



UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

IDENTIFICACIÓN DE LOS ESTADOS DE LA MARCHA UTILIZANDO
UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL PARA EL CONTROL DE UN

ESTIMULADOR DE PIE CAÍDO

POR

BRITAM AROM GÓMEZ ARIAS
becario Conicyt

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción
para optar al grado de Magíster en Ciencias de la Ingeniería con mención en
Ingeniería Eléctrica

Profesor Guía: Pablo Aqueveque Navarro

Dpto. de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería

Universidad de Concepción

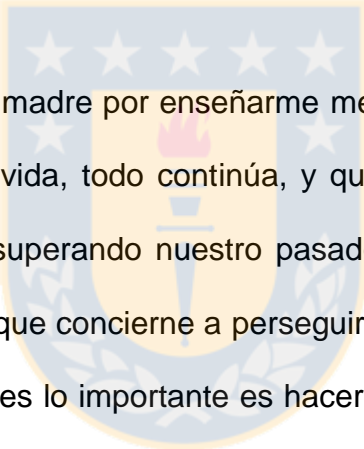
Junio 2017
Concepción, Chile
© 2017, Britam Arom Gómez Arias

Ninguna parte de esta tesis puede reproducirse o transmitirse bajo ninguna forma o por ningún medio o procedimiento, sin permiso por escrito del autor.



AGRADECIMIENTOS

En esta oportunidad quiero agradecer a las personas que me ayudaron de una u otra manera a cumplir esta meta.



Quiero agradecer a mi madre por enseñarme mediante el ejemplo que por muy duro que te golpee la vida, todo continúa, y que debemos por nuestro propio medio forjar el futuro superando nuestro pasado. A mi hermano, quien es un ejemplo a seguir en lo que concierne a perseguir tus sueños, independiente a lo que piense el resto, pues lo importante es hacer lo que te gusta. A mi hermana mayor, por soportar mi manera de decir las cosas y probar que nuestras propias limitaciones no son una excusa para rendirse. A mi hermana pequeña, por recordarme lo difícil que es a veces tener paciencia, pero que todo llega a su tiempo y por su generosidad en diversos ámbitos. A mis tíos, por su tiempo, ayuda, consejos y por abrirme su hogar cuando lo necesitaba. A mi hijo, quien me motiva a crecer y a seguir desarrollándome. A la familia de mi hijo, que sin su ayuda no estaría donde estoy.

También quiero destacar el apoyo de Emi, quien me acompañó de diversas maneras desde casi el inicio de esta etapa de mi vida y que hoy es muy importante en mi vida, dando su compañía, consejos, cariño, comprensión y compromiso respecto a mis metas. A Enrique, compañero de trabajo y proyectos, y un gran amigo en el que puedo encontrar no solo ayuda, sino que guía. A Javier, un gran amigo por su comprensión, consejos y confianza. A Miguel, por su buena onda, por hacer de esta etapa una más entretenida y por su divertida visión ante los problemas. A Alejandra, Ricardo, Jorge con quienes compartí momentos agradables y muy divertidos.

Finalmente, agradezco a las personas que participaron en mi formación de manera comprometida y activa. A 'Don Ale' por su paciencia y constante consejo. A todos los profesores y de manera especial a mi profesor tutor Pablo Aqueveque por plantearme muchos de los proyectos que desarrollé y sigo desarrollando y por su ayuda en la concreción de ellos, y a Esteban Pino por su apoyo en el desarrollo de muchos trabajos.

Gracias a todos por ser parte de esta etapa de mi vida.

AGRADECIMIENTOS A CONICYT

Esta tesis fue apoyada por:

- CONICYT-PCHA/Magíster Nacional/2015 - 22151430.
- 5° concurso VIU 2016 – 2017, Título: Dispositivo para el estudio y evaluación del movimiento humano basado en Unidades de Medición Inercial. Código VIU15E0027.
- IV Concurso de Equipamiento Científico y Tecnológico Mediano Fondequip. Código EQM 150114.

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	ix
RESUMEN.....	xv
ACRÓNIMOS.....	xvi
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Introducción general	1
1.2 Marco teórico	4
1.2.1 Estimulación eléctrica funcional	4
1.2.2 Fases de la marcha.....	6
1.2.3 Pie caído y su tratamiento.....	9
1.2.4 Sensores de paso	11
1.2.5 Sensores inerciales y unidades de medición inercial	16
1.3 Trabajos previos	21
1.4 Discusión	24

1.5	Hipótesis	28
1.6	Objetivo general.....	28
1.7	Objetivos específicos	28
1.8	Alcances y limitaciones.....	29
1.9	Publicaciones.....	30
1.9.1	Paper ISI	30
1.9.2	Conferencias.....	30
1.9.3	Capítulo de libro	31
CAPÍTULO 2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LOS ESTADO DE LA MARCHA		32
2.1	Introducción.....	32
2.2	Unidad de Medición Inercial.....	32
2.2.1	Diseño de la placa electrónica (PCB) de la IMU.....	34
2.2.2	Diseño e implementación de la carcasa del IMU.	38
2.3	Sensor de paso.....	40
2.4	Sistema de medición.....	43
CAPÍTULO 3. PROTOCOLO DE MEDICIÓN		44
3.1	Introducción.....	44
3.2	Muestra y protocolo de medición.....	44

CAPÍTULO 4. ESTIMACIÓN DE LOS ÁNGULOS DE LAS ARTICULACIONES DE LA PIERNA USANDO SENSORES INERCIALES.....	47
4.1 Introducción.....	47
4.2 Algoritmo para el cálculo de los ángulos de las articulaciones de la pierna. 47	
4.3 Resultados.....	53
CAPÍTULO 5. ALGORITMO PARA LA PREDICCIÓN DE LOS EVENTOS DE ELEVACIÓN DEL TALÓN Y APOYO DEL TALÓN.....	57
5.1 Introducción.....	57
5.2 Implementación de la red neuronal.....	57
5.3 Entrenamiento de las redes neuronales y sus resultados.....	61
5.4 Post-procesamiento y algoritmo final.....	65
5.5 Definición de la red neuronal con el mejor desempeño en el algoritmo implementado.....	68
5.6 Retardo en la identificación de los eventos de elevación y apoyo del talón del algoritmo propuesto.....	71
CAPÍTULO 6. DISCUSIÓN GENERAL Y CONCLUSIONES.....	75
6.1 Discusión.....	75
6.2 Conclusión.....	77

6.3 Trabajos Futuros.....	79
BIBLIOGRAFÍA.....	80



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1.- FES comerciales para corregir el pie de caído. [23]	15
Tabla 5.1.- Resultados obtenidos con el set de prueba definido aleatoriamente tras el entrenamiento de las redes neuronales dinámicas implementadas.....	64
Tabla 5.2.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de la aceleración y velocidad angular del muslo.....	68
Tabla 5.3.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de la aceleración y velocidad angular de la pierna.	69
Tabla 5.4.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de la aceleración y velocidad angular del pie.	69
Tabla 5.5.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de los ángulos de la rodilla.	69
Tabla 5.6.- Resultados de las pruebas realizadas al algoritmo implementado para determinar la red neuronal a utilizar en términos de su capacidad para predecir los eventos.....	70
Tabla 5.7.- Tiempos máximos de retardo del algoritmo propuesto con la entrada escogida ante diferentes condiciones	74

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1.- Representación de los estados de la marcha durante un ciclo.....	8
Figura 1.2.- Movimientos de la articulación del tobillo en visto sagital (izquierda) y en vista coronal (derecha).....	9
Figura 1.3.- Sistemas FES disponibles comercialmente: (a) ODFS FES, (b) Walkaide FES, (c) 'My Gait System' FES, (d) Ness L300. [23].....	14
Figura 1.4.- Uso del estimulador de pie caído SmartFES. Donde a) representa su uso actual mediante la identificación de los estados de la marcha mediante el uso de un sensor de presión FSR en el talón del sujeto y b) la incorporación de los sensores inerciales que se encuentran embebidos dentro de la unidad estimuladora y que permiten eliminar el uso de un sensor de presión FSR.	27
Figura 2.1.- Esquema interno de los componentes internos del MPU 9250. [32]	33
Figura 2.2.- Esquema general del hardware a implementar para el MPU 9250.	35
Figura 2.3.- Esquemático del hardware diseñado, etapa de energización.....	36
Figura 2.4.- Esquemático del hardware diseñado, microcontrolador.	36
Figura 2.5.- Esquemático del hardware implementado, módulo Bluetooth.	37

Figura 2.6.- Esquemático del hardware implementado, MPU 9250.	37
Figura 2.7.- Placa PCB de la unidad de medición confeccionada con cotas en milímetros.	38
Figura 2.8.- Diseño carcasa de la unidad de medición.	39
Figura 2.9. Carcasa impresa con tecnología de impresión 3D en dos colores.	39
Figura 2.10.- Esquema general del hardware a implementar para el sensor de paso.	40
Figura 2.11.- Esquemático del hardware diseñado, para el microcontrolador. La parte marcada corresponde al conector para el interruptor mecánico.	41
Figura 2.12.- Esquemático del hardware diseñado para el conector donde se usó una resistencia de 10 Kohm para la implementación del pulsador como pull-up.	42
Figura 2.13.- Sensor de paso con cotas en milímetros.	42
Figura 2.14.- Esquema general del sistema de medición implementado donde se detalla la forma de comunicación con la interfaz de adquisición y la posición de los sensores en la pierna dominante del sujeto de prueba no secuelado o en la pierna afectada de un sujeto de prueba secuelado.	43
Figura 3.1.- Unidad de medición inercial colocada en cada segmento de la pierna y el interruptor de pie colocado en el talón bajo el zapato.	46
Figura 4.1.- Representación de una rotación cuaternaria a un vector V con un ángulo Θ , lo que puede codificarse en forma cuaternaria según la Ecuación 4.1.	49

Figura 4.2.- Alineación de los ejes de los sensores inerciales al inicio de la adquisición (izquierda) con el sistema de referencia utilizado (derecha).	51
Figura 4.3.- Esquema del algoritmo utilizado para obtener los ángulos de las articulaciones de del miembro inferior en el plano sagital. Donde A es la espalda, B es el muslo, C es la pierna, y D es el pie.....	52
Figura 4.4.- Aceleración (superior) y velocidad angular (inferior) del muslo de un sujeto de prueba en una caminata en línea recta a ritmo constante. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente.....	53
Figura 4.5.- Aceleración (superior) y velocidad angular (inferior) de la pierna de un sujeto de prueba en una caminata en línea recta a ritmo constante. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente.....	54
Figura 4.6.- Aceleración (superior) y velocidad angular (inferior) del pie de un sujeto de prueba en una caminata en línea recta a ritmo constante. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente.....	54
Figura 4.7.- Ángulos de las articulaciones de la pierna derivados al usar el algoritmo de la Figura 4.3 y los datos de las Figuras 4.4, 4.5, y 4.6.	55
Figura 4.8.- Forma de las señales de los ángulos de las articulaciones de la pierna durante un ciclo de la marcha obtenidos con el algoritmo de la Figura 4.3	

Notar que el inicio de este gráfico corresponde al evento de elevación del talón y el final al de apoyo.	55
Figura 4.9.- Forma de las señales de los ángulos de las articulaciones de la pierna durante un ciclo de la marcha usando sistema basado en cámaras. Notar que las señales ilustradas en la Figura 4.8 presentan la misma forma de onda. [33].....	56
Figura 5.1.- Red neuronal dinámica implementada para las entradas de los datos de los sensores inerciales. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente.....	60
Figura 5.2.- Red neuronal dinámica implementada para las entradas de los datos de los ángulos de las articulaciones.	60
Figura 5.3.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar las redes neuronales dinámicas para los ángulos de las articulaciones. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón. 61	61
Figura 5.4.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar la red neuronal dinámica para las aceleraciones y velocidades angulares del muslo. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón.	62

Figura 5.5.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar la red neuronal dinámica para las aceleraciones y velocidades angulares de la pierna. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón.	62
Figura 5.6.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar la red neuronal dinámica para las aceleraciones y velocidades angulares del pie. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón.	63
Figura 5.7.- Algoritmo final implementado para predecir los eventos de elevación y colocación del talón.....	65
Figura 5.8.- Procesamiento de los ángulos de la rodilla como entrada del algoritmo implementado y su salida.....	66
Figura 5.9.- Procesamiento de los datos de aceleración y velocidad angular del muslo como entradas del algoritmo implementado y su salida.	66
Figura 5.10.- Procesamiento de los datos de aceleración y velocidad angular de la pierna como entradas del algoritmo implementado y su salida.....	67
Figura 5.11.- Procesamiento de los datos de aceleración y velocidad angular del pie como entradas del algoritmo implementado y su salida.....	67
Figura 5.12.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la	

salida del sensor de paso b) a una cadencia de 62.76 pasos/min, donde c) es la diferencia de a) y b). 72

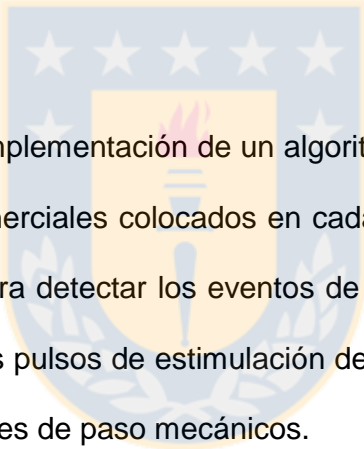
Figura 5.13.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la salida del sensor de paso b) a una cadencia de 93.72 pasos/min, donde c) es la diferencia de a) y b). 72

Figura 5.14.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la salida del sensor de paso b) a una cadencia de 109.08 pasos/min, donde c) es la diferencia de a) y b). 73

Figura 5.15.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la salida del sensor de paso b) a una cadencia de 46.8 pasos/min de un sujeto de prueba secuelado, donde c) es la diferencia de a) y b). 73

RESUMEN

Los estimuladores de pie caído son dispositivos que buscan corregir la marcha mediante la aplicación de una corriente eléctrica en pacientes hemipléjicos o con problemas para controlar los movimientos del pie. Para definir el momento en que se debe estimular, se usan sensores de presión para detectar el ciclo de la marcha. Este tipo de sensores de paso son propensos a fallar cuando no se utilizan en condiciones ideales.



Esta tesis presenta la implementación de un algoritmo basado en redes neuronales dinámicas y sensores inerciales colocados en cada segmento del miembro inferior (muslo, pierna y pie) para detectar los eventos de elevación del talón y colocación del talón para gatillar los pulsos de estimulación de un estimulador para pie caído y reemplazar a los sensores de paso mecánicos.

Dos topologías de redes neuronales fueron entrenadas para 6 diferentes grupos de entradas: ángulo de la cadera, ángulo de la rodilla, ángulo del tobillo, y aceleraciones y velocidades angulares del muslo, de la pierna y del pie.

Finalmente, el algoritmo implementado con la entrada de aceleraciones y velocidades angulares de la pierna fue el que mejor resultados entregó, prediciendo el 100 % de los eventos con una exactitud de un 93%, una especificidad de 97% y una sensibilidad de 89%.

ACRÓNIMOS

- FES** Functional Electrical Stimulation (Estimulación Eléctrica Funcional)
- FSR** Force Sensitive Resistor (Sensor de fuerza resistivo)
- IMU** Inertial Measurement Unit (Unidad de medición inercial)
- TES** Terapeutic Electrical Stimulation (Estimulación Eléctrica Funcional)
- TENS** Terapeutic Electrical Neural Stimulation (Estimulación eléctrica percutánea)
- ACV** Accidente cerebro vascular
- LME** Lesiones de la médula espinal
- EM** Esclerosis múltiple
- PC** Parálisis cerebral
- ENG** Electroneurograma
- EMG** Electromiograma
- PWM** Pulse Width Modulation (Modulación por anchos de pulso)
- MEMS** Micro Electro Mechanic Siystem (Sistema micro electro mecánico)
- GPS** Global Positioning System (Sistema de posicionamiento global)
- PI** Controlador proporcional integral
- i2c** Circuito inter-integrado
- SPI** Interfaz serial periférica
- LiPo** Polímero de litio
- PLA** Ácido poliláctico
- PCB** Placa de circuito impreso

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción general

Un ataque cerebro vascular (ACV) es una emergencia médica que ocurre cuando por algún motivo o condición, se interrumpe la irrigación sanguínea al cerebro o cuando existe un sangrado en el cerebro. Pueden padecerlo personas a cualquier edad y de cualquier sexo, independiente de su raza y de manera súbita. Sin embargo, factores como la mala alimentación, el consumo excesivo de alcohol y un estilo de vida sedentario pueden aumentar el riesgo de padecerla.

Según la organización mundial de la salud (OMS), en el mundo 15 millones de personas sufren un ataque cerebral al año, de las cuales 5 millones fallecen y 5 millones quedan permanentemente discapacitados (parálisis parcial o total del cuerpo y/o extremidades). En Chile, el ACV es la principal causa de muerte con 9.004 fallecidos el año 2013 y se calcula que anualmente hay 24.964 casos nuevos. Además, es la segunda causa de mortalidad prematura en Chile, con 2.310 defunciones el 2013 en personas entre 30 y 69 años. [1]

Una de las principales secuelas que padecen las personas que sufrieron ACV es el pie caído, que es una condición que se caracteriza por la falta de control de los músculos dorsiflexores de la pierna, encargados de controlar los movimientos de la articulación del tobillo, impidiendo la correcta ejecución de la marcha.

Una de los métodos que se usan en la actualidad para corregir y/o tratar el pie caído es la estimulación eléctrica funcional (FES) [2]. Este corresponde a un sistema que utiliza estimulación eléctrica aplicada al nervio peroneo común de manera superficial para reclutar a los músculos involucrados en la dorsiflexión y en la eversión e inversión del tobillo. Un estimulador para pie caído consta de tres elementos: una interfaz de usuario, la unidad estimuladora, y un sensor de paso. La unidad estimuladora cuenta con un diseño electrónico que permite procesar la señal enviada por el sensor de paso, para detectar la elevación del talón del suelo y así gatillar el tren de pulsos de estimulación a electrodos colocados de manera superficial sobre el nervio peroneo.

Generalmente, el sensor de paso usado para gatillar los pulsos de estimulación corresponde a un sensor de fuerza resistivo (FSR) o un pulsador mecánico (switch) que se coloca en el zapato debajo del talón. Actúa sincronizando los pulsos de estimulación con los eventos del ciclo de la marcha correctos: elevación y apoyo del talón.

Aunque el uso de estos sensores de paso ha tenido buenos resultados en la recuperación del movimiento que se había perdido gracias a al poco procesamiento que requieren y a su fácil implementación [3][4][5], ellos tienen desventajas inherentes a su uso:

- No tienen consistencia en la detección de los eventos de interés de la marcha, ya que depende de la ubicación del sensor en el talón del sujeto, en cómo pisa al momento de caminar y del tipo de calzado utilizado.
- Al ser elementos de detección mecánicos, el material resistivo, y el pulsador mecánico pierden sus propiedades con el uso.
- Se ocasionan roturas de la junta entre el sensor y el cable que comunica con la unidad estimuladora.

Es por lo anterior que muchos investigadores han trabajado en la búsqueda de alternativas para usarse como sensores de paso tales como acelerómetros [6-8] y giroscopios [9] [10].

Este trabajo presenta el desarrollo y los resultados de la implementación de un algoritmo basado en redes neuronales para procesar las señales de sensores inerciales (acelerómetro y giroscopio) para la detección y predicción de la fase de

apoyo y la fase de balanceo con la finalidad de identificar el momento adecuado para estimular y eliminar el uso de los sensores de paso mecánicos y sus desventajas.

1.2 Marco teórico

Se presenta el marco teórico de la temática a desarrollar, en la que se describen técnicas de estimulación eléctrica funcional (FES), las fases de la marcha desde el punto de vista de la biomecánica descriptiva, el pie caído y su tratamiento, tipos de sensores de paso y las unidades de medición inercial (IMU).

1.2.1 Estimulación eléctrica funcional

La estimulación eléctrica es una técnica usada en el campo de la rehabilitación como método terapéutico para generar contracciones en los músculos de manera artificial mediante la aplicación de una corriente eléctrica.

