimientos planteados en forma alternada sin seguir ningún patrón común con el único objetivo de completar la rutina con igual número de aciertos para cada interacción.

##### **b. Ejercicio 2 Ordenada múltiplos de 3**

En este ejercicio se toma el número de interacciones y se divide para 3 y ese número serán las veces que el usuario haga el movimiento solo hacia arriba, a continuación el mismo número de veces pero solo a la derecha y finalmente hacia la izquierda.

##### **c. Ejercicio 3 Secuencial izquierda, arriba y derecha**

La secuencia de movimientos que el usuario debe cumplir es primero arriba, derecha e izquierda de forma alternada y en este orden, la secuencia terminará cuando las interacciones acaben.

##### **d. Ejercicio 4 Fija**

Cumplir la rutina con un solo tipo de movimiento alzado, a continuación hacer toda la rutina con derecha y finalmente toda la rutina con izquierda, cambiar el número de interacciones con el fin de fortalecer el reconocimiento para cada ejercicio.

#### **4.4.1 Requerimientos para la prueba.**

Se usa los requerimientos de la prueba 3 y además:

- Una hoja de control para registrar los movimientos

- El gel dieléctrico es necesario.

#### 4.4.2 Desarrollo de la prueba

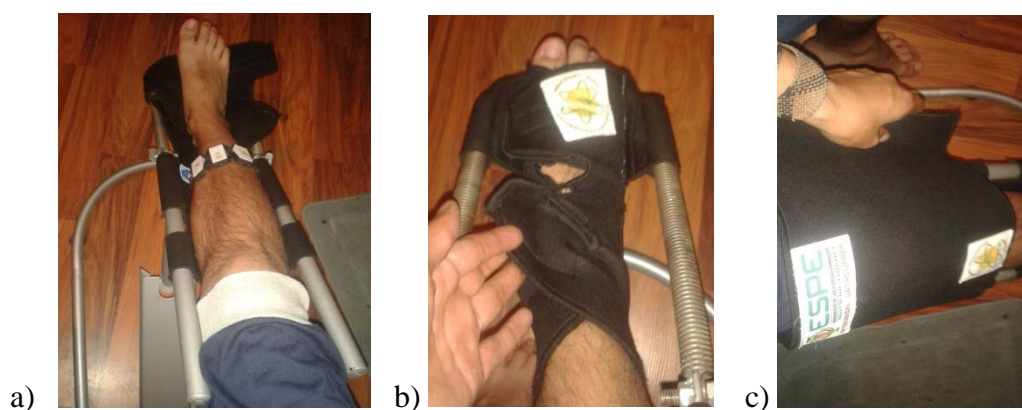
En esta prueba se toma consideraciones similares a la prueba 3 añadiendo que se requiere una superficie para colocar la computadora y ya que es una prueba larga duración de tiempo la silla debe ser cómoda.

##### a. Paso 1 Colocar el sensor

Previamente verifique que el sensor a su estado máximo que es cuando la luz indicadora se encuentra en verde antes de ponérselo en la extremidad derecha con un poco de gel dieléctrico como la figura 54.

##### b. Paso 2 Ubicarse en la estructura

Antes de empezar como en las pruebas anteriores colocarse el sensor con el gel dieléctrico. Se procede a sentarse cómodamente sobre la silla y descansar el pie sobre la estructura descansa sobre las bandas de sujetadoras y sujetándolo con firmeza, para evitar los movimientos involuntarios, (ver figura 59).