Existen dos tipos de estimulación eléctrica, cuya clasificación depende principalmente de los objetivos que se quieran conseguir con la aplicación de esta técnica. Si lo que se busca es no generar una contracción muscular observable, sino que un nivel de estimulación para fines terapéuticos se habla de estimulación eléctrica terapéutica (TES) [11]. Un sistema que entra en la

categoría de los TES son los estimuladores electrónicos transcutáneos o percutáneos (TENS), usados para el control del dolor. Por otro lado, si lo que se busca es generar movimientos que homologuen los que se generan de forma voluntaria (o involuntaria) de alguna parte del organismo, y por lo tanto, para restaurar alguna funcionalidad que se haya perdido mediante estimulación eléctrica, se habla de estimulación electrónica funcional (FES).

Hay tres maneras en las que puede usarse la técnica FES, las que se diferencian en la zona en la que es aplicada la estimulación. Estas son la estimulación subcutánea, la estimulación percutánea y la estimulación transcutánea. La estimulación subcutánea aplica la estimulación eléctrica debajo de la piel, por lo que los electrodos son posicionados directamente sobre el músculo o en un conjunto de nervios (electrodos de puño), requiriendo cirugía abierta para su implantación. La estimulación percutánea también es un método de estimulación que se aplica directamente en el músculo, pero que su electrodo consiste en un conjunto de alambres finos que es introducido en cirugía mediante una aguja hipodérmica [12]. La estimulación transcutánea, es un tipo de estimulación mínimamente invasiva en el que los electrodos son posicionados sobre la piel, por lo que los nervios o músculos a estimular no se estimulan directamente, así que los niveles de energía con los que se estimulan tienden a ser mayores a los dos métodos anteriormente mencionados.

Dentro de las consideraciones que se deben tener al momento de realizar la estimulación, están los parámetros de la corriente, como la frecuencia del pulso, el ancho del pulso, los tiempos de subida y bajada de la rampa del pulso y la forma de onda con la que se va estimular [13]. Sin embargo, los parámetros de estimulación anteriores no son los únicos factores a considerar, ya que aspectos como la ubicación de los electrodos, el tamaño de los mismos, y la impedancia o resistencia de los tejidos a estimular van a determinar muchos de ellos. Estos factores son determinantes para evitar la incomodidad del sujeto, por lo que un error en dichos parámetros puede traducirse en incomodidad, irritación de la piel, dolor, y hasta empeorar su condición [14]. Se destaca que los factores anteriormente mencionados no son constantes, puesto que varían dependiendo de qué se vaya a estimular, e incluso, dentro de un mismo tipo de estimulación, varían de persona a persona.

1.2.2 Fases de la marcha

En los seres humanos, la marcha implica un proceso en el que, como especie bípeda, utiliza sus extremidades inferiores en movimientos coordinados y cíclicos para poder desplazarse [15].

Así, a partir de la definición anterior es posible analizar el movimiento ejercido en dos fases: la fase de apoyo y la fase de balanceo (ver figura 1.1). El ciclo de la marcha inicia con el contacto inicial de uno de los dos pies en el suelo.

La fase de apoyo puede subdividirse en cuatro etapas: contacto con el talón, respuesta a la carga, apoyo medio, y elevación del talón. El contacto con el talón es el punto inicial en el que se inicia el análisis de la marcha y ocurre cuando el talón hace contacto con el suelo, manteniendo la cadera flexionada y la articulación de la rodilla totalmente extendida, mientras que el tobillo mantiene un ángulo entre la pierna y el empeine (pie en flexión mantenida). La respuesta a la carga se da en el instante en el que el talón hace contacto con el suelo (flexión plantar) y se inicia el descenso del pie hasta hacer total contacto con el suelo [16]. La etapa de apoyo medio se da en el momento en el que el pie contrario está en el aire, por lo que todo el apoyo del cuerpo está concentrado en el pie que se está analizando y la articulación de la rodilla alcanza su punto máximo. La elevación del talón consiste en el momento en el talón comienza su despegue del suelo, en donde la dorsi-flexión de la articulación del tobillo alcanza su máximo en el instante en el que el talón se despegue totalmente del suelo, dando inicio a la fase de balanceo del pie.

La fase de balanceo del pie consiste en el movimiento de impulso del mismo hacia adelante, y se divide en dos etapas: El despegue del pie y el balanceo

medio. El despegue del pie considera el momento en el que todo el pie pierde el contacto con el suelo y es en este punto donde la flexión plantar del tobillo es máxima, para proceder al movimiento pendular de la pierna hacia adelante. El balanceo medio es la etapa en la que el tobillo pasa de flexión plantar a flexión dorsal (para completar el movimiento de dorsi-flexión), alcanzando en esta etapa la mayor aproximación de los dedos del pie con el suelo, para terminar con el contacto del talón en el suelo y reiniciar nuevamente el ciclo de la marcha ya expuesto.

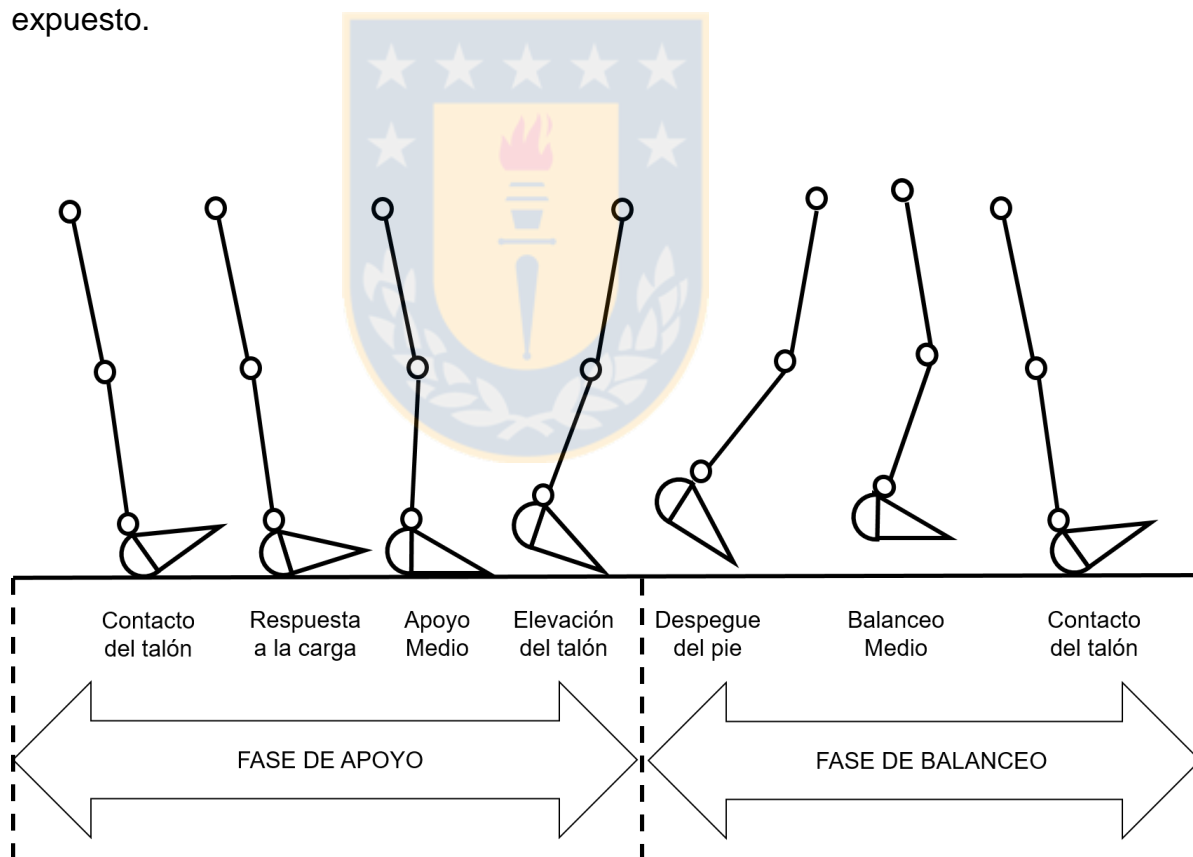


Figura 1.1.- Representación de los estados de la marcha durante un ciclo. *Fuente: Elaboración propia.*

1.2.3 Pie caído y su tratamiento

El pie caído es una afección neuromuscular que impide el control voluntario de la articulación del tobillo. Esta es una articulación compleja, capaz de ejercer movimientos en tres grados de libertad, principalmente en cuatro direcciones: movimientos hacia arriba del pie (flexión dorsal), movimientos hacia abajo del pie (flexión plantar), rotación hacia afuera del pie (eversión), y rotación hacia dentro del pie (inversión) (ver figura 1.2). Así, es como el sujeto que presenta dicho trastorno queda con la imposibilidad de realizar los movimientos ya mencionados, haciendo que el pie y los dedos del pie se arrastren en la fase de balanceo [17].



Figura 1.2.- Movimientos de la articulación del tobillo en visto sagital (izquierda) y en vista coronal (derecha). Fuente: *Elaboración propia*.

Se menciona que el pie caído como enfermedad no existe, sino que es una secuela de otra condición que se da por una lesión de la neurona motora superior,

las que surgen en casos como los accidentes cerebrovasculares (ACV), las lesiones de la médula espinal (LME), la esclerosis múltiple (EM) y la parálisis cerebral (PC). Sin embargo, existen otras causas, como el daño directo en los músculos que ejercen el movimiento de dorsi-flexión, daño en los tendones adyacentes, y daño en el nervio peroneo, que es el que inerva los músculos dorsi-flexores del pie.

Hoy en día el pie caído se puede tratar mediante diversas alternativas, siendo alguna de ellas la fisioterapia, la cirugía, las órtesis de pie-tobillo, y FES. [18]

La fisioterapia consiste en un conjunto de ejercicios funcionales, masajes, aplicación de temperatura, entre otros, que buscan recuperar gradualmente la tonicidad muscular y la amplitud fisiológica de la articulación del tobillo.

La órtesis de tobillo-pie es un elemento de plástico y/o metal diseñado para corregir el arrastre del pie y de los dedos del pie (flexión plantar excesiva) al momento de ejercer la marcha en la fase de balanceo, apoyando a la dorsiflexión del pie mediante la fijación de la articulación del tobillo, proporcionando estabilidad, pero a su vez inmovilizándola.

El FES de pie caído es la aplicación de pulsos eléctricos controlados para suplir la pérdida del control voluntario de la articulación del tobillo, principalmente en la

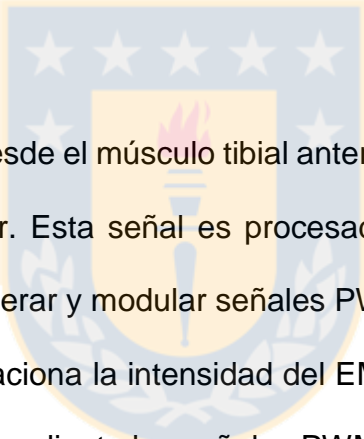
ejecución de la dorsiflexión del pie mientras se realiza la marcha. Los estímulos eléctricos son enviados en el momento en que se necesita que el pie se levante y dicha característica se logra sensando el estado en que se encuentra el pie con respecto a las etapas de la marcha. Se destaca que el FES es una técnica que puede ser aplicada para casos en el que las estructuras tanto musculares como nerviosas se encuentran intactas, por ende, en el caso que elementos como los músculos dorsiflexores, tendones adyacentes, o las vías nerviosas se encuentren dañadas, la opción a elegir es la de una intervención quirúrgica.

1.2.4 Sensores de paso

Los FES de pie caído funcionan mediante la detección del estado del pie durante las diferentes etapas de la marcha para poder gatillar el estímulo. Lo anterior se hace mediante la incorporación de diferentes sensores al sistema. Dichos sensores se pueden clasificar en naturales y artificiales, diferenciándose solo en si la señal procesada es fisiológica o no para detectar la fase de la marcha.

Como sensores de marcha naturales se tienen los electrodos, aplicados en la adquisición de señales como electroneurograma (ENG) o de electromiograma (EMG) [19-21].

El ENG es adquirido mediante un electrodo de puño posicionado directamente sobre el nervio sural para controlar la aplicación del pulso de estimulación en el nervio peroneo. En pruebas realizadas en un sujeto hemipléjico se detectaron ciertas falencias del sistema, siendo las más importantes la necesidad de eliminar el cableado que pasa por vía transcutánea y subcutánea, con la finalidad de hacerlo más cómodo. Otra desventaja es la cantidad de falsos positivos que se detectaron, los que se deben a la dificultad que implica procesar una señal de ENG. [19] [20]



El EMG es adquirido desde el músculo tibial anterior, con la finalidad de controlar la velocidad al caminar. Esta señal es procesada y traducida a zancadas por minuto, para poder generar y modular señales PWM desde un microcontrolador. De esta manera se relaciona la intensidad del EMG con la velocidad con la que se ejerce la marcha, y mediante las señales PWM se crean perfiles de marcha a diferentes velocidades que se aplican a los sujetos con pie caído. Además, se incorpora un sensor de presión en el talón para determinar si el talón está o no en contacto con el suelo, detectando así dos de las 6 etapas de la marcha descritas, pero otorgando la posibilidad de establecer perfiles de estimulación según la velocidad con la que se ejerza la marcha. [21]

Como sensores de marcha artificiales se tienen los interruptores mecánicos, los sensores de fuerza resistivo (FSR), los sensores piezoresistivos y los sensores inerciales como acelerómetros y giroscopios.

Los interruptores mecánicos y los sensores FSR, son elementos que se colocan en el talón del sujeto con pie caído para detectar el contacto del talón con el suelo. Cuando el talón no está en contacto con el suelo se inicia la estimulación para generar la flexión dorsal del pie, y esta se detiene cuando el talón vuelve a estar en contacto con el suelo [22].

Los principales problemas de estos sensores son:

- Algunos pacientes no son capaces de apoyar apropiadamente el talón en el suelo implicando una inconsistencia en el ciclo de la marcha, y evitando que el sensor FSR detecte los eventos de la marcha.
- Degradación de las propiedades del material del sensor FSR y rotura en el punto de unión del sensor con el cable.
- Problemas de detección de la elevación y colocación del talón debido a un mal posicionamiento del sensor debajo de la plantilla del zapato o debido al tipo de calzado utilizado.

A pesar de lo anterior, los FES de pie caído comerciales siguen utilizando sensores de paso mecánicos para gatillar los pulsos de estimulación, pero con diferentes estrategias. En la Figura 1.3 se muestran ejemplos de algunos FES de pie caído y en la Tabla 1.1, una comparación respecto a su funcionamiento.

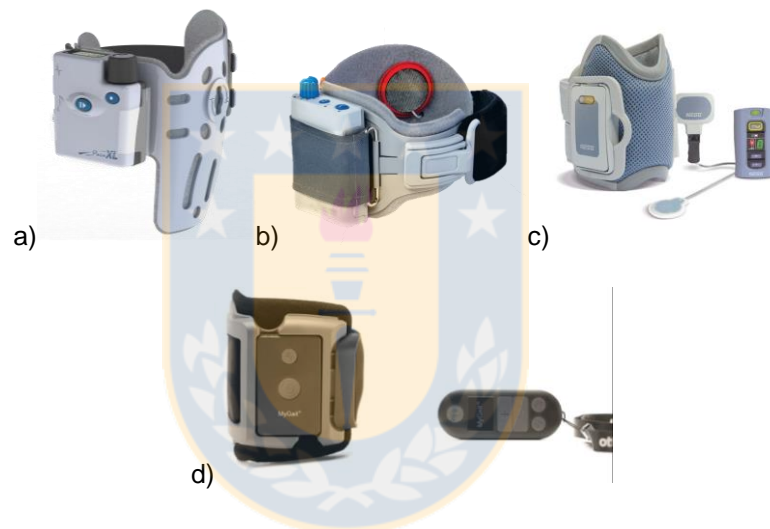


Figura 1.3.- Sistemas FES disponibles comercialmente: (a) ODFS FES, (b) Walkaide FES, (c) 'My Gait System' FES, (d) Ness L300. Fuente: [23]

Tabla 1.1.- FES comerciales para corregir el pie de caído. Fuente: [23]

	Ness L300®	Walkaide®	ODFS Pace®	MyGait®
Fabricante	Bioness Neuromodulation Ltd.	Innovative Neurotronics Inc.	Odstock Medical Ltd	Ottobock Healthcare Products GmbH
Amplitud (mA)	0 – 80 @ 1 k	0 – 121 @ 1 k	10 - 100 @ 1k	0 – 90 @ 1k
Canales	1	1	1	2
Frecuencia (Hz)	20 – 45	16.7 – 33	0 – 60	10 – 80
Ancho de pulso (us)	100/200/300	25 – 300	0 – 360	50 – 400
Sensor de paso	Presión Inalámbrico	Sensores Inerciales / Presión cableado	Presión cableado / Presión Inalámbrico	Presión Inalámbrico
Batería	1 interna	1 reemplazable	1 reemplazable	1 interna
Recargable	Si	No	No	Si
País de origen	USA	Canada	Reino Unido	Alemania

Por otra parte, el uso de sensores inerciales para la detección de la marcha se basa en la detección de las aceleraciones mediante acelerómetros, o en la detección de la velocidad angular mediante giroscopios al momento de generar la marcha para detectar la etapa de la misma (como lo hace el estimulador de pie caído de Walkaide®) [20]. También estos datos pueden ser fusionados y así relacionar la amplitud del movimiento de las articulaciones de la pierna en ángulos, con las fases de la marcha [24].

1.2.5 Sensores inerciales y unidades de medición inercial

Los sensores inerciales son aquellos sensores electrónicos cuyas mediciones se basan en la variación de alguna variable respecto a una referencia que se considera fija. Dentro de esta categoría se tienen los acelerómetros y los giroscopios [25].

El acelerómetro es un dispositivo que mide la aceleración, que corresponde a la tasa de cambio de velocidad de una masa que se encuentra dentro del marco de referencia de la unidad de medición, permitiendo medir la inclinación de dicha masa con respecto a la aceleración de gravedad de la tierra. No se puede medir con respecto al eje que se encuentra paralelo al vector de la aceleración de gravedad [26]. El giroscopio es un elemento que puede medir la orientación

basado en el principio del momento angular. La referencia inercial usada por este sensor es la fuerza de Coriolis. Cuando una velocidad angular es aplicada por el constante movimiento y oscilación de dos masas en direcciones opuestas, la fuerza de Coriolis actúa sobre cada masa en direcciones opuestas, lo que resulta en un cambio de capacitancia. Este valor diferencial en capacitancia es proporcional a la velocidad angular, y es traducido como una salida de voltaje.

Estos elementos pueden ser usados de manera independiente, o bien, juntos para estimar orientación de un objeto en el espacio. Hoy en día existen elementos micro-electro mecánicos (MEMS) que incorporan los sensores inerciales en uno solo, denominado Unidad de Medición Inercial (IMU).

Uno de los principales problemas en el uso de IMUs con sólo los elementos descritos hasta ahora, es que sus mediciones se ven normalmente afectadas por un error acumulativo lineal (drift). Esto se debe a que los giroscopios digitales, a medida que van integrando sus mediciones para obtener la velocidad angular, van acumulando un error. Lo anterior se ha tratado de corregir mediante la utilización de otros sistemas, tales como GPS, sensores de gravedad, sensores de velocidad externos, sistema barométrico y un compás magnético o magnetómetro [27]. Se destaca que los elementos anteriores no son sensores de medición inercial, debido a que no miden con respecto a una referencia fija (como la aceleración de gravedad o la fuerza de Coriolis). Un compás o magnetómetro

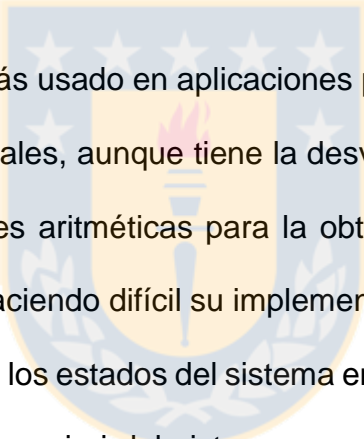
es un instrumento de medición utilizado para medir la intensidad y dirección de los campos magnéticos. Trabaja bajo el principio del efecto Hall, el cual mediante un voltaje puede ser detectado a través de un elemento metálico delgado cuando es sometido a un fuerte campo magnético perpendicular al plano del elemento. Con la incorporación de este elemento se favorece la precisión y exactitud de las mediciones del dispositivo, previo a una correcta calibración y un buen algoritmo de fusión de datos.

Sin embargo, es difícil lograr una calibración estándar para todos los ambientes, ya que el magnetómetro es muy sensible a las condiciones externas (temperatura, presión e intensidad del entorno magnético). Es por esta razón que la calidad de los datos obtenidos para el cálculo de la orientación estará fuertemente ligado al filtro escogido.

Se han desarrollado una gran cantidad de filtros para la fusión de los datos de los sensores inerciales, siendo los más usados:

- Filtro Mahony
- Filtro Kalman
- Filtro Madgwick [27]

De los tres filtros anteriores, el más fácil de implementar es el filtro Mahony, que se basa en una representación de la orientación en forma de cuaterniones. El algoritmo corresponde a un método de control proporcional integral (PI) para la corrección del *drift* del giroscopio, usando los errores de las estimaciones del acelerómetro y/o el magnetómetro con respecto al giroscopio para el cálculo de la orientación de un objeto en el espacio.



El filtro Kalman es el más usado en aplicaciones para el cálculo de la orientación usando sensores inerciales, aunque tiene la desventaja de requerir de una gran cantidad de operaciones aritméticas para la obtención de la orientación de un objeto en el espacio, haciendo difícil su implementación en sistemas embebidos. El algoritmo asume que los estados del sistema en un tiempo t se pueden obtener a partir de los estados a priori del sistema en un tiempo $t-1$ de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$x_t = F_t x_{t-1} + B_t u_t + w_t \quad (1.1)$$

Donde x_t corresponde al vector de estado, F_t a la matriz de transición de estado, x_{t-1} al vector de estado previo ($t-1$), B_t a la matriz de control del modelo (que para aplicaciones de orientación corresponde a una matriz de rotación), u_t al vector de control, y w_t al vector del ruido del proceso, que tiene que ser gaussiano

para su forma simple no extendida, aunque en esta aplicación corresponde a la matriz de covarianza de las mediciones.

El filtro Madgwick se basa en una versión optimizada del algoritmo de gradiente-descendente, y tiene la ventaja de ser fácil de implementar y computacionalmente óptimo porque requiere menos operaciones aritméticas en comparación con los filtros ya mencionados [27]. Este emplea una representación de la orientación por medio de cuaterniones, por lo cual no está sujeto a los problemas de singularidad presente en las representaciones basadas en matrices de cosenos directores (Gimball Lock). El algoritmo inicia con las mediciones del giroscopio de las velocidades angulares alrededor de los ejes x , y y z , con la finalidad de obtener su orientación con respecto a un sistema de referencia en forma de cuaternión q_ω .

Luego, se calcula un estimado del cuaternión q_{est} que da la orientación del sensor a partir del acelerómetro y/o magnetómetro, para proceder a fusionar la estimación con lo obtenido al aplicar las rotaciones con el giroscopio mediante la Ecuación 1.2.

$$q_t = \beta q_{est,t} + (1 - \beta)q_{\omega,t} \quad 0 \leq \beta \leq 1 \quad (1.2)$$

Donde, β es un factor que se obtiene mediante la Ecuación 1.3, y ω_β es la media del error de las mediciones del giroscopio.

$$\beta = \sqrt{\frac{3}{4}} \omega_\beta \quad (1.3)$$

1.3 Trabajos previos

Previo a la investigación que se desarrolla en este trabajo, otros científicos y equipos han buscado desarrollar sistemas que permitan discriminar los eventos críticos de la marcha para ser aplicados a FES de pie caído.

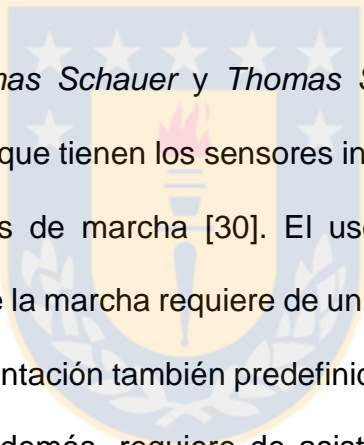
En el año 1990 *A. T. Willemsen* y su equipo usaron acelerómetros para calcular la aceleración equivalente de la articulación de la rodilla obteniendo una señal típica y reproducible que les sirvió para identificar las diferentes fases de la marcha (fase de apoyo y fase de balanceo) [6]. Utilizaron y probaron varios algoritmos de detección automáticos, basados en el cálculo de correlación cruzada, obteniendo buenos resultados: dos errores de detección en pacientes sanos y dos en pacientes hemipléjicos de un total de 152 y 106 pasos respectivamente.

En 2008 *S. Dosen* desarrolló un sistema de control basado en reglas para poder determinar el momento en el que se debe gatillar la estimulación para sujetos con pie caído [7]. El controlador usa datos de acelerómetros como entradas y su salida corresponden a la estimación de la activación muscular pertinente. Su controlador está diseñado en dos etapas: los datos de entrada y salida para el aprendizaje automático, y un set de reglas de aplicación basado en un sistema de inferencia adaptivo *neurofuzzy*. Sus resultados fueron satisfactorios, ya que la estimación de la activación muscular fue correcta para la velocidad de marcha para la cual el sistema fue entrenado.

Kong Se-Jing et al de la Universidad de Konkuk de Corea, implementó un sistema portable para la detección de los eventos de la marcha para ser usado en un sistema FES para pacientes hemipléjicos basado en un giroscopio incorporado en la parte frontal de la pierna inmediatamente bajo la rodilla y un par de *switches* bajo el pie [31]. Los eventos de la marcha fueron detectados usando Redes Neuronales Artificiales, donde el método para entrenar la red neuronal consistió en un sistema por cámaras como referencia. Luego del proceso de aprendizaje, la red puede detectar los eventos de la marcha on-line u off-line con los datos desde el sensor.

R. Williamson et al implementaron un sistema en el que usaron un solo acelerómetro bajo la rodilla y algoritmos de Aprendizaje Automático Supervisado

(*Supervised Machine Learning*) para la detección de eventos de la marcha para FES [29]. Las detecciones de los eventos de la marcha se sintetizaron a partir de algoritmos de inducción de dos reglas, *Rough Sets* y las Redes de Lógica Adaptativa, y se compararon con los datos de un detector de fase de apoyo y balanceo incorporado en la base de una mano. Se adquirieron datos a una velocidad de 100 Hz, y a precisión de la detección usando estos algoritmos varió entre un 86% y un 98% entre tres sujetos de prueba.



David Graurock, Thomas Schauer y Thomas Seel mencionan en su trabajo algunas problemáticas que tienen los sensores inerciales al momento de realizar evaluaciones o análisis de marcha [30]. El uso de sensores inerciales para evaluación y análisis de la marcha requiere de un sensor sujeto a cada segmento de la pierna en una orientación también predefinida lo que indica un gran número de estos elementos. Además, requiere de asistencia para lograr una correcta calibración de los dispositivos perdiendo autonomía, y necesita un espacio en el que el campo magnético del ambiente sea homogéneo caso en el que se use un magnetómetro.

Sin embargo, se ha demostrado que la confiabilidad de estos sensores es alta [31], pudiendo ser utilizados en dispositivos portátiles de monitoreo de la marcha ya sea para el monitoreo de actividades de la vida diaria, como en el control funcional de dispositivos FES.

1.4 Discusión

El pie caído es una condición provocada por otras enfermedades o lesiones que imposibilita el control voluntario de los movimientos característicos de la articulación del tobillo, haciendo de la actividad de la marcha todo un desafío para el que lo padece, pues tiende a arrastrar el pie en la fase del balanceo de la marcha.

De acuerdo al marco teórico y la revisión bibliográfica realizada, el FES es una técnica que se está usando cada vez más como opción tanto terapéutica como de rehabilitación.

Es por lo anterior que se han desarrollado múltiples métodos de rehabilitación para corregir o aminorar los efectos de esta condición en los pacientes que la padecen. Uno de ellos es la técnica de FES transcutánea del nervio peroneo, que es el que controla el movimiento de dorsi-flexión del pie mediante el accionamiento de pulsos eléctricos controlados. Dichos pulsos se controlan mediante el sensado de la fase de la marcha con diferentes sensores de paso.

Una opción es el uso de sensores inerciales para la detección de las etapas de la marcha en sus dos fases y el posterior control del pulso de estimulación, adquiriendo ya sea la velocidad angular y/o aceleración del pie o la pierna durante

la marcha, o la amplitud del movimiento ejercido por las articulaciones de la extremidad inferior. Sin embargo, se debe tomar en cuenta que el número de sensores a utilizar y los datos que se desean adquirir (ángulo, velocidad angular, aceleración lineal, presión del talón) van a determinar la simplicidad del sistema a proponer y el modelo a utilizar para predecir los eventos de estimulación. Dichos eventos de estimulación corresponden sólo al evento de elevación del talón del suelo y colocación del mismo, por lo que no es necesario para efectos de este trabajo identificar todos los estados de la marcha.

Es posible proponer dos tipos de implementación. La primera consiste en el uso de dos sensores inerciales colocados en la pierna afectada con el trastorno de la marcha (pie caído). Uno se ubicaría bajo la rodilla y otro en el pie (con orientación a definir), para de esta manera, crear un sistema de control basado en la adquisición de los ángulos de las articulaciones del miembro inferior. El segundo, consiste en el uso de un solo sensor colocado en algún segmento del miembro inferior afectado con el trastorno de la marcha (con orientación a definir) para adquirir velocidad angular y aceleración y, con esos datos, implementar el modelo que permitirá identificar los eventos de estimulación. Como el movimiento a evaluar consiste principalmente en la ejecución de la marcha, basta con evaluar un solo plano de movimiento (sagital), simplificando su procesamiento para ambos casos.

Los modelos predictivos implementados en investigaciones anteriores han usado métodos como Redes Neuronales, Machine Learning, Neurofuzzy, metodologías de correlación cruzada, entre otros.

Para este trabajo se optará por el uso de redes neuronales, ya que es la opción más simple de aplicar, una vez esté entrenada, a sistemas embebidos. Tiene la ventaja de implementar de manera automática su propia representación de la información con la que se entrena acelerando la producción de resultados. Es capaz de manejar cambios importantes en la información de entrada tras su entrenamiento, como señales con ruido u otros cambios en la entrada. Esto la hace ideal para este trabajo, ya que no se tiene la certeza de contar con un gran set de entrenamiento para asegurar la generación de un sistema robusto con otros métodos ante la alta variabilidad de las señales con las que se va a trabajar.

Así, independiente de lo anteriormente expuesto, se evaluarán los dos tipos de control propuestos (medición de ángulos y velocidad angular con aceleración) usando el que mejor resultados arroje según el modelo implementado. Para la obtención de los ángulos se omitirá el uso del magnetómetro y se usará el filtro Madgwick por ser un filtro fácil de implementar y reproducible en sistemas embebidos de bajo costo.

La posibilidad de usar sensores inerciales otorga el potencial para desarrollar un sistema cómodo y robusto, pues permite disminuir el uso innecesario de cables propios del sensado por elementos mecánicos y se elimina la posibilidad del desgaste de los sensores, puesto que son sistemas electrónicos sin partes móviles. En la figura 1.4 se ilustra una unidad de estimulación eléctrica y lo que esta tesis busca implementar eliminando el uso de sensores de presión para la identificación de los eventos de la marcha.

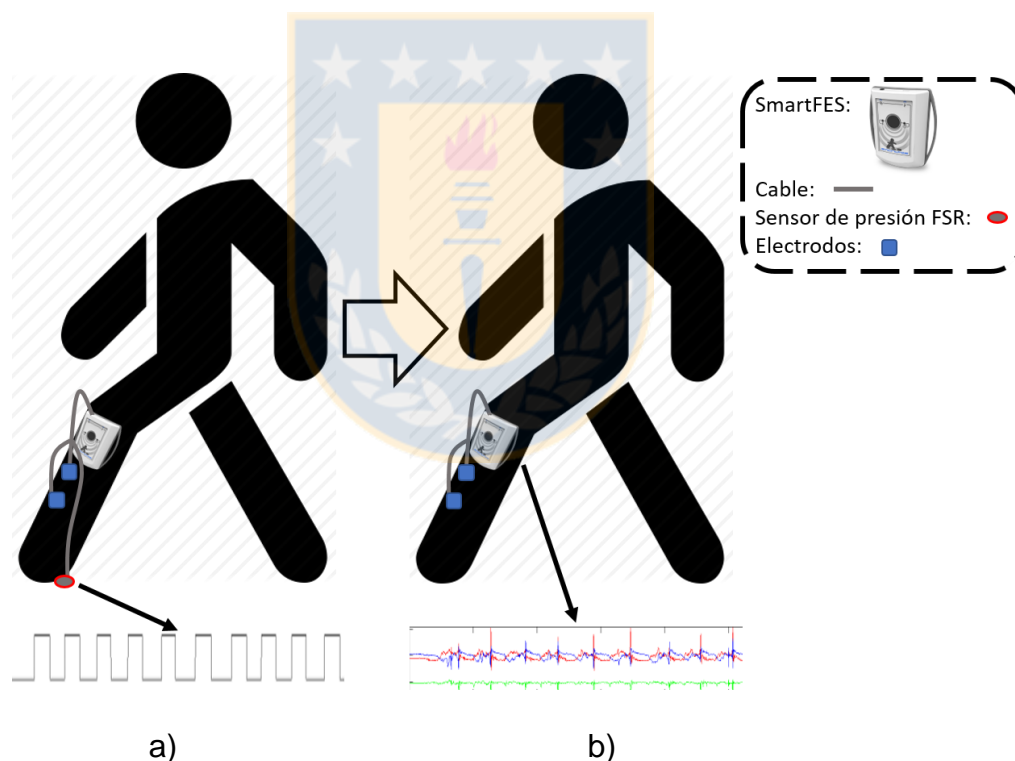


Figura 1.4.- Uso del estimulador de pie caído SmartFES. Donde a) representa su uso actual mediante la identificación de los estados de la marcha mediante el uso de un sensor de presión FSR en el talón del sujeto y b) la incorporación de los sensores inerciales que se encuentran embebidos dentro de la unidad estimuladora y que permiten eliminar el uso de un sensor de presión FSR. Fuente: *Elaboración propia*.

1.5 Hipótesis

Mediante el uso de sensores inerciales se puede identificar los estados de la marcha para el control de un estimulador electrónico funcional de pie caído.

1.6 Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema para la identificación de los estados de la marcha (despegue del pie) mediante sensores inerciales para el control de un estimulador electrónico funcional de pie caído.

1.7 Objetivos específicos

- Diseñar e implementar un sistema electrónico de análisis de marcha basado en sensores inerciales y sensores de presión.
- Adquirir datos mediante la realización de pruebas y relacionar los resultados con los estados de la marcha.
- Identificar el estado de la marcha en el que se debe gatillar y detener la estimulación del nervio peroneo (elevación y colocación del talón).

- Generar un algoritmo predictivo para gatillar la estimulación.
- Validar el sistema con respecto a las señales entregadas por el sensor de paso y analizar resultados experimentales con sujetos de prueba mediante indicadores estadísticos de clasificación como especificidad (correcta identificación de los eventos de colocación del talón), sensibilidad (correcta identificación de los eventos de elevación del talón), y exactitud (correcta identificación de los eventos de elevación y colocación del talón).

1.8 Alcances y limitaciones

El alcance del proyecto abarca la construcción de un sistema prototipo que permita identificar los estados de la marcha para la generación de un modelo de estimulación según los datos obtenidos.

El sistema propuesto es un prototipo que será probado con aproximadamente 10 sujetos de prueba que pueden o no tener una cierta incapacidad motora, por lo que la validación clínica con alguna muestra representativa se escapa de los alcances de este trabajo.

1.9 Publicaciones

Durante el desarrollo de la tesis se generaron las siguientes publicaciones:

1.9.1 Paper ISI

- Aqueveque, P., Sobarzo, S., Saavedra, F., Maldonado, C., & Gómez, B. (2016). *Android platform for realtime gait tracking using inertial measurement units. European Journal of Translational Myology, 26(3).*

1.9.2 Conferencias

- Aqueveque, P., Pino, E., & Gómez, B. *Mouse Inalámbrico controlado con los movimientos de la cabeza. Iberdiscap. Punta Arenas, Chile (2015).*
- Aqueveque, P., Gómez, B., Saavedra, F., & Germany, E., *A Neural Network Algorithm for Detection of Heel Strike and Heel Off Events Using Inertial Sensors to Trigger a Drop Foot Stimulator, 39th Annual International IEEE EMBS Conference - Jeju, Corea del Sur – 2017*

- Aqueveque, P., Gómez, B., Saavedra, F., & Germany, E., *Neural Network Algorithm to Detect the Gait Phases and Trigger a Drop Foot Stimulator Using Inertial Sensors*, IFESS REHAB WEEK Conference - Londres, Inglaterra – 2017

1.9.3 Capítulo de libro

- Pablo Aqueveque, Paulina Ortega, Esteban Pino, Francisco Saavedra, Enrique Germany and Britam Gómez (2017). *After Stroke Movement Impairments: A Review of Current Technologies for Rehabilitation*, Physical Disabilities - Therapeutic Implications, Prof. Uner Tan (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/67577.

CAPÍTULO 2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LOS ESTADO DE LA MARCHA

2.1 Introducción.

Este capítulo describe el diseño y la implementación de un sistema basado en sensores inerciales para la obtención de los datos para el entrenamiento y la evaluación del algoritmo a desarrollar. El sistema está compuesto por 3 IMU y un sensor de paso. Cada IMU tiene un acelerómetro de 3 ejes, un giroscopio de 3 ejes y un magnetómetro de 3 ejes. Se evitó el uso del magnetómetro porque es difícil alcanzar una calibración estándar para todos los ambientes, ya que este sensor es muy sensible a influencias externas (temperatura, presión e intensidad del entorno magnético). Se usa un sensor de paso para la identificación de los eventos de interés en el ciclo de la marcha: elevación del talón y apoyo del talón.

2.2 Unidad de Medición Inercial.

El sensor usado para el desarrollo de la unidad de medición fue el MPU 9250 que es un sistema microelectromecánico (MEMS) producido por Invensense. Este

sistema incorpora dentro de su configuración un acelerómetro de tres ejes, un giroscopio de tres ejes, un magnetómetro de tres ejes, un sensor de temperatura y un procesador digital de movimiento (ver Figura 2.1). [32]

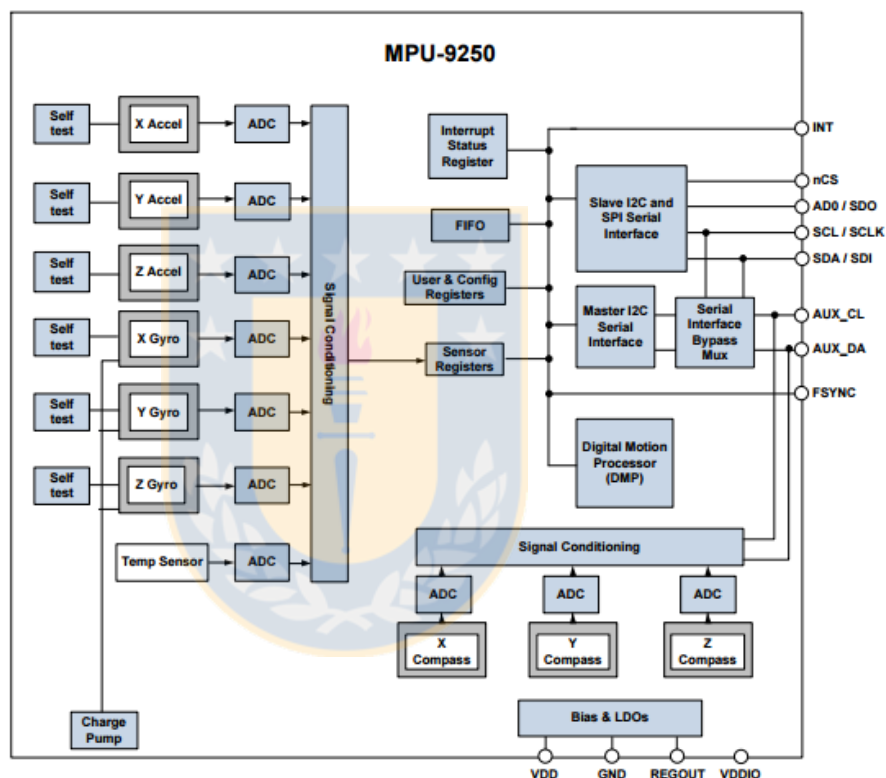


Figura 2.1.- Esquema interno de los componentes internos del MPU 9250. Fuente: [32]

El acceso a los datos de los sensores contenidos en este sistema puede hacerse mediante dos tipos de comunicación: *Inter-Integrated Circuit* (i2c) y *Serial Peripheral Interface* (SPI). En esta ocasión se optará por el acceso de los datos mediante i2c, pues posee la ventaja de requerir pocas conexiones para obtener

los datos de uno o varios sensores en comparación al SPI. Este no es tan veloz como la comunicación por SPI, pero no es un problema, ya que no se busca adquirir a una alta tasa de muestreo para la aplicación que se le dará en esta investigación.