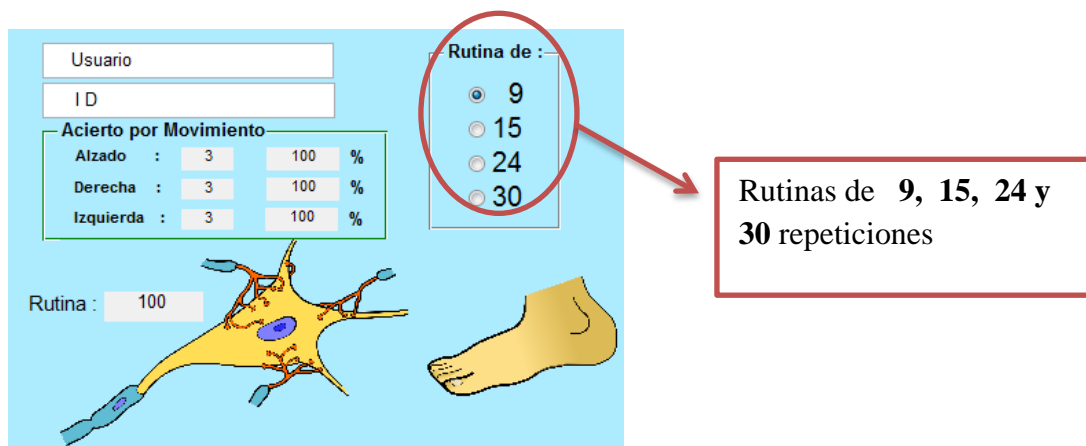


**Figura 59:** Colocación de la pierna sobre la estructura fija:

- a) Apoyar la pierna y colocar el talón en la bota, b) ajustar la bota al pie, c) Sujetar con una banda el muslo a la estructura.

### c. Paso 3 Abrir el clasificador GUI

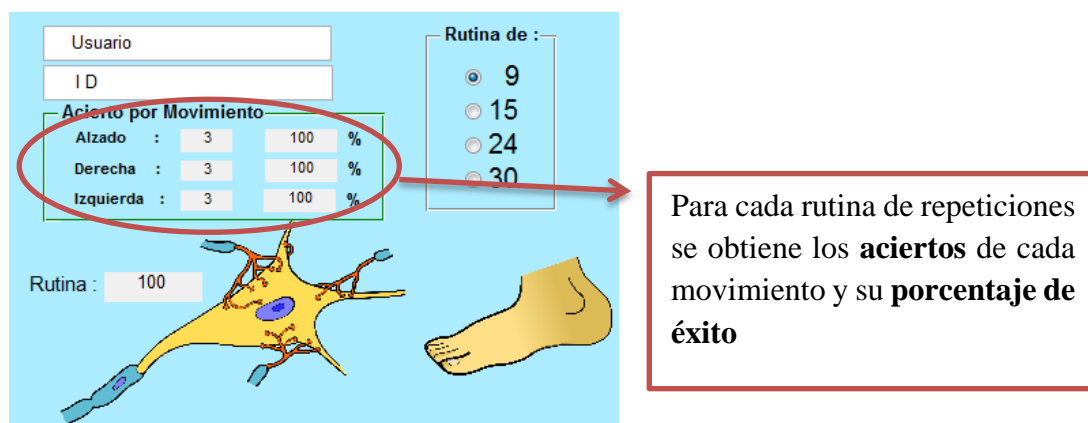
Dirigirse a la carpeta y ejecutar el archivo usuario, a continuación seguir los pasos para seleccionar la rutina (el número de repeticiones) para la identificación de los movimientos, primero seleccionar la rutina en la figura 60 y seguir las instrucciones.



**Figura 60:** Selección de la rutina de repeticiones

### d. Paso 4 Registrar los resultados en una tabla de valores

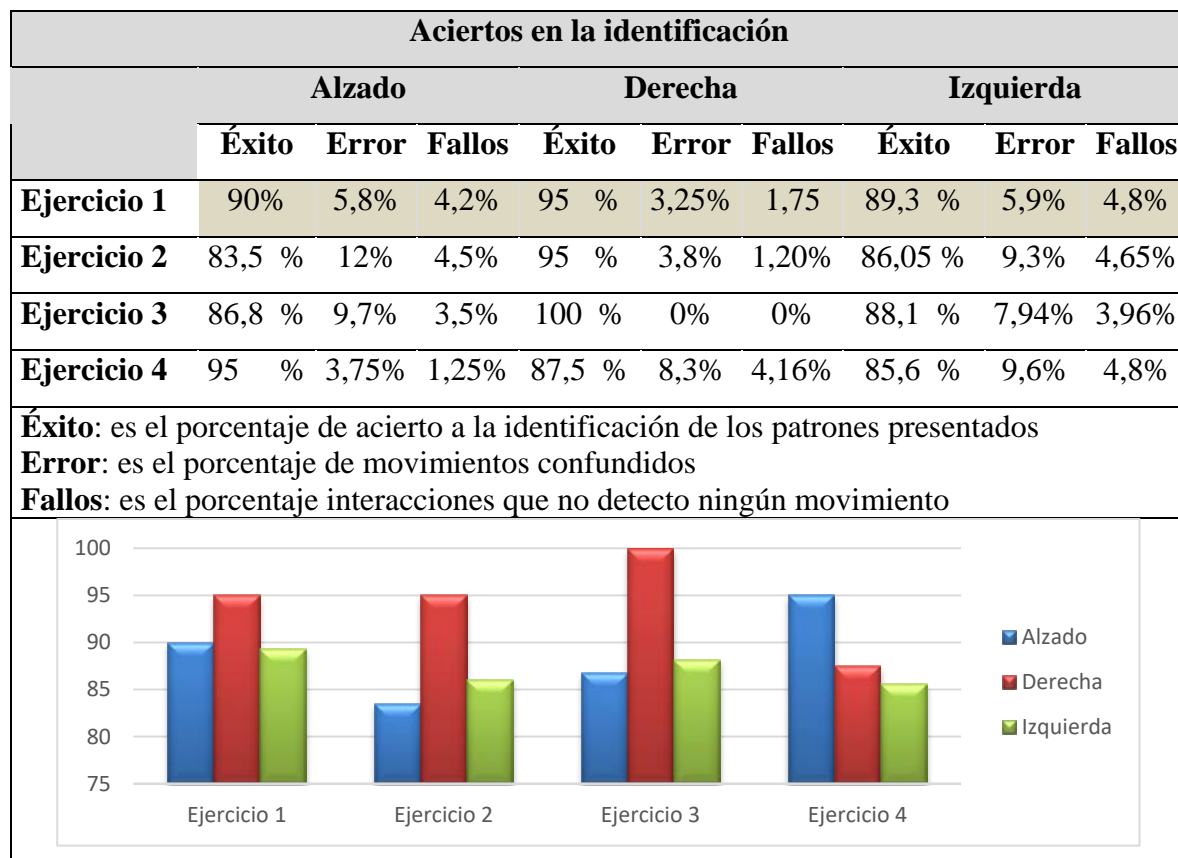
Al terminar la rutina anotar los valores de éxito y de acierto de movimiento descrito en la parte inferior de la pantalla de usuario, (ver figura 61) para llevar un registro de las veces que identifico y las que fallo del total de repeticiones, (ver anexo F).



**Figura 61:** Acierto de movimientos al terminar la rutina

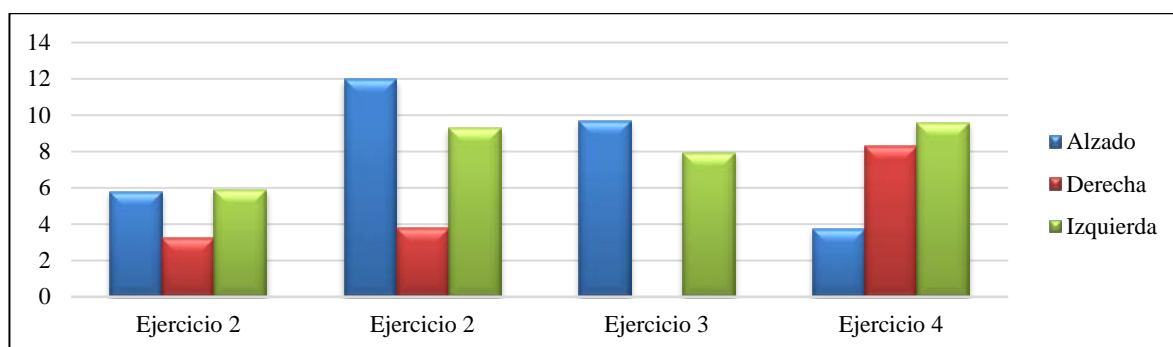
#### 4.4.3 Presentación de resultados

Se obtiene un promedio de los porcentajes de aciertos para 9, 15, 24 y 30 interacciones para cada ejercicio y buscar el ejercicio más adecuado que tenga un porcentaje de acierto cercano al 100% en cada movimiento, (ver figura 62).