2.2.1 Diseño de la placa electrónica (PCB) de la IMU.

Las consideraciones para el diseño del circuito a implementar corresponden a que debe ser liviano, pequeño, de bajo consumo, autónomo e inalámbrico.

El microcontrolador (NXP modelo LPC824M201JDH20) y el sensor (MPU 9250) a utilizar son elementos pequeños (6.4x4.5x1.1 mm y 3x3x1 mm respectivamente) y de bajo consumo de energía (2–3 mA a 3.3V). Para otorgarle autonomía al sistema, se usará una batería LiPo recargable de 3.7V–150mAh y se comunicará inalámbricamente mediante un módulo Bluetooth V3.0 (25 - 30 mA a 3.3V). Como esquema general, se presenta el diagrama de la Figura 2.2.

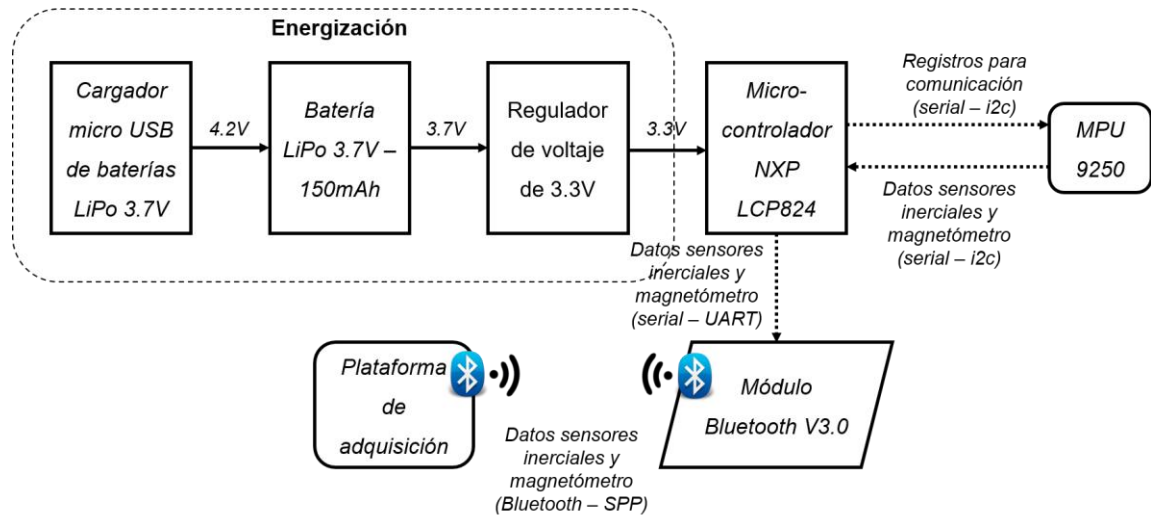
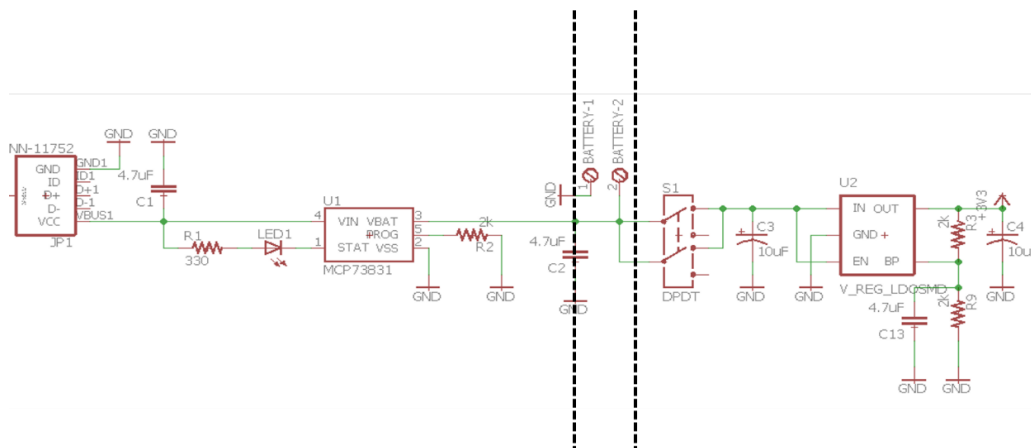


Figura 2.2.- Esquema general del hardware a implementar para el MPU 9250. Fuente: *Elaboración propia.*

A partir de lo anterior se procedió a diseñar el sistema de medición tomando en consideración los elementos escogidos. Haciendo uso del software Eagle se obtienen los esquemáticos que se muestra en las Figuras 2.3, 2.4, 2.5 y 2.6.



(a)

(b)

(c)

Figura 2.3.- Esquemático del hardware diseñado, etapa de energización.

(a) Cargador de batería, (b) Conexión de batería, (c) Regulación de Voltaje.

Fuente: Elaboración propia.

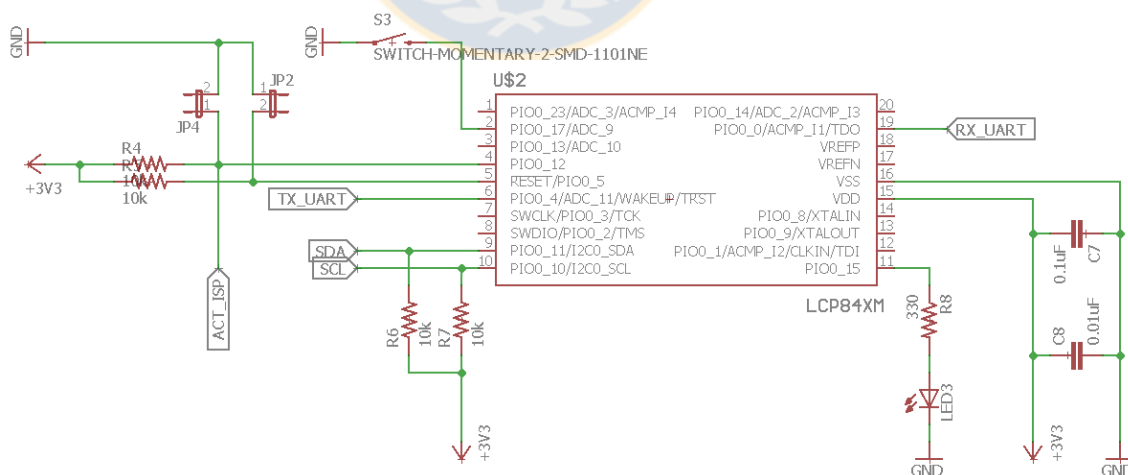


Figura 2.4.- Esquemático del hardware diseñado, microcontrolador. Fuente: Elaboración propia.

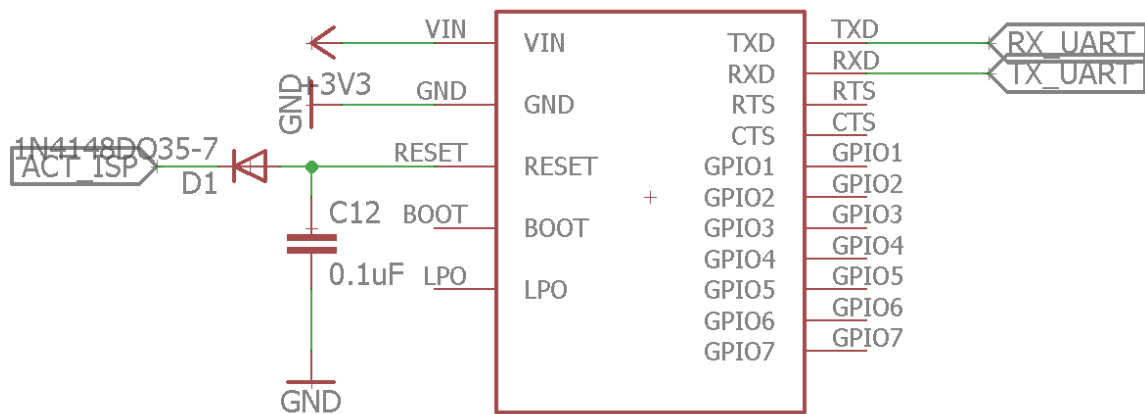


Figura 2.5.- Esquemático del hardware implementado, módulo Bluetooth. Fuente: Elaboración propia.

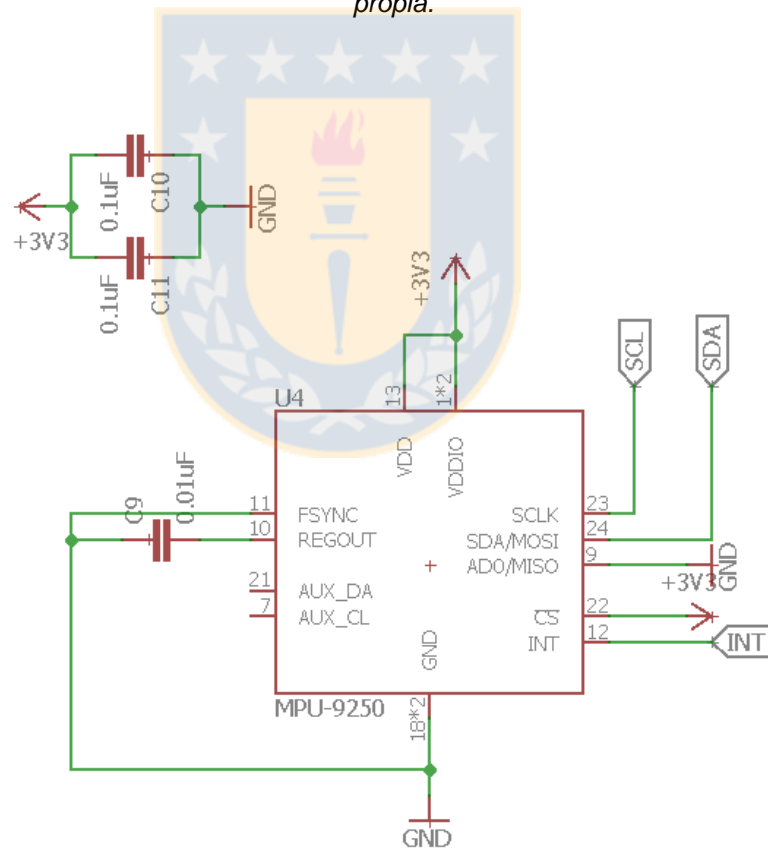


Figura 2.6.- Esquemático del hardware implementado, MPU 9250. Fuente: Elaboración propia.

Una vez diseñada la placa electrónica del sistema de medición, este se envió a confeccionar, obteniendo lo que se ilustra en la Figura 2.7.

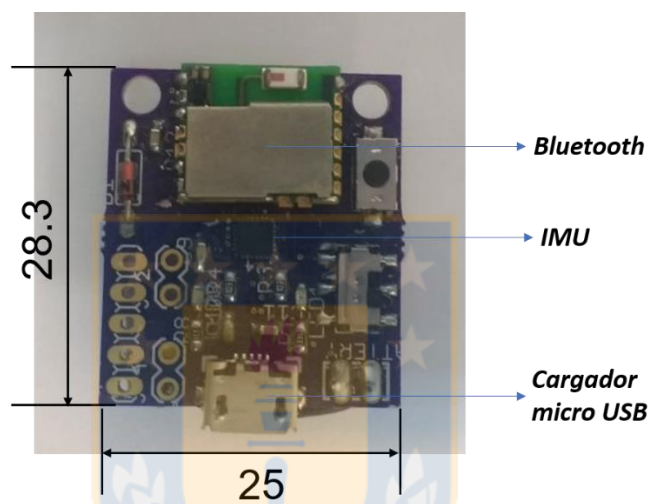


Figura 2.7.- Placa PCB de la unidad de medición confeccionada con cotas en milímetros.

Fuente: Elaboración propia.

2.2.2 Diseño e implementación de la carcasa del IMU.

En la Figura 2.8 se presenta el diseño la carcasa de la unidad de medición implementada en la sección anterior con el *software Rhinoceros 5*. La carcasa es confeccionada con PLA en una impresora 3D (Ultimaker 2 Extended). El resultado final se ilustra en la Figura 2.9.

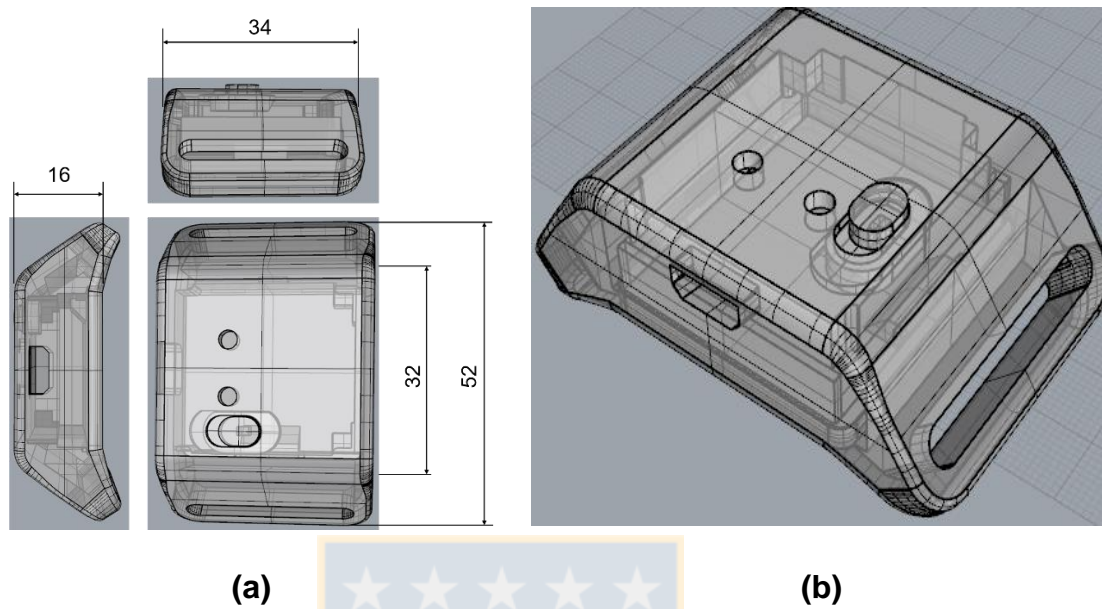


Figura 2.8.- Diseño carcasa de la unidad de medición.

(a) Vistas ortogonales con las cotas en milímetros, (b) Representación isométrica.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 2.9. Carcasa impresa con tecnología de impresión 3D en dos colores. Fuente:

Elaboración propia.

2.3 Sensor de paso.

El sensor de paso utilizado para detectar los eventos de elevación y apoyo del talón fue un interruptor mecánico que se colocó en el talón de los sujetos al momento de realizar las mediciones.

El sistema para adquirir los datos desde el interruptor es similar al diseñado para el IMU utilizando los mismos componentes electrónicos, a excepción del microcontrolador que es un ATMEGA 328. La señal de conmutación mecánica es enviada a través de Bluetooth V3.0 y, al igual que las IMU, tiene una unidad de carga de batería micro USB. Como esquema general del hardware, se presenta el diagrama de la Figura 2.10.

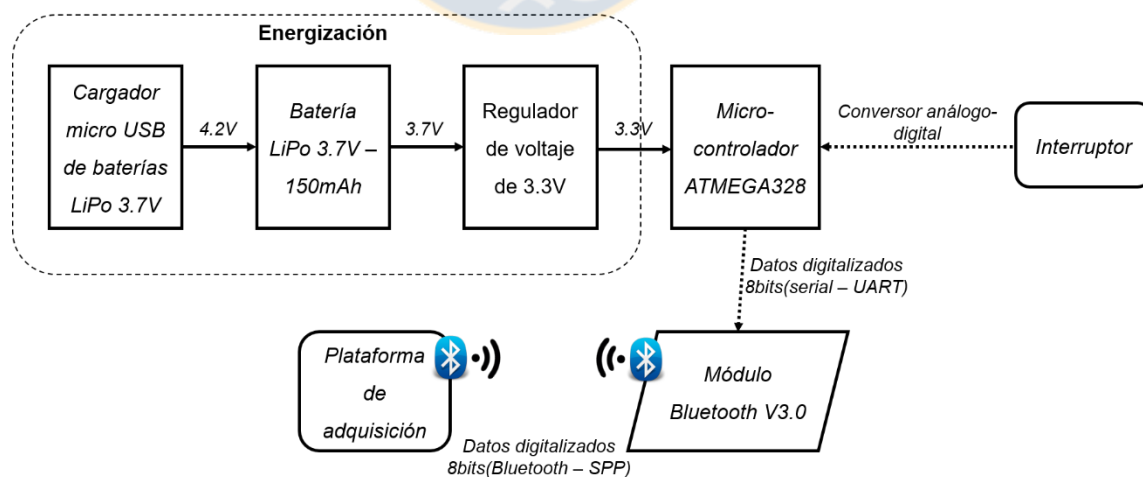


Figura 2.10.- Esquema general del hardware a implementar para el sensor de paso. Fuente:

Elaboración propia.

En las Figuras 2.3, 2.4, 2.5 y 2.6 de la sección anterior se puede observar la etapa de diseño esquemático de la etapa de energización y del módulo Bluetooth respectivamente, ya que no sufre variaciones en lo que respecta a su configuración. En la Figura 2.11 y 2.12 se ilustran la configuración del microcontrolador y el conector del sensor de paso respectivamente como esquemático. Luego, se confeccionó la placa PCB obteniendo lo que se muestra en la Figura 2.13.

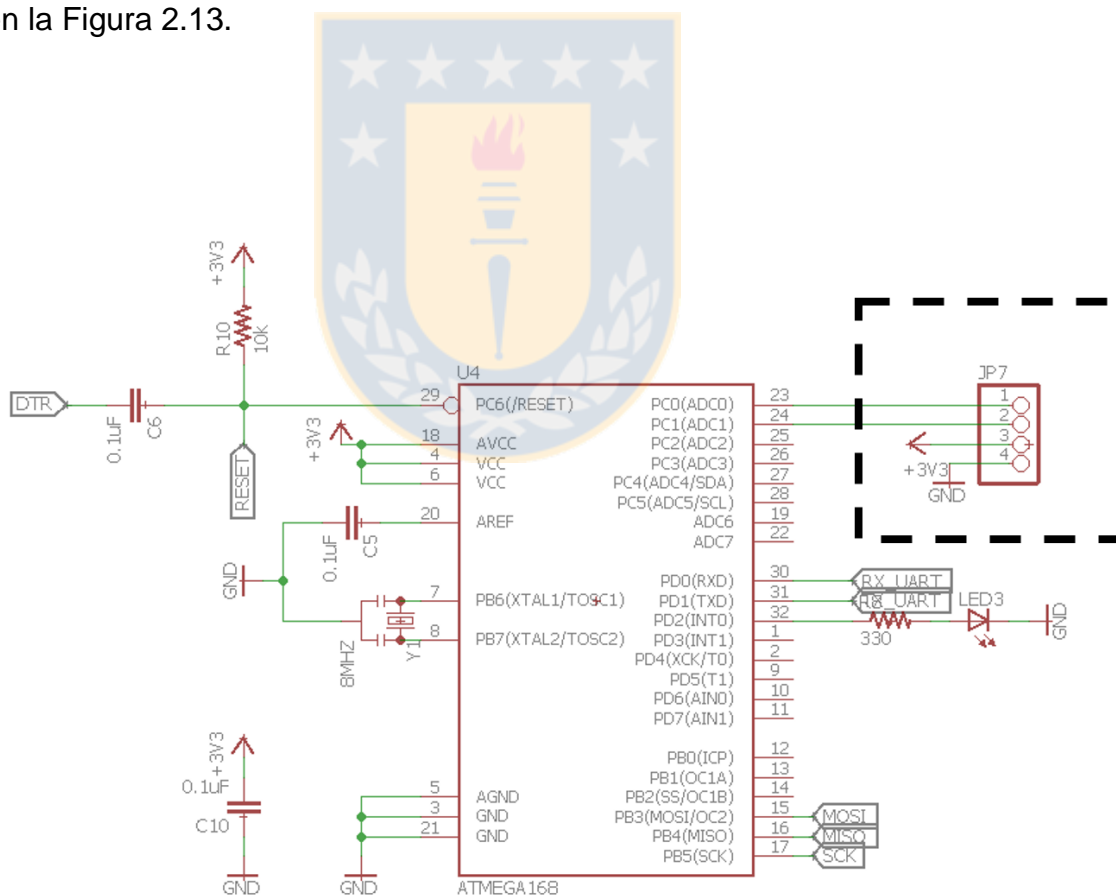


Figura 2.11.- Esquemático del hardware diseñado, para el microcontrolador. La parte marcada corresponde al conector para el interruptor mecánico. Fuente: Elaboración propia.