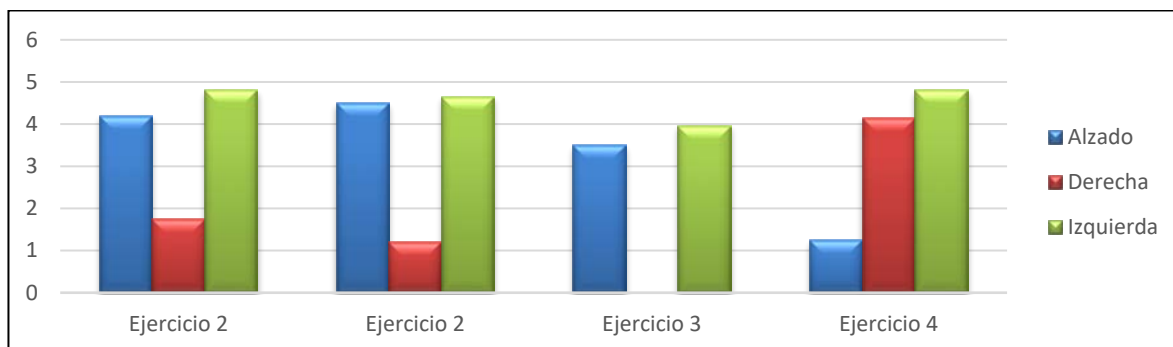
**Figura 62:** Porcentaje de Aciertos en la identificación de los 3 movimientos

Los fallos son el porcentaje de movimientos que no fueron registrados por el umbral de aceptación el mismo que no son reconocidos y su porcentaje está en la figura 63.



**Figura 63:** Porcentaje de fallos para identificación de los 3 movimientos

El error son resultados de una confusión entre categorías de la red (etiquetas) que por sus rangos RMS fueron un error de identificación, el éxito trata de que los estándares de error sean mínimos en este caso no mayores al 10 % en la figura 64.



**Figura 64:** Porcentaje de Error para identificación de los 3 movimientos

#### 4.5 Análisis de resultados y criterios de los especialistas

Los valores obtenidos en los resultados se comparan con los criterios obtenidos a partir de certificados de los especialistas médicos (ver anexo I), por el lado de especialistas técnicos en el área de inteligencia artificial se toma en cuenta la entrevista realizada al PhD. Marco Benalcázar con el objetivo de valorar el aporte que Jampira en los movimientos de dorsiflexión, inversión y eversión para que formen parte de una terapia de recuperación.

##### 4.5.1 Planteamiento del análisis

Para empezar se organiza dos frentes el área médica y el área de inteligencia artificial y se describe los posibles alcances que involucra que Jampira tenga éxito en su objetivo de rehabilitar.

##### a) Identificar el área de interés de los especialistas

Se pregunta el escenario óptimo para que los movimientos cumplan con una terapia exitosa en el área médica.

- Son cinco movimientos diferenciales del área sobre el tobillo.
- El obreesfuerzo recuperar la movilidad del músculo.
- Tiempo de espera depende de la gravedad del paciente
- El esfuerzo realizado depende del tipo de lesión.

- Los principales movimientos son dorsiflexión, inversión y eversión.
- El auto supervisión es óptima para una rehabilitación a conciencia
- Hay dos formas de recuperación pasiva y activa

**b) En la entrevista se enfoca a especialistas con conocimiento en el área de inteligencia artificial**

- Para sintonizar el número de neuronas y el coeficiente de entrenamiento es más eficiente con el método de prueba y error.
- El exceso de datos de entrada ocasiona una sobresaturación
- Un error de entrenamiento debe ser parecido al error de verificación de las salidas
- El margen de aceptación del error es menor o igual al 10 %

**c) Verificación de los criterios**

En base a los resultados presentados en las pruebas anteriores, analizar si cumplen los criterios presentes de los especialistas

**4.5.3 Presentación de resultados**

Se analiza el criterio, poner una (X) en la respuesta marca el resultado si lo tiene y/o poner su observación, (ver la tabla 36).

**Tabla 36**

**Evaluación de los criterios fisioterapéuticos y técnicos en RNA.**

Criterio	Cumple			Resultado	Observación
	si	parcial	no		
Fisioterapia					
Son cinco movimientos para la rehabilitación			X	-	Puede mejorar
El sobreesfuerzo recupera la movilidad	X			-	
Los principales dorsiflexión, inversión y eversión	X			-	-
El tiempo de recuperación depende de la lesión			X	-	Depende de la lesión sufrida

CONTINÚA 

El esfuerzo es proporcional al tipo de lesión	X	-	
El auto supervisión debe ser a conciencia	X	-	
Hay dos formas de recuperación activa y pasiva	X	50%	Añadir la pasiva
Inteligencia artificial			
Sintonizar el número de neuronas y coeficientes	X	20 neuronas	Sintonizable
Exceso de datos ocasiona sobresaturación	X	500 datos	Puede mejorar
Error de entrenamiento igual al de verificación	X	80%	Puede mejorar
Error cuadrático medio menor al 10 %	X	9,4%	-
	Si=1 punto	Casi=0.5 puntos	No =0 puntos
<b>Resultado</b>	Cumple= 7 puntos		No cumple= 3 puntos

#### 4.6 Discusión de los resultados

Los criterios médicos sobre la aplicabilidad terapéutica de Jampira como procedimientos de rehabilitación fueron presentados por especialistas en el área dando los criterios, los certificados adjuntos (ver Anexo I):

- La rehabilitación es un procedimiento de dosificación de series y repeticiones para fortalecer la musculatura adyacente a la articulación tibioperoneoastragalina, se toma en cuenta que el tiempo mínimo de rehabilitación de tobillo es de tres meses.
- Los ejercicios deben realizarse de forma ordenada con variaciones en las repeticiones, y la intensidad debe ir incrementándose en base a la necesidad de resistencia opuesta al movimiento libre.
- Los movimientos que involucran la recuperación dependen mucho del área afectada por la lesión, además del esfuerzo que obliga al paciente a cumplir con los ejercicios mientras mayor esfuerzo realice la recuperación avanza y el tobillo presenta una recuperación de movilidad.
- Cada paciente presenta un esfuerzo diferente para cumplir sus ejercicios y las amplitudes deben auto escalarse para evitar confusiones ya que muchos aspectos están involucrados en la reacción electromiográfica.



- La variación de esfuerzo muscular afecta directamente a los resultados en función del tiempo ya que se involucran varios aspectos como velocidad de respuesta del computador.

#### 4.6 Comprobación de la hipótesis

Se utiliza el método del Chi cuadrado para validar el porcentaje de confianza que tiene en relación los factores de acierto de movimiento y desacierto de movimientos, a consideración: (ver tabla 37).

Ho= hipótesis es nula. Ha= existe relación entre las variables.

Ho ∴ Los aciertos no cumplen con la confianza esperada

Ha ∴ La confianza de los aciertos cumple para satisfacer la identificación de

**Donde:**

E= frecuencia esperada.

O=frecuencia observada.

Para validar los aciertos y desaciertos en identificación de movimientos para lo cual se utiliza una regla de 3 se obtiene el valor de la frecuencia esperada.

**Tabla 37**

**Frecuencia esperada y deseada de los Acierto y desacierto de movimiento**

Identificación de movimientos					
Movimientos	Aciertos	(E)	Desaciertos	(E)	totales
Dorsiflexión	95	92,70	3,75	6,05	98,75
Inversión	87,5	86,04	4,16	5,62	91,66
Eversión	85,6	89,36	9,6	5,84	95,2
Totales	268,1		17,51		285,61

Al valorar la frecuencia deseada se reemplaza en la ecuación 9 con los valores de frecuencia observada en cada movimiento para obtener el valor de chi cuadrado.

$$Z^2 = \frac{(O-E)^2}{E} \quad \text{Ec.9}$$

La relación de que la hipótesis sea  $H_a$  depende de que el valor  $Z^2$  sea igual o mayor en los valores de alfa esto es el Chi cuadrado, (ver tabla 38).