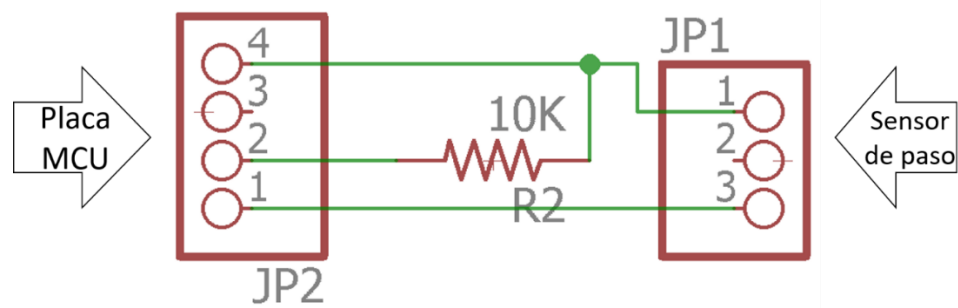


Figura 2.12.- Esquemático del hardware diseñado para el conector donde se usó una resistencia de 10 Kohm para la implementación del pulsador como pull-up. Fuente: *Elaboración*

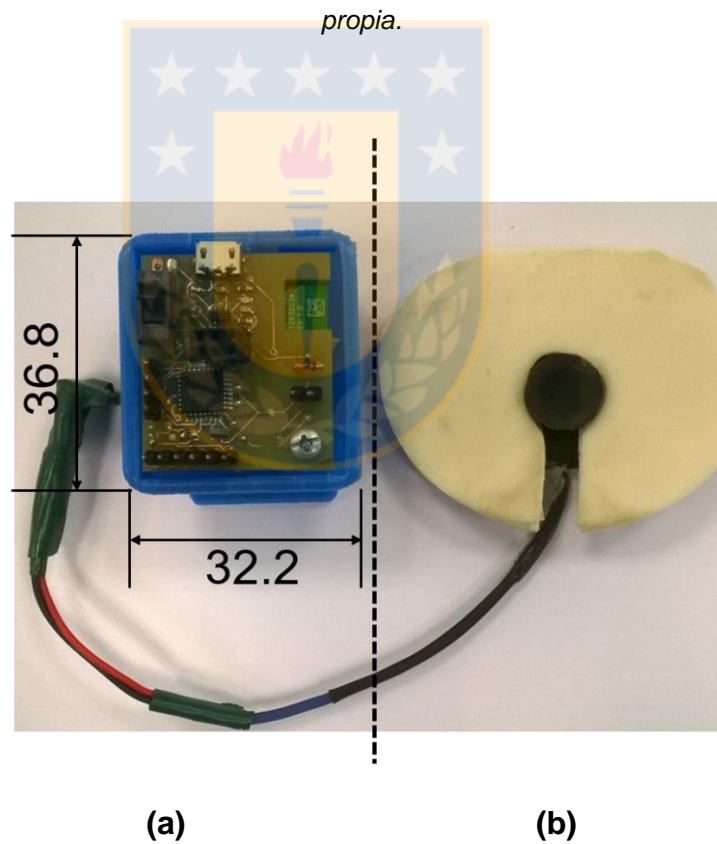


Figura 2.13.- Sensor de paso con cotas en milímetros.

(a) PCB sensor de paso, (b) Interruptor mecánico.

Fuente: *Elaboración propia.*

2.4 Sistema de medición.

En la Figura 2.14 se presenta un esquema general del sistema de medición de marcha implementado.

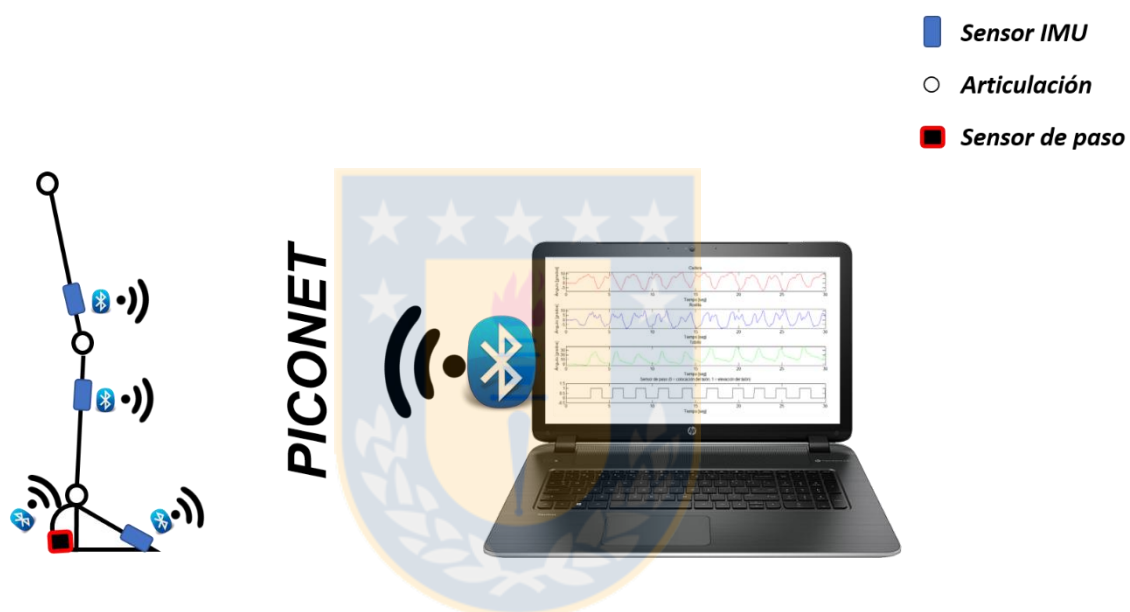


Figura 2.14.- Esquema general del sistema de medición implementado donde se detalla la forma de comunicación con la interfaz de adquisición y la posición de los sensores en la pierna dominante del sujeto de prueba no secuelado o en la pierna afectada de un sujeto de prueba secuelado. *Fuente: Elaboración propia.*

CAPÍTULO 3. PROTOCOLO DE MEDICIÓN

3.1 Introducción.

Una vez implementados los sensores es necesario definir una metodología que permita adquirir de una manera ordenada y coherente los datos necesarios para entrenar y evaluar de la manera más completa posible el algoritmo a desarrollar. Es por lo anterior que este capítulo detalla el protocolo de medición seguido para realizar las mediciones a cada sujeto que formó parte de la muestra.

3.2 Muestra y protocolo de medición.

Se midieron 10 sujetos de diferente estatura y sexo (6 varones y 4 mujeres), de 16 a 60 años. Dos de los sujetos sufrían de alguna secuela que les impedía realizar movimientos de flexión plantar y dorsiflexión de manera controlada, uno tras haber sido afectado por un accidente cerebrovascular y el otro por una lesión en su tobillo. Los otros sujetos no tenían ninguna condición invalidante.

El protocolo de medición a utilizar considera los siguientes pasos:

- i. Colocar tres sensores IMU en cada segmento de la pierna dominante del sujeto de prueba (muslo, pierna y pie) como se ve en la Figura 3.1 a). Si el sujeto es secuelado, colocar los sensores en la pierna afectada.
- ii. Colocar el sensor de paso en el talón del sujeto en la misma pierna en la que se posicionaron los sensores, como se ve en la Figura 3.1 b).
- iii. Pedirle a cada sujeto que realice una marcha en línea recta sobre una superficie plana sin obstáculos y sin pendiente durante 35 segundos: 5 segundos detenido en una posición de referencia para asegurar la convergencia de los datos por el filtro de orientación y 30 segundos de marcha a velocidad constante.
- iv. Repetir (iii) tres veces a diferentes ritmos.

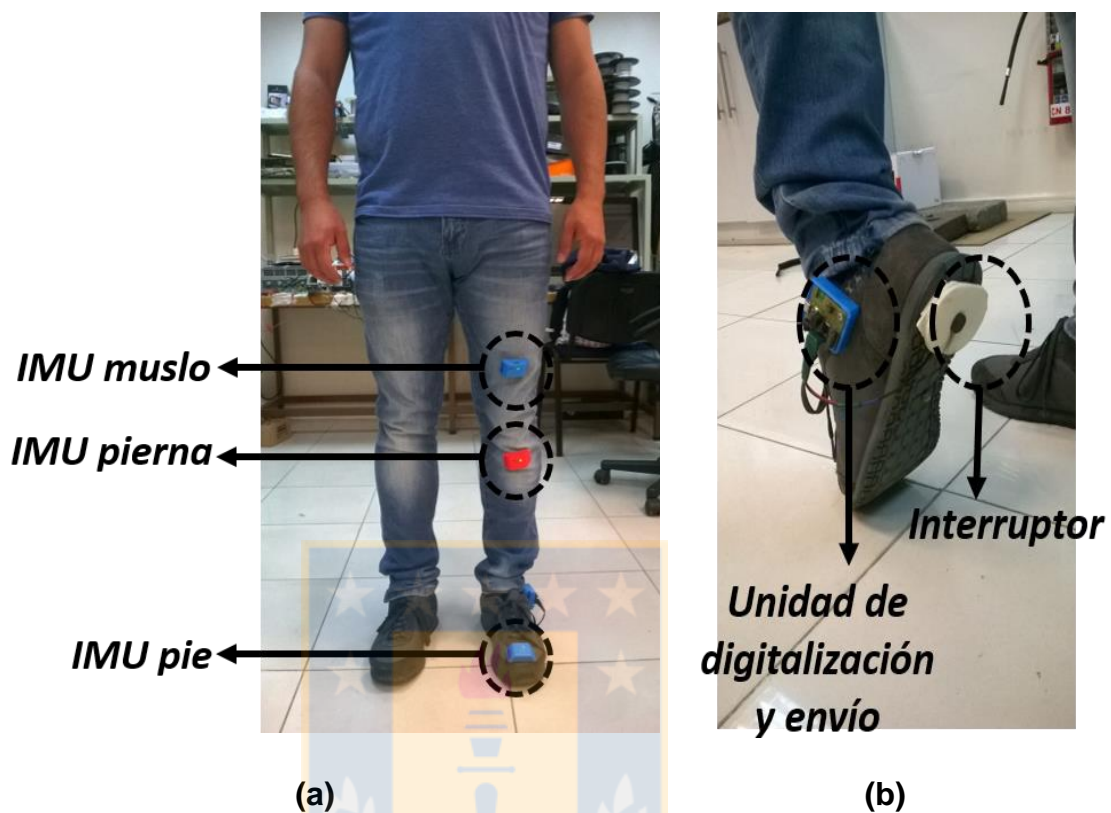


Figura 3.1.- Unidad de medición inercial colocada en cada segmento de la pierna y el interruptor de pie colocado en el talón bajo el zapato.

(a) IMUs, (b) Sensor de paso.

Fuente: Elaboración propia.

Cada sensor fue muestreado a 100 Hz, y los datos adquiridos desde el acelerómetro fueron configurados a un rango de $\pm 4G$ mientras que el giroscopio fue configurado para medir entre ± 250 grados/s. La adquisición de los datos y su procesamiento se hizo en Python 2.7.

CAPÍTULO 4. ESTIMACIÓN DE LOS ÁNGULOS DE LAS ARTICULACIONES DE LA PIERNA USANDO SENSORES INERCIALES

4.1 Introducción.

Como esta investigación busca definir cuál es la mejor opción para predecir los eventos de interés en el ciclo de la marcha, aparte de la utilización de los datos de aceleración y velocidad angular entregados por los sensores inerciales (acelerómetro y giroscopio), se procederá a definir un algoritmo que permita obtener los ángulos de las articulaciones de la pierna (cadera, rodilla y tobillo), para usarlos como entradas del algoritmo predictivo a implementar.

4.2 Algoritmo para el cálculo de los ángulos de las articulaciones de la pierna.

Para obtener los ángulos de las articulaciones de la pierna a partir de los datos de los sensores inerciales adquiridos en las pruebas, se utilizó el filtro de ángulos cuaternarios de 6 grados de libertad (acelerómetro de tres ejes y giroscopio de tres ejes) desarrollado por Sebastian Madgwick [27].

Antes de procesar los datos con el filtro, se realizó una calibración de *bias* para cada eje de cada sensor ya que las mediciones pueden o no estar alineadas a los ejes de los sensores inerciales debido a:

- Al momento de soldar el integrado a la placa PCB el sensor no está alineado con ella
- La placa PCB puede que esté inclinada al interior de la carcasa

Después de la calibración, se fijan los parámetros del filtro a utilizar, obteniendo el cambio de orientación de un objeto en su formato cuaternario.

Los ángulos cuaternarios son una representación de un número complejo de 4 dimensiones, que se utiliza para definir la orientación de un cuerpo rígido en un espacio tridimensional, sin pérdida de grados de libertad ni singularidades como ocurre con los ángulos de Euler (Gimbal Lock).

Generalmente, una rotación cuaternaria se representa como se indica en la Ecuación 4.1, donde q_1 representa la parte real (rotación) y q_2 , q_3 y q_4 la parte imaginaria, que contiene el eje o vector alrededor del cual se aplica la rotación

(X, Y, Z). En la Figura 4.1 se presenta gráficamente una rotación cuaternaria en tres dimensiones.

$$Q = [q_1, q_2, q_3, q_4] = \left[\cos \frac{\theta}{2}, X \sin \frac{\theta}{2}, Y \sin \frac{\theta}{2}, Z \sin \frac{\theta}{2} \right], \quad (4.1)$$

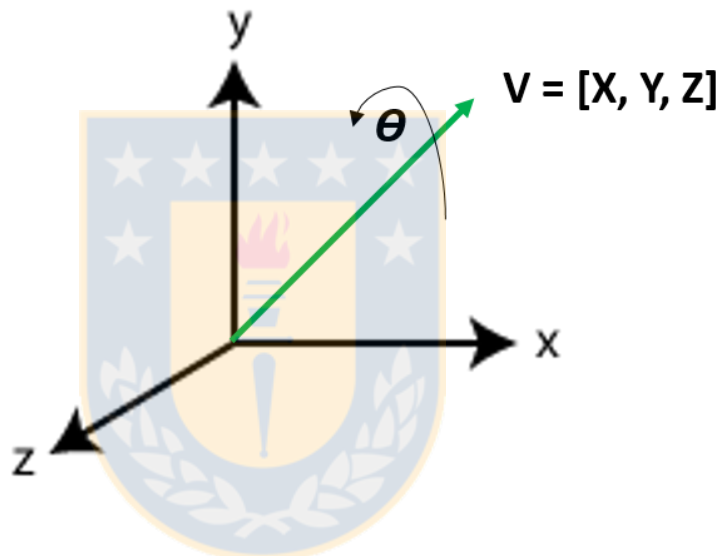


Figura 4.1.- Representación de una rotación cuaternaria a un vector V con un ángulo Θ , lo que puede codificarse en forma cuaternaria según la Ecuación 4.1.

Una rotación cuaternaria utiliza cuaterniones normalizados con la finalidad de aplicar la rotación como se indica en la Ecuación 4.2, donde un vector V se multiplica por el cuaternión Q normalizado y por su conjugado Q^* , donde el conjugado de un cuaternión normalizado se muestra en la Ecuación 4.3. Si los

cuaterniones no estuviesen normalizados no se podría usar la metodología recién indicada.

$$V_R = Q * V * Q^*, \quad (4.2)$$

$$Q^* = [q_1, -q_2, -q_3, -q_4], \quad (4.3)$$

Sin embargo, la orientación descrita por una rotación cuaternaria puede representarse mediante una matriz de rotación M_R , de la forma que se indica en la Ecuación 4.4.

$$M_R = \begin{bmatrix} 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 & 2(q_2q_3 + q_1q_4) & 2(q_2q_4 - q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 - q_1q_4) & 2q_1^2 - 1 + 2q_3^2 & 2(q_3q_4 + q_1q_2) \\ 2(q_2q_4 + q_1q_3) & 2(q_3q_4 - q_1q_2) & 2q_1^2 - 1 + 2q_4^2 \end{bmatrix}, \quad (4.4)$$

Para alinear los ejes de los sensores inerciales con el sistema de referencia definido (ver Figura 4.2), se aplica la Ecuación 4.5 donde Q_{ref} son los vectores del sistema de referencia en su forma cuaternaria y Q_{conj} es la rotación cuaternaria para alinear los ejes del segmento corporal a rotar con el vector contenido en Q_i .

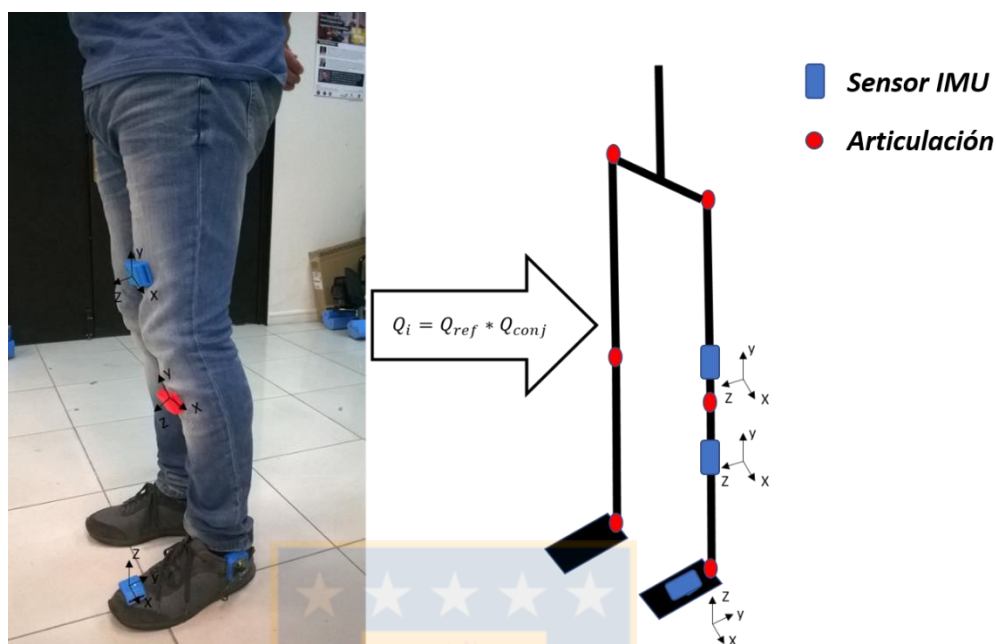


Figura 4.2.- Alineación de los ejes de los sensores inerciales al inicio de la adquisición (izquierda) con el sistema de referencia utilizado (derecha). *Fuente: Elaboración propia.*

Después de alinear los ejes del sensor con el sistema de referencia, cada segmento representado por un vector es rotado y los ángulos se obtienen con la Ecuación 4.6 como el arco coseno del producto punto de dos vectores V_1 y V_2 en el plano sagital.

$$Q_i = Q_{ref} * Q_{conj}, \quad (4.5)$$

$$Angulo = \cos^{-1}(\text{productoPunto}(V_1, V_2)), \quad (4.6)$$

Con el procedimiento anterior, es posible obtener los ángulos de las articulaciones de la pierna desde cualquier plano de análisis (sagital, coronal, axial). En este caso se calcularán los ángulos desde el plano sagital ya que el movimiento de la pierna es más significativo desde ese plano de referencia.