**Tabla 38**

**Chi cuadrado de aciertos en identificación de movimientos**

Combinaciones	Frecuencia observada	Frecuencia esperada	(o-e)	(o-e) <sup>2</sup>	(o-e) <sup>2</sup> /E
Acierto Dorsiflexión	95,00	92,70	2,30	5,31	0,06
Desacierto Dorsiflexión	3,75	6,05	-2,30	5,31	0,88
Acierto Inversión	87,50	86,04	1,46	2,13	0,02
Desacierto Inversión	4,16	5,62	-1,46	2,13	0,38
Acierto Eversión	85,60	89,36	-3,76	14,16	0,16
Desacierto Eversión	9,60	5,84	3,76	14,16	2,43
<b>TOTAL</b>					<b>3,92</b>

Los grados de libertad son la multiplicación de las filas y columnas reducidas 1, para este caso los grados de libertad es 2, (ver anexo H) el valor de alfa es el complemento de la probabilidad de confianza, el valor de 0,15 se obtiene por tablas, y nos da un complemento del 85%.

$$Z^2 \geq \alpha = H_a$$

$$3,92 \geq 3,79$$

Con un 85% de confianza en relación con las variables de movimiento, afirma que Jampira satisface la identificación en dorsiflexión, inversión y eversión, que a futuro ayudan a rehabilitar el área tibioperoneoastragalina dentro de un período largo de recuperación por el análisis de criterios se da fe que ayuda a una terapia de recuperación con éxito, ya que recuperaría la movilidad en el área muscular por lo tanto se satisface la hipótesis de que: “El prototipo de rehabilitación de la articulación tibioperoneoastragalina con clasificación de señales electromiográficas en una red neuronal ayudara a que cumplan terapias de rehabilitación exitosas”.

## CAPÍTULO V

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 5.1 Conclusiones

- Las señales electromiográficas obtenidas a través de investigación en el músculo denominado gemelo involucran los movimientos de los huesos que componen la articulación tibioperoneoastragalina permitiéndole estimularlos de forma voluntaria para obtener impulsos electromiográficos en función del esfuerzo acumulado sobre el músculo caracterizándolos por sus valores de -20 RMS y +20 RMS que son la base del entrenamiento
- Las matrices de entrenamiento son discriminadas por una capa intermedia en la red neuronal artificial (RNA), que identifica las regiones de interés para cada matriz de identificación de movimiento, de igual manera las características en común, dando como resultado 20 neuronas en la capa oculta, 104 neuronas en la capa de entrada y 3 neuronas en la capa de salida para dar facilidad al reconocimiento de regiones de interés, utiliza inteligencia artificial como una red neural artificial clasifica e identifica como resultado una etiqueta del movimiento realizado con solo usar un brazalete Armmyo en la pantorrilla.
- Un diseño concurrente basado en la comodidad, ligereza y resistencia al movimiento cumple con la protección del área de interés y la inmovilización permitiéndole libre espacio de trabajo al tobillo y seguridad de excluir falsos movimientos involuntarios que pueda generar falsos estímulos sobre el área muscular de interés que facilita el entrenamiento de la red.
- La interfaz de trabajo que permite al usuario reconocer de forma interactiva el movimiento y la estimulación del esfuerzo aplicado para conseguir el mismo son los adecuados y cumplen con las expectativas médicas de centros de rehabilitación fisioterapéutica para convertirse en un rehabilitador activo del área sobre luxaciones menores o inmovilización del área tibioperoneoastragalina.

- El valor de confianza demostrado para la identificación de movimientos es de un 85% en relación a el 80% planteado para dar de exitoso el prototipo clasificador a través de una red Adaline con un error cuadrático medio del 8% que para un prototipo es de gran consideración.

## 5.2 Recomendaciones

- El esfuerzo muscular radica en la acción voluntaria del cerebro, cambian su comportamiento habitual cuando el sistema nervioso involucra sensaciones de dolor muscular y el esfuerzo es mayor provoca que así los estímulos electromiográficos se disparen en valores de gran magnitud, para ello se toma un valor unitario con el fin de obtener muestras equiparables al esfuerzo realizado ya este sea de menor esfuerzo o mayor esfuerzo la muestra a considerar no presenta una variación de consideración, dando así la facilidad de crear patrones de movimiento equiparables para un gran o minúsculo esfuerzo.
- Cuando la lesión ocurre sobre una fractura o luxación es adecuado realizar una evaluación del área afectada ya que pueden considerarse movimientos combinados y el esfuerzo muscular genera espasmos del sistema nervioso o calambres de los músculo que involucran mayor esfuerzo para lo cual se considera usar movimientos en una ubicación con una dirección diferente para dar apoyo a los músculos afectados y liberar de sobreesfuerzo a los que soportan el peso de la extremidad.
- Se recomienda para futuras investigaciones tomar en cuenta que si se desea incrementar más movimientos se pueda aumentar una capa intermedia más tener un interés inferencial sobre las matrices de entrenamiento ya que los valores RMS no cambian pero mientras matrices los valores infieren de forma parecida y necesita tener un margen de análisis más específico.