El algoritmo completo para obtener los ángulos de las articulaciones fue implementado en Python 2.7 y se muestra en la Figura. 4.3.

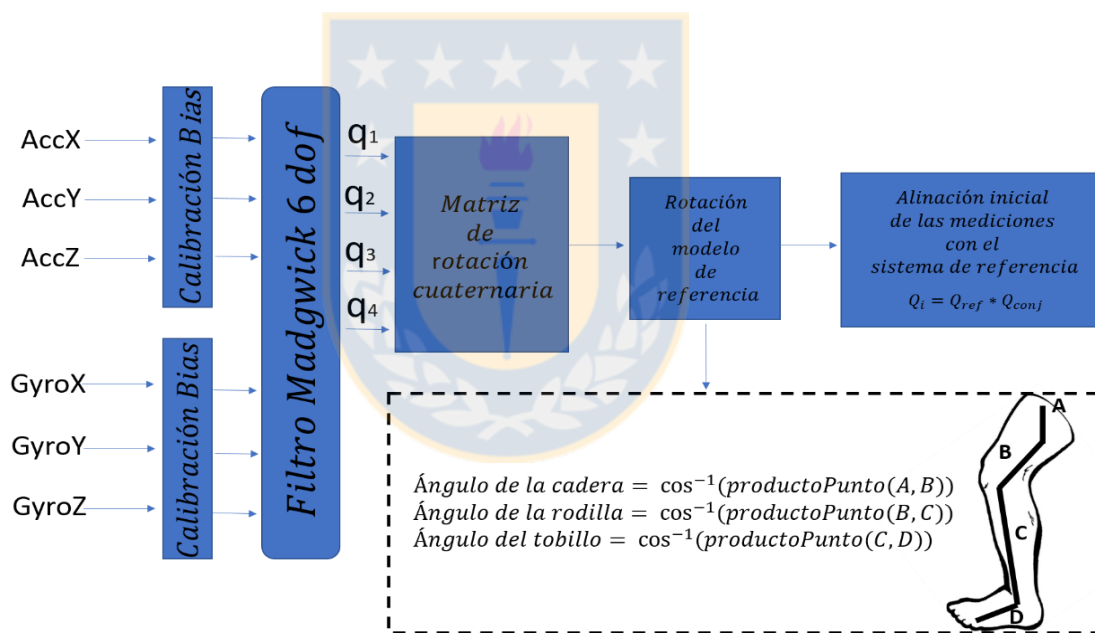


Figura 4.3.- Esquema del algoritmo utilizado para obtener los ángulos de las articulaciones de del miembro inferior en el plano sagital. Donde A es la espalda, B es el muslo, C es la pierna, y

D es el pie. Fuente: Elaboración propia.

4.3 Resultados

Tras aplicar el algoritmo a los datos inerciales obtenidos de uno de los sujetos de prueba (ver Figuras 4.4, 4.5, 4.6) se obtiene los ángulos que se ilustran en la Figura 4.7. En la Figura 4.8 se observan las formas de onda de un ciclo de la marcha observadas en otra investigación para efectos de comparación [33].

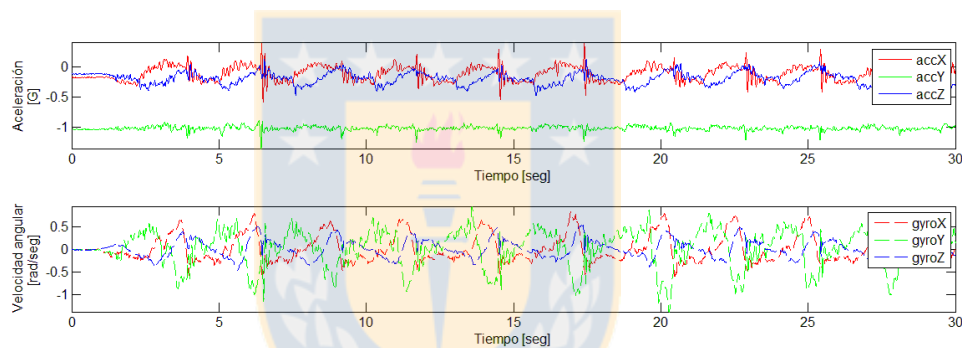


Figura 4.4.- Aceleración (superior) y velocidad angular (inferior) del muslo de un sujeto de prueba en una caminata en línea recta a ritmo constante. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente. Fuente: *Elaboración propia*.

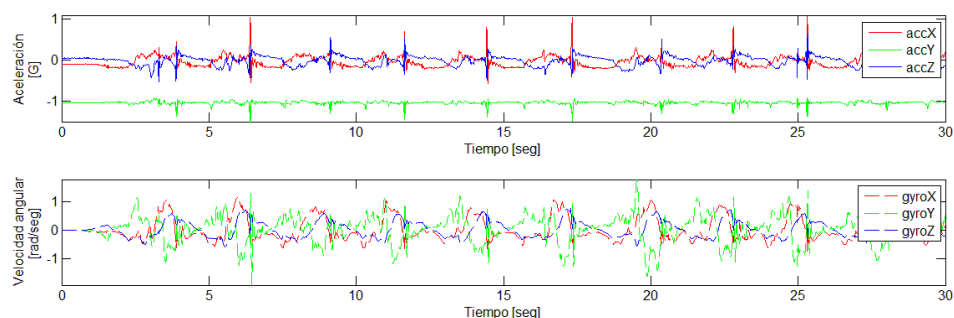


Figura 4.5.- Aceleración (superior) y velocidad angular (inferior) de la pierna de un sujeto de prueba en una caminata en línea recta a ritmo constante. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente. *Fuente: Elaboración propia.*

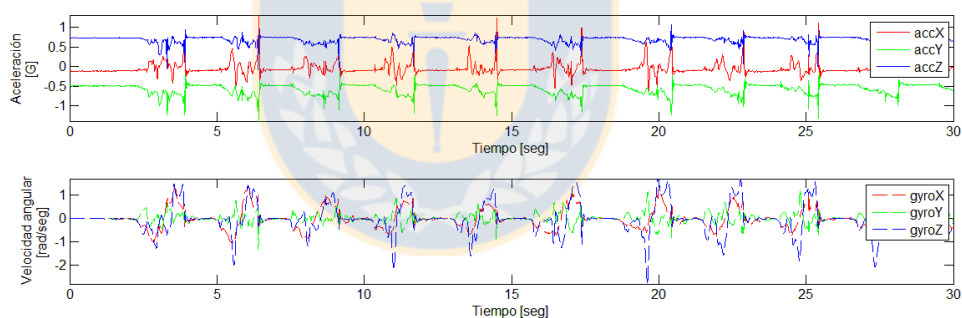


Figura 4.6.- Aceleración (superior) y velocidad angular (inferior) del pie de un sujeto de prueba en una caminata en línea recta a ritmo constante. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente. *Fuente: Elaboración propia.*

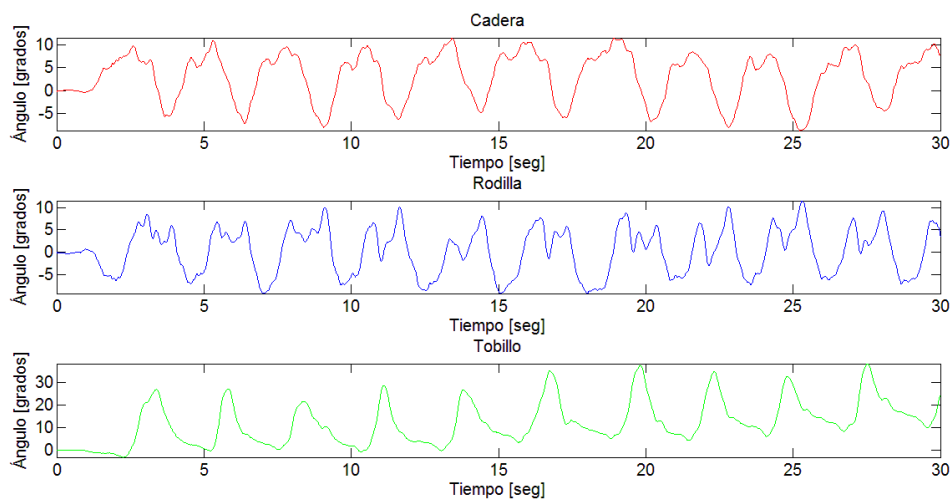


Figura 4.7.- Ángulos de las articulaciones de la pierna derivados al usar el algoritmo de la Figura 4.3 y los datos de las Figuras 4.4, 4.5, y 4.6. Fuente: *Elaboración propia*.

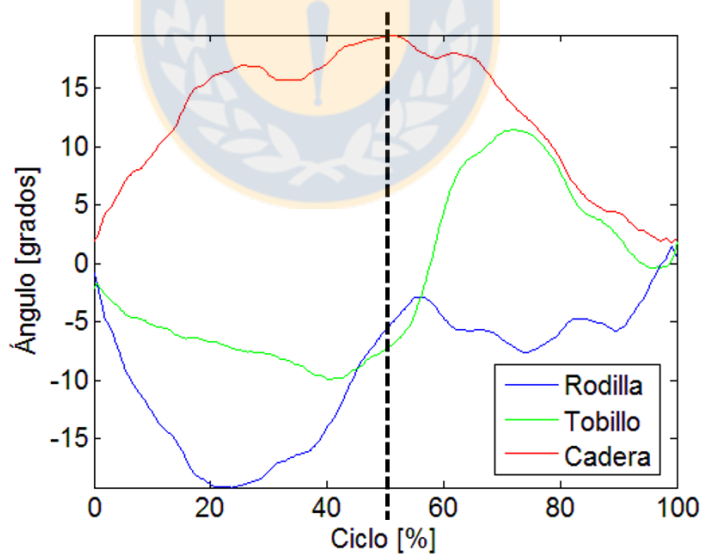


Figura 4.8.- Forma de las señales de los ángulos de las articulaciones de la pierna durante un ciclo de la marcha obtenidos con el algoritmo de la Figura 4.3. Notar que el inicio de este gráfico corresponde al evento de elevación del talón y el final al de apoyo. Fuente: *Elaboración propia*.

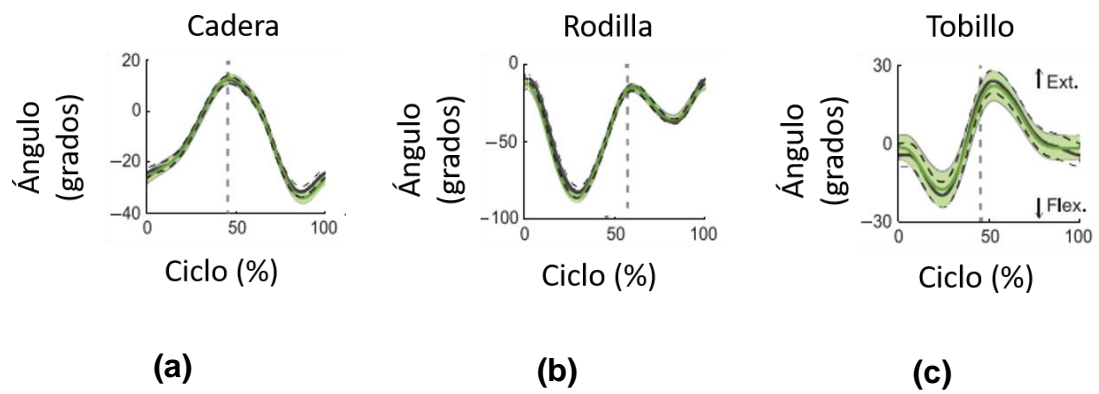


Figura 4.9.- Forma de las señales de los ángulos de las articulaciones de la pierna durante un ciclo de la marcha usando sistema basado en cámaras. Notar que las señales ilustradas en la

Figura 4.8 presentan la misma forma de onda. Fuente: [33]



CAPÍTULO 5. ALGORITMO PARA LA PREDICCIÓN DE LOS EVENTOS DE ELEVACIÓN DEL TALÓN Y APOYO DEL TALÓN

5.1 Introducción

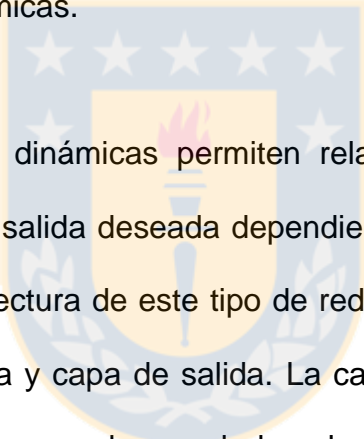
Para predecir los eventos elevación y colocación del talón y usar esa información para gatillar los pulsos de estimulación de un estimulador de pie caído, se implementaron y entrenaron seis redes neuronales dinámicas. Tres para recibir los ángulos de cada articulación (cadera, rodilla y tobillo) como entradas y tres para recibir como entradas los datos de aceleración y velocidad angular de cada segmento de pierna (muslo, pierna y pie).

Este capítulo detalla el desarrollo y la implementación del algoritmo implementado y los resultados obtenidos.

5.2 Implementación de la red neuronal

Para el diseño y entrenamiento de las redes neuronales se usó el Toolbox de redes neuronales de Matlab R2013b.

Para saber qué tipo de red debe ser utilizada, primero se tiene que plantear el problema presentado. En este caso, como el sistema analizado es cíclico (ciclo de la marcha) se puede definir el problema como una predicción de los eventos de interés a partir de los valores pasados y/o actuales de velocidades angulares, aceleraciones y/o ángulos obtenidos en las mediciones realizadas. Existen redes neuronales especialmente utilizadas para implementar modelos predictivos para la identificación de eventos en determinados sistemas como por ejemplo las redes neuronales dinámicas.



Las redes neuronales dinámicas permiten relacionar entradas y salidas no lineales prediciendo la salida deseada dependiendo de los valores pasados de las entradas. La arquitectura de este tipo de redes considera tres etapas: capa de entrada, capa oculta y capa de salida. La capa de entrada es la etapa que relaciona las entradas con cada uno de los elementos (perceptrón) de la capa oculta. La capa oculta contiene un *buffer* en el que se almacenan los valores pasados de la entrada antes de pasar a su procesamiento donde se le aplican pesos (W) una corrección de *bias* (b) y su sumatoria se ingresa a un filtro o función no lineal la que generalmente corresponde a una función sigmoidea. La cantidad de elementos de la capa oculta se escogieron según el rendimiento de la red, el algoritmo de entrenamiento, y de la capacidad del procesador usado para su entrenamiento. La capa de salida es una etapa en la que se relacionan

las salidas de la capa oculta (una por cada elemento de la capa oculta) con nuevos pesos (W) y *bias* (b).

Para el entrenamiento de las redes neuronales, en documentación técnica se recomienda el uso de la propagación regresiva de Levenberg-Marquardt (*Levenberg-Marquardt backpropagation*) [34]. Este es un algoritmo que usa como criterio para el cálculo de W y b de las capas oculta y de salida, el rendimiento de la red según el cálculo del error como el error cuadrático medio (mse). Si bien este algoritmo es el que más recursos usa durante su ejecución, es el que más rápido converge a una respuesta óptima.

Así, con lo anterior, se implementaron 2 topologías de redes a evaluar para 6 diferentes grupos de entradas: tres para los ángulos de las articulaciones del miembro inferior (cadera, rodilla y tobillo) y tres para los datos de aceleración y velocidad angular de cada segmento del miembro inferior (muslo, pierna y pie). La arquitectura de las redes se ilustra en las Figuras 5.1 y 5.2.

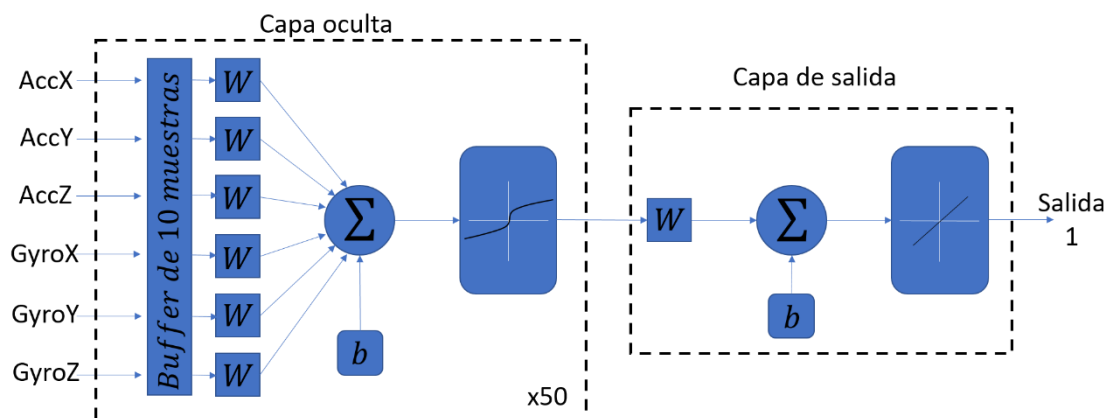


Figura 5.1.- Red neuronal dinámica implementada para las entradas de los datos de los sensores inerciales. Con accX, accY, accZ aceleraciones en ejes X, Y y Z respectivamente, y gyroX, gyroY, gyroZ velocidades angulares en ejes X, Y y Z respectivamente. Fuente:

Elaboración propia.

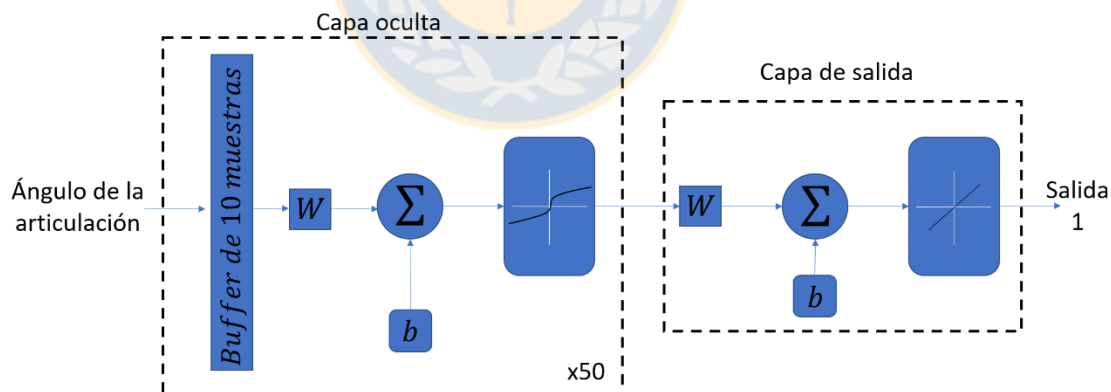


Figura 5.2.- Red neuronal dinámica implementada para las entradas de los datos de los ángulos de las articulaciones. Fuente: *Elaboración propia.*

5.3 Entrenamiento de las redes neuronales y sus resultados

Una vez implementadas las redes, se procedió a entrenarlas con los datos adquiridos durante las pruebas realizadas, cuyo ejemplo se ilustra en las Figuras 5.3, 5.4, 5.5, y 5.6.