- Si la matriz de entrenamiento aumenta y se busca definir un número de neuronas en la capa oculta se analiza de forma experimental la combinación más adecuada para que el trabajo final sea exitoso pero se recomienda que el número de muestras sea por lo menos una quinta parte del número de neuronas de lo contrario sufre de memorización más no de inferencia de resultados.

## BIBLIOGRAFÍA

- Aguilar, Aristizabal y Otros. (2010). Detección de Señales Mioeléctricas y su análisis con Redes Neuronales. IEEE, 1.
- Álvaro Gutiérrez y Gustavo Betancourt . (2005). Determinación de movimientos a partir de señales electromiográficas. *revistamedica*, 7.
- Antonio Serrano, Emilio Soria, José Martín. (2010). *Redes Neuronales Artificiales*. Valencia. Obtenido de Open Course Ware.
- Barrero. (2003). Determinación de la arquitectura optima de una red neuronal tipo Perceptron multicapa Para la extracción de características relevantes y reconocimientos de señales mioeléctricas. *Bimestral de la región 9 America Latina y el Caribe*, 41.
- Belalcázar S, y otros. (2007). Clasificación de señales electromiográficas (EMG) para una prótesis de mano. Universidad del Cauca.
- Betancourt, G. (2004). Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas. *researchgate*, 54.
- Burgos, F. J. (11 de 2016). Herramientas en GNU/Linux para estudiantes universitarios. Obtenido de *Redes Neuronales con GNU/Linux*: [https://www.ibiblio.org/pub/linux/docs/LuCaS/Presentaciones/200304curso-glisa/redes\\_neuronales/curso-glisa-redes\\_neuronales-html/x38.html](https://www.ibiblio.org/pub/linux/docs/LuCaS/Presentaciones/200304curso-glisa/redes_neuronales/curso-glisa-redes_neuronales-html/x38.html)
- Caballero, K., Duque, L. M., Ceballos, S., Ramirez, J. C., & Peláez, A. (2002). Conceptos básicos para el análisis electromiográfico. *CES Odontología*, 43.
- Diaz D & Guitierrez S. (2014). *Biomechanics and motor control of human movement*. XIKUA, 1.
- Ebla Os, Jonas IE, Kappert HF. (2000). Transcutaneous electrical nerve stimulation. Its short-term and long term effects on the masticatory muscles, 10-11.
- eLife. (26 de Julio de 2016). *elifesciences*. Obtenido de <https://elifesciences.org/content/5/e13410>
- González, I. A. (2010). Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. Obtenido de UADI Facultad de matemáticas: <ftp://ftp.uady.mx/pub/tmp/smagana/TESIS%20FINALIZADA.pdf>
- HacheandoTec. (7 de julio de 2015). *Redes Neuronales - 5.2 Algoritmo de Retropropagación* -Hacheando Tec. México D.F., México.