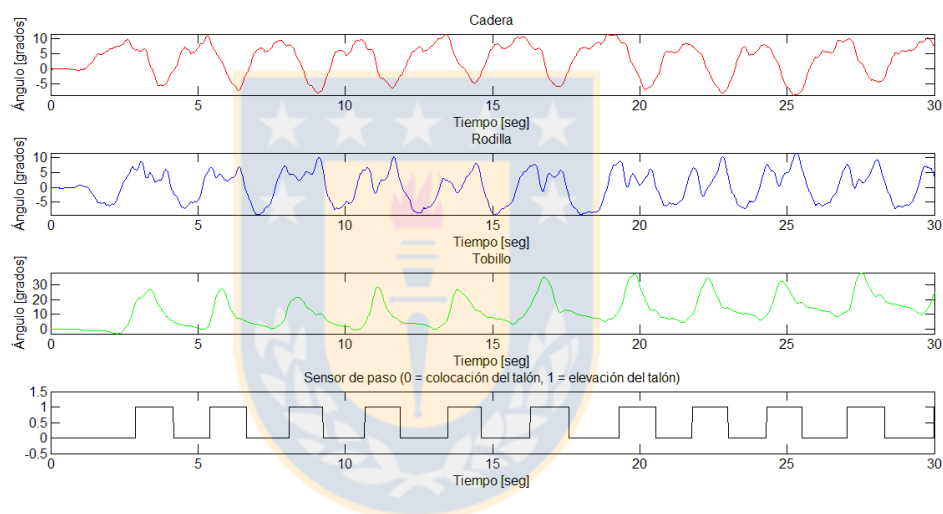


Figura 5.3.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar las redes neuronales dinámicas para los ángulos de las articulaciones. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón. *Fuente: Elaboración propia.*

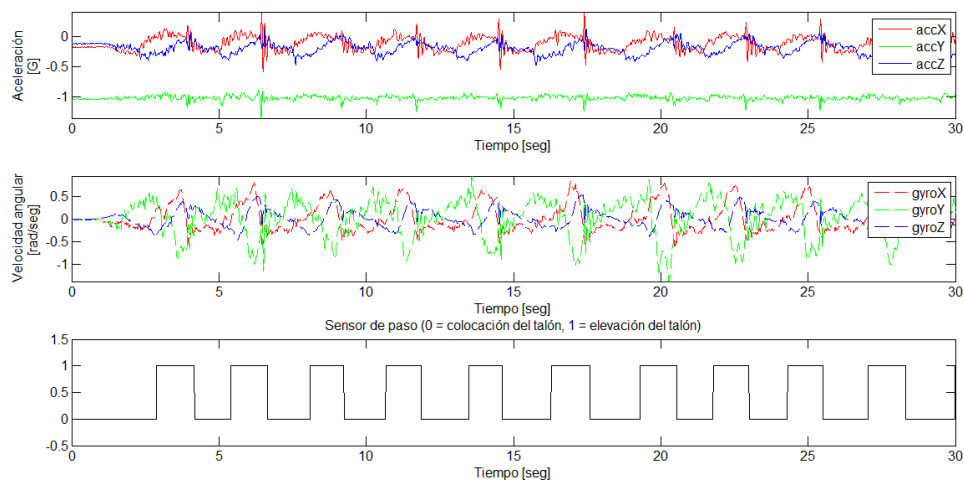


Figura 5.4.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar la red neuronal dinámica para las aceleraciones y velocidades angulares del muslo. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón. *Fuente: Elaboración propia.*

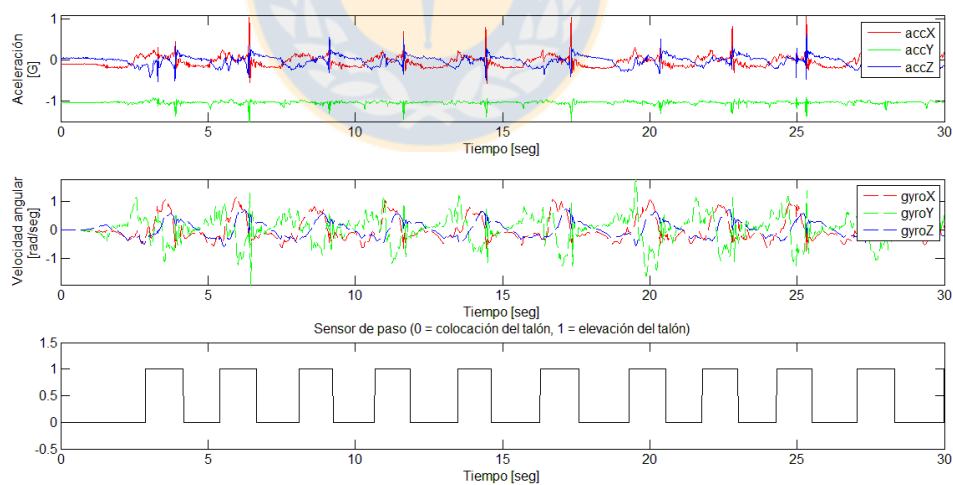


Figura 5.5.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar la red neuronal dinámica para las aceleraciones y velocidades angulares de la pierna. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón. *Fuente: Elaboración propia.*

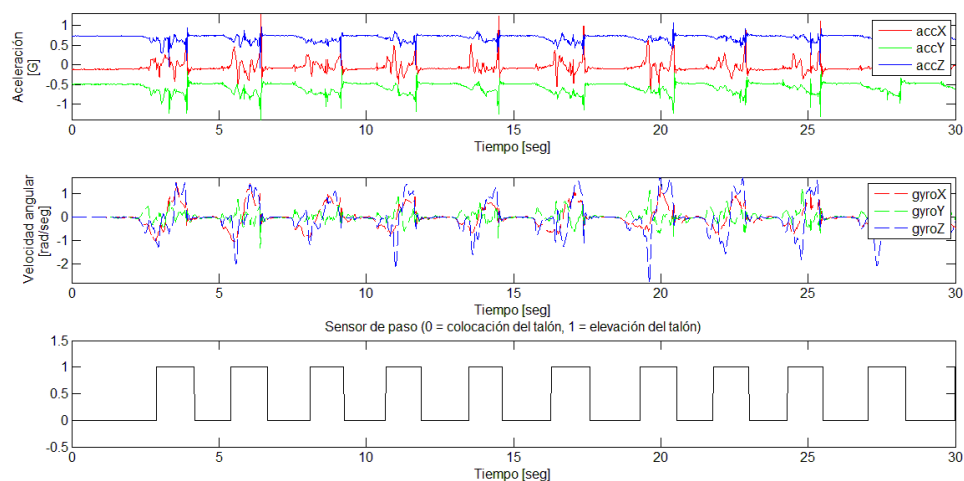


Figura 5.6.- Datos obtenidos en un sujeto de prueba para entrenar la red neuronal dinámica para las aceleraciones y velocidades angulares del pie. La señal proveniente del pulsador (inferior) usado como sensor de paso representa los eventos a identificar donde 0 = colocación del talón y 1 = elevación del talón. *Fuente: Elaboración propia.*

Del set de 60000 muestras obtenidas tras realizar todas las mediciones, se usó un 50% para su entrenamiento, un 25% para su evaluación (útil en la etapa de entrenamiento), y un 25% para su prueba, seleccionados de manera aleatoria. El resultado del entrenamiento de cada red se presenta en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1.- Resultados obtenidos con el set de prueba definido aleatoriamente tras el entrenamiento de las redes neuronales dinámicas implementadas. *Fuente: Elaboración propia.*

Entrada de la red neuronal	Tiempo de entrenamiento (minutos)	Número de iteraciones	Error cuadrático medio	Correlación
Ángulos de la cadera	03:14	80	0.238	0.14
Ángulos de la rodilla	21:31	520	0.194	0.43
Ángulos del tobillo	07:09	168	0.209	0.34
Aceleración y velocidad angular del muslo	06:24	18	0.060	0.85
Aceleración y velocidad angular de la pierna	07:20	21	0.032	0.89
Aceleración y velocidad angular del pie	04:58	15	0.066	0.81

Aunque el error cuadrático medio y la correlación de la salida de las redes respecto al set de control no son buenos elementos de comparación, estos dan una noción del post-procesamiento que se le va a dar a cada salida, indicando que mientras peor sean estos índices se requerirá un acondicionamiento más exhaustivo para cada señal.

A partir de los resultados obtenidos, se puede observar que la red que usa la entrada de la aceleración y velocidad angular de la pierna es la que tiene mejor desempeño en comparación a las otras entradas. También se observa que la red con los ángulos de la cadera y el tobillo no muestran buenos resultados por lo que estas redes no serán tomadas en consideración en evaluaciones posteriores.

5.4 Post-procesamiento y algoritmo final

A pesar que de la sección anterior se desprende que hay redes cuyo desempeño es bueno, la salida aún no es la deseada. En este punto la salida de cada red son señales ruidosas y no binarizadas, por lo que cada salida pasará por un filtro FIR pasa bajo de 50 muestras (filtro media) para suavizar la señal obtenida desde la red neuronal para luego ser umbralizada. Tras diferentes evaluaciones y observaciones, se concluyó que una buena forma de escoger el umbral es calcular el promedio entre el valor máximo y el mínimo de la salida del filtro. De esta manera, el algoritmo final propuesto es el que se ilustra en la Figura 5.7.

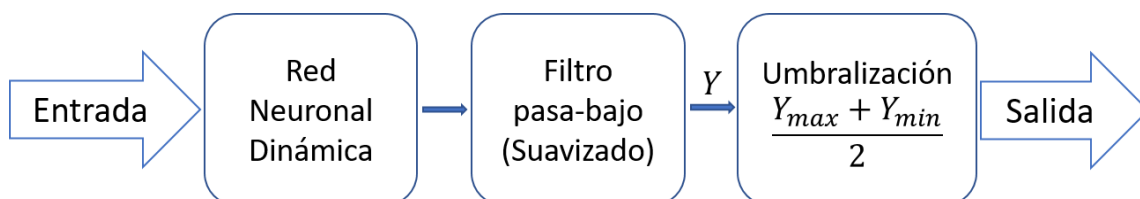


Figura 5.7.- Algoritmo final implementado para predecir los eventos de elevación y colocación del balón. Fuente: *Elaboración propia.*

En las Figuras 5.8, 5.9, 5.10, y 5.11 se ilustran todas las etapas del procesamiento realizado para obtener la salida final para cada red neuronal.

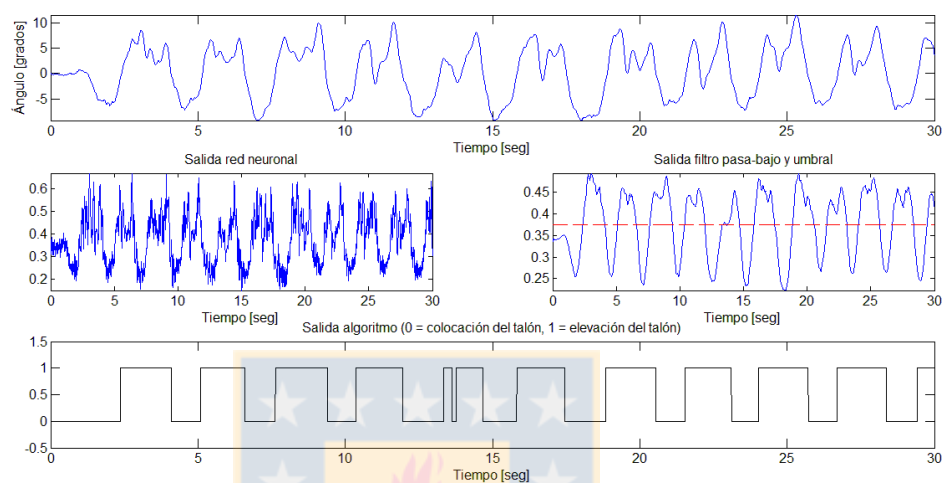


Figura 5.8.- Procesamiento de los ángulos de la rodilla como entrada del algoritmo implementado y su salida. *Fuente: Elaboración propia.*

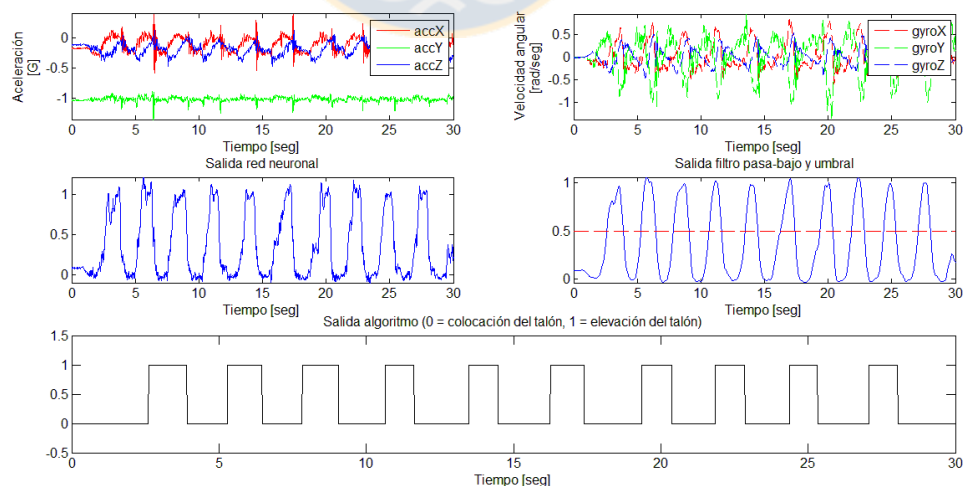


Figura 5.9.- Procesamiento de los datos de aceleración y velocidad angular del muslo como entradas del algoritmo implementado y su salida. *Fuente: Elaboración propia.*

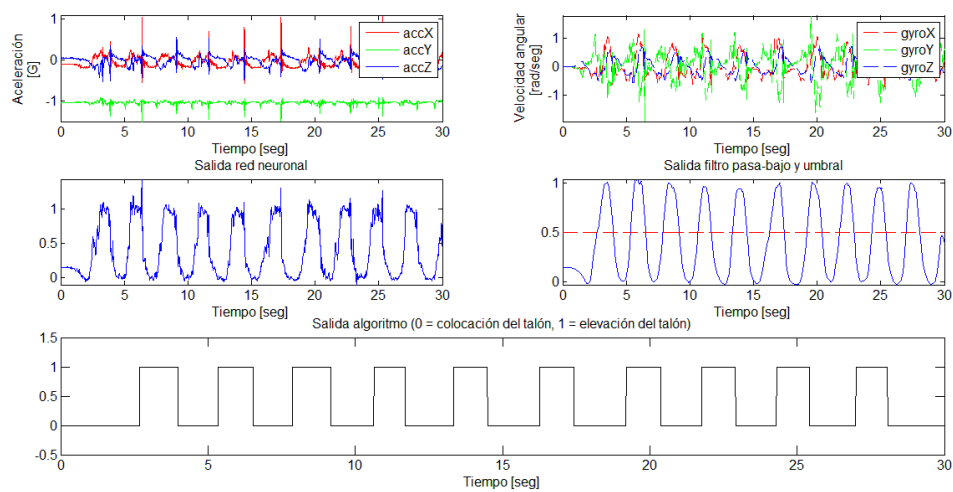


Figura 5.10.- Procesamiento de los datos de aceleración y velocidad angular de la pierna como entradas del algoritmo implementado y su salida. *Fuente: Elaboración propia.*

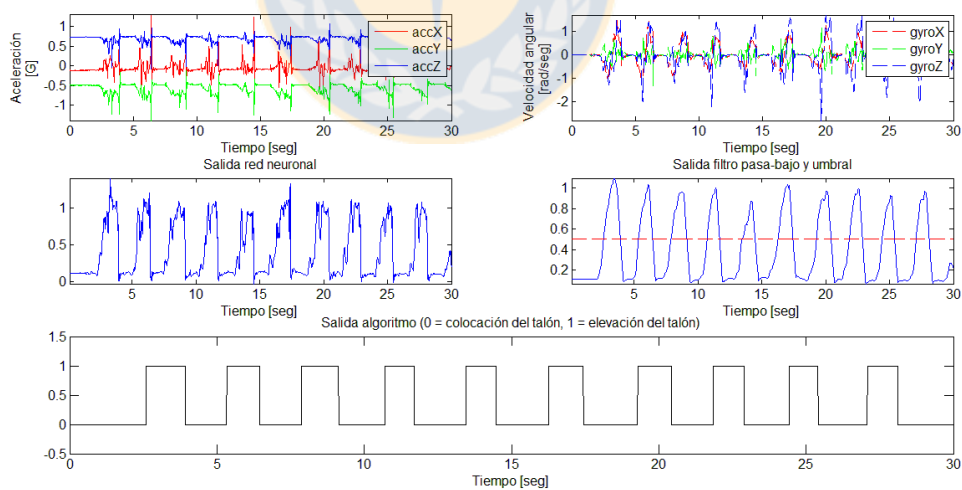


Figura 5.11.- Procesamiento de los datos de aceleración y velocidad angular del pie como entradas del algoritmo implementado y su salida. *Fuente: Elaboración propia.*

5.5 Definición de la red neuronal con el mejor desempeño en el algoritmo implementado

Si bien, el algoritmo implementado tiene un buen desempeño en la detección de los eventos de interés, se procederá a evaluar y así definir cuál es la red neuronal que tiene el mejor desempeño, comparando los resultados del algoritmo propuesto según su capacidad para predecir los eventos muestra a muestra con respecto al sensor de paso mecánico usado, obteniendo los resultados de las Tablas 5.2, 5.3, 5.4 y 5.5. Lo anterior se resume en la Tabla 5.6, donde se expresan los resultados en términos de su exactitud (número de muestras predichas correctamente con respecto al total de datos), especificidad (número eventos de apoyo predichos correctamente) y sensibilidad (número eventos de elevación predichos correctamente).

Tabla 5.2.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de la aceleración y velocidad angular del muslo. *Fuente: Elaboración propia.*

Predicción \ Real	Apoyo del talón	Elevación del talón
Colocación del talón	6486	458
Elevación del talón	829	4217

Tabla 5.3.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de la aceleración y velocidad angular de la pierna. *Fuente: Elaboración propia.*

Real \ Predicción	Apoyo del talón	Elevación del talón
Colocación del talón	6733	211
Elevación del talón	550	4496

Tabla 5.4.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de la aceleración y velocidad angular del pie. *Fuente: Elaboración propia.*

Real \ Predicción	Apoyo del talón	Elevación del talón
Colocación del talón	6569	375
Elevación del talón	651	4395

Tabla 5.5.- Matriz de confusión de los resultados del algoritmo con la entrada de los ángulos de la rodilla. *Fuente: Elaboración propia.*

Real \ Predicción	Apoyo del talón	Elevación del talón
Colocación del talón	2981	3963
Elevación del talón	300	4746

Tabla 5.6.- Resultados de las pruebas realizadas al algoritmo implementado para determinar la red neuronal a utilizar en términos de su capacidad para predecir los eventos. *Fuente:*

Elaboración propia.

Entrada del algoritmo propuesto	Exactitud %	Sensibilidad %	Especificidad %
Ángulos de la rodilla	64.4	94	43
Aceleración y velocidad angular del muslo	89.2	83	93
Aceleración y velocidad angular de la pierna	93.6	89	97
Aceleración y velocidad angular del pie	90.6	87	94

Tras los resultados obtenidos se observa que las redes que mejor desempeño tienen son las que funcionan con la aceleración y velocidad angular del pie y de la pierna, siendo el que mejor predice los eventos de elevación (sensibilidad) y apoyo del talón (especificidad).

A pesar que los algoritmos que consideran las entradas de las velocidades angulares y aceleraciones del muslo y del pie también tienen buenos resultados, en general, los estimuladores para pie caído se ubican en la pierna,

inmediatamente bajo la rodilla, por lo que, con la intención de generar a futuro un sistema embebido dentro del estimulador, se escoge la red neuronal con las entradas de aceleración y velocidad angular de la pierna.

5.6 Retardo en la identificación de los eventos de elevación y apoyo del talón del algoritmo propuesto

Para evaluar los tiempos de respuesta del algoritmo con la red elegida se calculó el retardo entre la señal de salida del algoritmo y la salida ideal para 4 diferentes casos: 3 marchas de un sujeto no secuelado y 1 marcha de un sujeto secuelado. Los casos anteriores no se usaron en el entrenamiento ni evaluación del algoritmo implementado. La comparación de las respuestas se puede observar en las Figuras 5.12, 5.13, 5.14, y 5.15 en forma de "Error", que corresponde al retardo en la detección de los eventos de elevación y apoyo del talón.

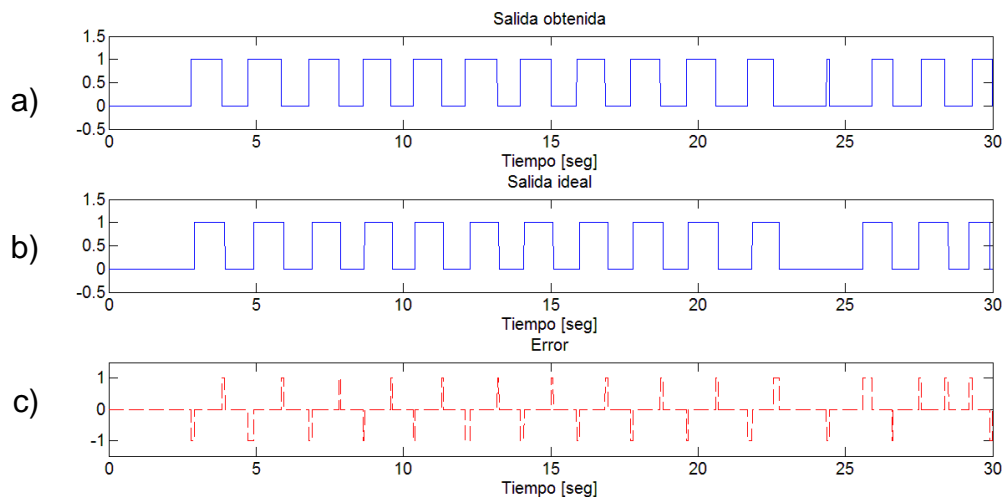


Figura 5.12.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la salida del sensor de paso b) a una cadencia de 62.76 pasos/min, donde c) es la diferencia de a) y b). *Fuente:*

Elaboración propia.

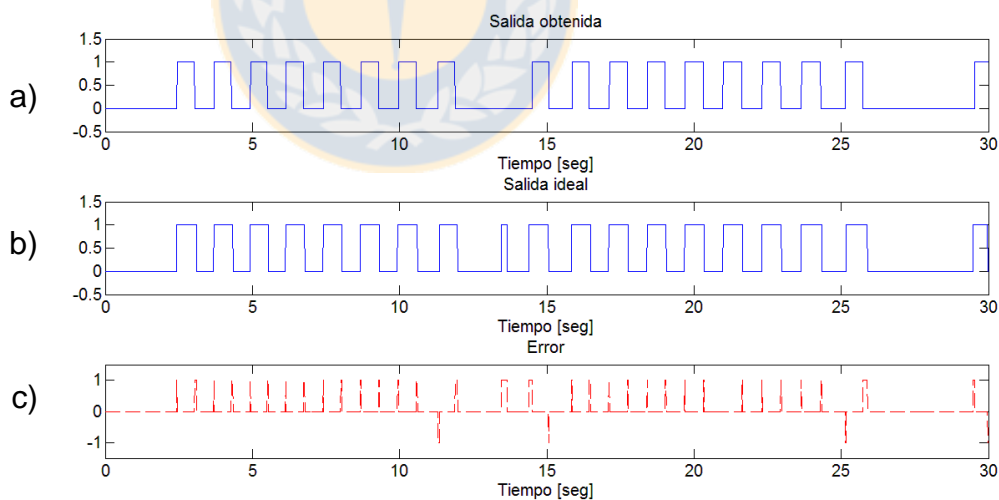


Figura 5.13.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la salida del sensor de paso b) a una cadencia de 93.72 pasos/min, donde c) es la diferencia de a) y b). *Fuente:*

Elaboración propia.

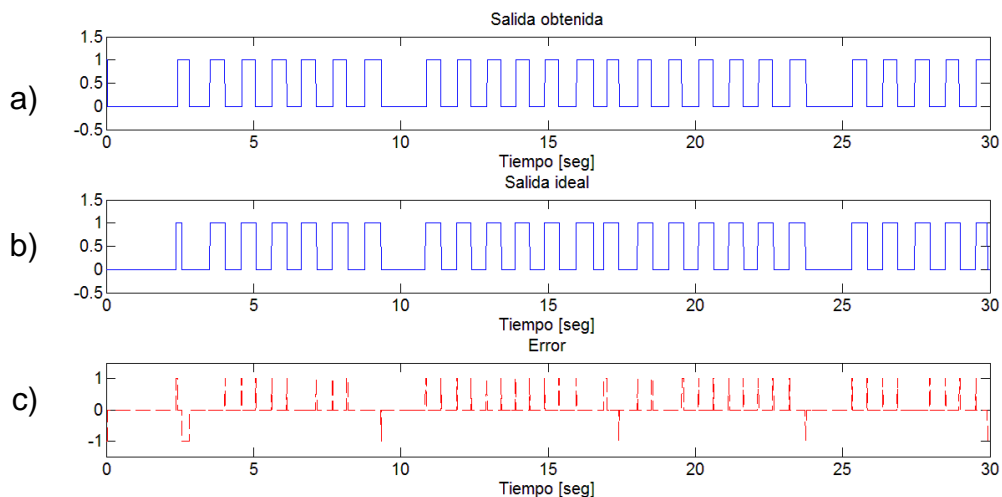


Figura 5.14.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la salida del sensor de paso b) a una cadencia de 109.08 pasos/min, donde c) es la diferencia de a) y b). *Fuente:*

Elaboración propia.

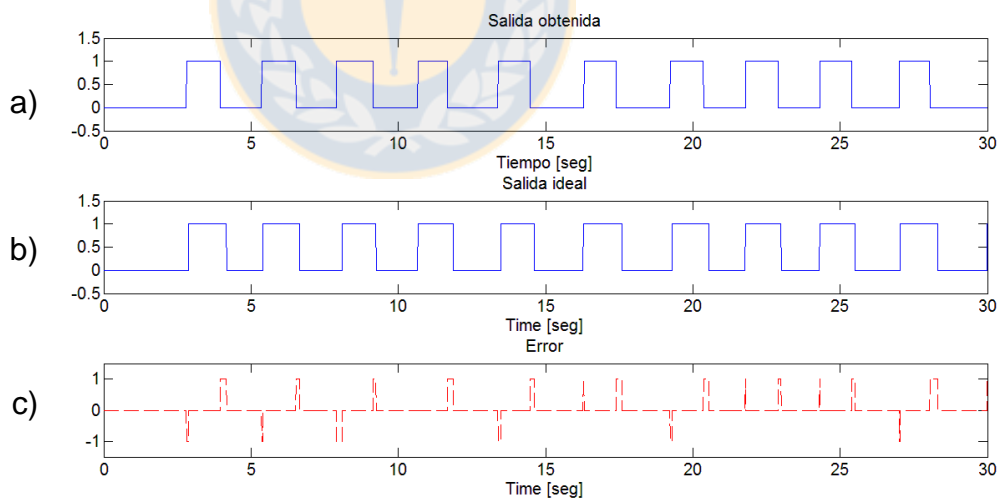


Figura 5.15.- Comparación de la salida obtenida con el algoritmo implementado y con la entrada escogida a) (aceleración y velocidad angular de la pierna) con la salida del sensor de paso b) a una cadencia de 46.8 pasos/min de un sujeto de prueba secuelado, donde c) es la

diferencia de a) y b). *Fuente: Elaboración propia.*

En la Tabla 5.7 se ilustran los tiempos de retardo máximo en la identificación de los eventos de elevación y colocación del talón del algoritmo propuesto.

Tabla 5.7.- Tiempos máximos de retardo del algoritmo propuesto con la entrada escogida ante diferentes condiciones. *Fuente: Elaboración propia.*

Condición	Cadencia (pasos/min)	Retardo máximo (mili segundos)
Marcha a ritmo lento sujeto no secuelado	62.76	280
Marcha a ritmo moderado sujeto no secuelado	93.72	120
Marcha a ritmo rápido sujeto no secuelado	109.08	270
Marcha sujeto secuelado	46.8	220

Según lo expresado en la Tabla 5.7, el mejor tiempo de respuesta se obtiene a un ritmo de marcha moderado, que según literatura corresponde a cadencias entre 90 y 115 pasos por minuto. Al aumentar o disminuir el ritmo de la marcha respecto a dichos valores, los tiempos de respuesta del algoritmo implementado comienzan a ser más largos. Sin embargo, estos no superan los 300ms, que corresponde al tiempo máximo de la rampa de subida del pulso de estimulación que un estimulador de pie caído puede generar, cuyo valor es configurable.

CAPÍTULO 6. DISCUSIÓN GENERAL Y CONCLUSIONES

6.1 Discusión

El algoritmo de predicción que considera como entradas las aceleraciones y velocidades angulares de la pierna proporcionó buenos resultados, pudiendo predecir el 100% de los eventos de elevación y apoyo del talón con una exactitud de un 93.6% a diferentes ritmos de marcha con respecto a la salida ideal, un 89% de sensibilidad y un 97 % de especificidad.

También, la red entrenada tiene un retardo máximo en la predicción de los eventos de 280ms. Esto representa una desventaja para el algoritmo propuesto, sin embargo, en las especificaciones técnicas de algunos estimuladores, el tiempo de la rampa del pulso de estimulación desde el momento en que se detecta el talón hasta que se alcanza el nivel máximo de estimulación está en rangos configurables de 0 a 300 ms, indicando que los tiempos de retardo de la salida puede compensarse y así disminuir los tiempos de acción desde la detección del evento con el algoritmo.

Aunque la entrada correspondiente a los datos de los sensores inerciales (aceleraciones y velocidades angulares) del muslo y el pie en la etapa de evaluación tiene un rendimiento similar al de la entrada con aceleraciones y velocidades angulares de la pierna (ver Tabla 5.6), no se eligieron porque los estimuladores, generalmente, están situados en la pierna inmediatamente bajo la articulación de la rodilla.

En cuanto a las redes cuyas entradas son los ángulos de las articulaciones, no se obtuvieron buenos resultados, ya que las señales con las que se entrenaron las redes tuvieron una gran variación en su amplitud para cada sujeto de prueba, por lo que fue difícil para la red implementada entregar una salida de buena calidad para su post-procesamiento (etapas de filtrado y umbralización). Otro factor es que el filtro utilizado para obtener los ángulos tiene un buen desempeño para mediciones a baja frecuencia, pero con movimientos rápidos los datos pueden perder su calidad afectando el rendimiento del algoritmo propuesto.

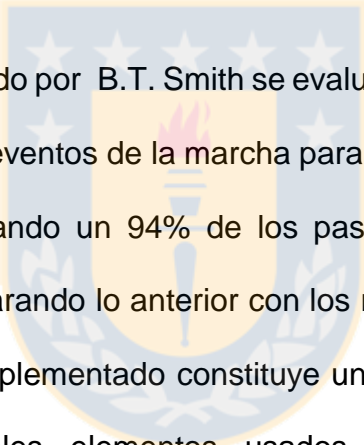
Sin embargo, el algoritmo implementado para obtener los ángulos de las articulaciones es capaz de proporcionar mediciones que se pueden utilizar en el futuro para evaluar la marcha desde un punto de vista biomecánico sin contar con sistemas caros.

Los ángulos de la rodilla dan los mejores resultados de todas las entradas referente a los ángulos de las articulaciones de la pierna (exactitud de un 64.4%), pero la red neuronal dinámica entrega una señal con muy poca amplitud, lo que hace que sea muy difícil umbralizarla. A su vez, como era de esperarse debido a las características del algoritmo usado para la fusión de los ángulos cuaternarios, el rendimiento de la red disminuye mucho al aumentar la cadencia de la marcha, lo que indica que probablemente se obtendrían mejores resultados al usar otro algoritmo de fusión o al utilizar sensores inerciales con mayor rango de medición. Otro factor a considerar es el hecho que, para obtener los ángulos de cualquier articulación, se necesitan 2 sensores IMU como mínimo, lo que haría más compleja su implementación en miras a la generación de un sistema autónomo y embebido en un solo dispositivo.

6.2 Conclusión

Se implementó un sistema para la medición y análisis de la marcha basado en sensores inerciales colocados en cada segmento de la pierna y un sensor de paso basado en un interruptor mecánico en el talón para identificar los ciclos de la marcha y los eventos de elevación y colocación del talón, constituyendo un sistema cómodo, de bajo costo y de fácil uso. También, se implementó un algoritmo que permitió identificar los estados de la marcha mediante el cálculo de los ángulos de las articulaciones de la pierna y los datos del sensor de paso.

Mediante un algoritmo predictivo basado en redes neuronales dinámicas se logró identificar los eventos en los que se debe estimular (elevación del talón) y dejar de estimular (apoyo del talón) a través de un sensor IMU colocado en la pierna inmediatamente bajo la rodilla prediciendo el 100% de los eventos de elevación y apoyo del talón con una exactitud de un 93.6% a diferentes ritmos de marcha con respecto a la salida ideal, un 89% de sensibilidad y un 97 % de especificidad.



En el trabajo desarrollado por B.T. Smith se evaluó el uso de sensores de presión en la detección de los eventos de la marcha para la activación de un estimulador de pie caído, identificando un 94% de los pasos realizados en un ambiente controlado [35]. Comparando lo anterior con los resultados presentados en este trabajo, el algoritmo implementado constituye una alternativa prometedora para reemplazar los actuales elementos usados para gatillar los pulsos de estimulación en dispositivos FES para pie caído con un alto grado de confiabilidad en la identificación de los eventos, aplicando un filtro que introduzca un retardo menor en la salida en la etapa de post-procesamiento.

A pesar que el sistema no se implementó en tiempo real, los retardos asociados a la identificación de los eventos por el algoritmo sugieren que si se podría aplicar a un sistema embebido una vez la red esté entrenada.

6.3 Trabajos Futuros

Para trabajos futuros, se probará el algoritmo desarrollado en tiempo real y sobre superficies inclinadas con y sin obstáculos, como escaleras. Además de evaluar la factibilidad de su implementación en un sistema embebido como un microcontrolador tras entrenar la red neuronal.



BIBLIOGRAFÍA

- [1] Ministerio de Salud. (2017). *Ataque cerebral*. [En línea] Disponible en: http://web.minsal.cl/ataque_cerebral/ [15 Mayo. 2017].
- [2] Liberson, W. T., Holmquest, H. J., Scot, D., & Dow, M. (1961). Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 42, 101-105.
- [3] Skelly, M. M., & Chizeck, H. J. (2001). Real-time gait event detection for paraplegic FES walking. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 9(1), 59-68.
- [4] Lawrence, T. L., & Schmidt, R. N. (1997). Wireless in-shoe force system [for motor prosthesis]. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 5, pp. 2238-2241). IEEE.
- [5] Rueterbories, J., Spaich, E. G., Larsen, B., & Andersen, O. K. (2010). Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical engineering & physics*, 32(6), 545-552.
- [6] Willemsen, A. T. M., Bloemhof, F., & Boom, H. B. (1990). Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 37(12), 1201-1208.
- [7] Dosen, S., & Popovic, D. (2008, Febrero). Functional electrical stimulation for walking: rule based controller using accelerometers. En *Student Paper, 2008 Annual IEEE Conference* (pp. 1-5). IEEE.
- [8] Chen, S. W., Chen, S. C., Chen, C. F., Lai, J. S., & Kuo, T. S. (2009, Septiembre). A pelvic motion driven electrical stimulator for drop-foot treatment. En *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE* (pp. 666-669). IEEE.
- [9] Malešević, N., Malešević, J., & Keller, T. (2014, Noviembre). Gait phase detection optimization based on variational Bayesian inference of feedback

- sensor signal. En *Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), 2014 12th Symposium on* (pp. 179-182). IEEE.
- [10] Pappas, I. P., Keller, T., Mangold, S., Popovic, M. R., Dietz, V., & Morari, M. (2004). A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole. *IEEE Sensors Journal*, 4(2), 268-274.
- [11] Prutchi, D., & Norris, M. (2005). *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. John Wiley & Sons.
- [12] Rushton, D. N. (1997). Functional electrical stimulation. *Physiological measurement*, 18(4), 241-275.
- [13] Lyons, G. M., Leane, G. E., Clarke-Moloney, M., O'brien, J. V., & Grace, P. A. (2004). An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle. *Medical engineering & physics*, 26(10), 873-878.
- [14] Bollini, C. A., Cacheiro, F., Lassalle, P., Carradori, G., Moreno, M., Vascello, L., & Urmey, W. (2008). Estimulación Nerviosa Periférica: Análisis de la respuesta motora en diferentes circunstancias experimentales. *Rev. argent. anestesiología*, 66(4), 303-318.
- [15] Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann.
- [16] Perry, J., & Burnfield, J. M. (1993). Gait analysis: normal and pathological function. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 35, 1122-1122.
- [17] James W Pritchett, MD, Jason H Calhoun. Emedicine.medscape.com. (2017). Foot Drop: Background, Anatomy, Pathophysiology. [En línea] Disponible en: <http://emedicine.medscape.com/article/1234607-overview#showall> [6 Mayo. 2016].
- [18] Sackley C, Disler PB, Turner-Stokes L, Wade DT. Intervenciones de rehabilitación para el pie caído en enfermedades neuromusculares (Revisión Cochrane traducida). [En línea] Disponible en: <http://www.fisterra.com/guias2/cochrane/AB003908-ES.htm> [12 May 2016].
- [19] Haugland, M. K., & Sinkjaer, T. (1995). Cutaneous whole nerve recordings used for correction of footdrop in hemiplegic man. *IEEE Transactions on rehabilitation Engineering*, 3(4), 307-317.

- [20] Kostov, A., Sinkjaer, T., & Upshaw, B. (1996). Gait event discrimination using ALNs for control of FES in foot-drop problem. En *Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 1, pp. 459-460). IEEE.
- [21] Chen, M., Wang, Q. B., Lou, X. X., Xu, K., & Zheng, X. X. (2010, August). *A foot drop correcting FES envelope design method using tibialis anterior EMG during healthy gait with a new walking speed control strategy*. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4906-4909). IEEE.
- [22] Liberson, W. T., Holmquest, H. J., Scot, D., & Dow, M. (1961). Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 42*, 101-105.
- [23] Pablo Aqueveque, Paulina Ortega, Esteban Pino, Francisco Saavedra, Enrique Germany and Britam Gómez (2017). *After Stroke Movement Impairments: A Review of Current Technologies for Rehabilitation, Physical Disabilities - Therapeutic Implications*, Prof. Uner Tan (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/67577.
- [24] King, A. D. (1998). Inertial navigation-forty years of evolution. *GEC review, 13*(3), 140-149.
- [25] Carlos I. Andrade D., Memoria de Título: “*Dispositivo de Análisis de Movimiento Basado en Sensores de Medición Inercial para Propósito de Rehabilitación*” Profesor Patrocinante: Pablo Aqueveque, Sc.D. (2013)
- [26] Morris, S. J., & Paradiso, J. A. (2002, October). Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback. In *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint* (Vol. 3, pp. 2468-2469). IEEE.
- [27] Madgwick, S. O. (2010). An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. *Report x-io and University of Bristol (UK)*.
- [28] Kong, S. J., Kim, C. S., & Eom, G. M. (2007). Development of Portable Gait-Event Detection System for FES Locomotion of Hemiplegic Patient. En *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006* (pp. 2852-2855). Springer Berlin Heidelberg.

- [29] Williamson, R., & Andrews, B. J. (2000). Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(3), 312-319.
- [30] Graurock, D., Schauer, T., & Seel, T. User-Adaptive Inertial Sensor Network for Feedback-Controlled Gait Support Systems. *knee*, 3, 5s.
- [31] Lau, H., & Tong, K. (2008). The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot. *Gait & posture*, 27(2), 248-257.
- [32] Invensense.com. (2016). MPU-9250 | InvenSense. [En línea] Disponible en: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/9-axis/mpu-9250/> [7 Marzo. 2016].
- [33] Voloshina, A. S., & Ferris, D. P. (2015). Biomechanics and energetics of running on uneven terrain. *Journal of Experimental Biology*, 218(5), 711-719.
- [34] Mathworks.com. (2017). Choose a Multilayer Neural Network Training Function - MATLAB & Simulink - MathWorks Reino Unido. [En línea] Disponible en: <https://www.mathworks.com/help/nnet/ug/choose-a-multilayer-neural-network-training-function.html> [15 Enero. 2017].
- [35] Smith, B. T., Coiro, D. J., Finson, R., Betz, R. R., & McCarthy, J. (2002). *Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(1), 22-29.