- HackeandoTec. [Fernando Marín]. (2016, Junio). Aplicaciones de las Redes Neuronales Artificiales [Archivo de video]. Recuperado de [https://www.youtube.com/watch?v=14tU9B4ReII&list=PLIyIZGa1sAZo\\_eY8PpuTxfLsja\\_iyytSE](https://www.youtube.com/watch?v=14tU9B4ReII&list=PLIyIZGa1sAZo_eY8PpuTxfLsja_iyytSE).
- Hainaut, k. (1988). *Biómecánica de la actividad muscular*. (Jims, Ed.) Introducción a la biomecánica, 70-85.
- Harold, R. A. (2007). *Análisis de Señales EMG Superficiales y su aplicación en el control de Protésis de mano*. bdigital, 129.
- Hudgins, B. (1993). A new strategy for multifunction myoelectric control. *IEEE*, 82-94.
- INEC . (2012). *Encuesta Nacional de Salud y Nutrición* . Quito: El Telégrafo.
- Jorge I. Gómez Angarita. (2007). La bio-retroalimentación en el análisis y rehabilitación muscular. *Scientia et Technical*, 4.
- Kaltenborn, Freddy M.(2009) "Fisioterapia manual. volumen III, Manipulación-tracción de las extremidades y columna." .
- Lanzarini, L. C., Hasperué, W., Estrebou, C., Ronchetti, F., Villa Monte, A., Aquino, G., ... & Jimbo Santana, P. (2015, May). *Redes neuronales artificiales*. In XVII Workshop de Investigadores en Ciencias de la Computación (Salta, 2015).
- Lefton, J., & Malone. (2009). *Anthropometric Assessment*. Chicago: IL: In.
- Melo, J. L. (2009). *Ergonomía Práctica*. Buenos Aires: Fundación MAPFRE.
- Mott, R. (2006). *Resistencia de Materiales*. México, D.F., Pearson Educación.
- MUNOZ PEREZ, J. (24 de 11 de 2016). *Página personal de José Muñoz Pérez*. Obtenido de modelos computacionales: <http://www.lcc.uma.es/~munozp/>
- O'Neill, E. M. (1995). Myoelectric Signal characteristics from muscles in Residual Upper Limbs. *IEEE*, 2(4).
- Philippe M. Delêtre (2012). "Osteópata estructura" *Efisioterapia.net*. E edición. Certamen internacional de fisioterapias en internet. Rescatado el 19 /04 /2016. Enlace en: <http://www.efisioterapia.net/articulos/tratamiento-esguince-tobillo>
- Ramirez A y Garzón D. (2008). *Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie (SEMG)*. Universidad Antioquia Facultad de Ingeniería, 72.

- Reaz M, Hussain M, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis (2006); Detection, processing, clasification and applications, Faculty of engineering, Multimedia University.
- Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano. Avances en Sistemas e informática, 4(1).
- Ruíz C, Ruotolo G, Figueroa J, Ramón J. (6 de 12 de 2016). Fistera.com. Obtenido de Atención primaria en la red: <http://www.fistera.com/guias-clinicas/lesiones-tobillo-pie/>
- S. Hussein & M. Granat. Intention Detection Using a Neuro-Fuzzy EMG Classifier, Engineering in Medicine and Biology Magazine IEEE, 21, pp. 123-129. 2002.
- Salas, R. (2004). Redes Neuronales Artificiales. Universidad de Valparaíso. Departamento de Computación, 1.
- Santamaría, S. (2016). Órtesis de hombro con sistema de electroestimulación y termoterapia. Medellin.
- Serrano, A. J., Soria, E., & Martin, J. D. (2010). Redes neuronales artificiales. Escuela Técnica Superior de Ingeniería: Universidad de Valencia.
- THALMIC. (2013). Developer.thalamic. Obtenido de <https://developer.thalamic.com/>
- Villarejo, J.(2011) "Detección de la intención de movimiento durante la marcha a partir de señales electromiográficas." Cecere, Francesco, Sabine Ruf, and Hans Pancherz. "Is quantitative electromyography reliable?." Journal of orofacial pain 10.1 (1996).



# **ANEXOS**



**ESPE**  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

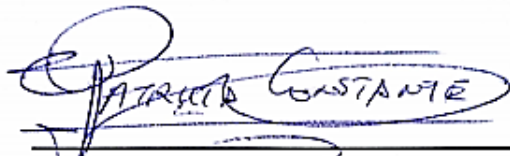
**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA  
ENERGÍA Y MECÁNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**CERTIFICACIÓN**


Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores: **ELÍAS IVÁN VERA NARVÁEZ** y **LUIS FERNANDO MARÍN QUEVEDO**.

En la ciudad de Latacunga, a los 22 días del mes de febrero del 2017.

  
Ing. Patricia Constante, M.Sc.  
**DIRECTORA DEL PROYECTO**

Aprobado por:

  
Ing. Vicente Hallo  
**DIRECTOR DE CARRERA MECATRÓNICA**

  
Dr. Rodrigo Vaca  
**DIRECTOR ACADÉMICO**