

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE
GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE
TELECOMUNICACIÓN



“DETECCIÓN DE LAS SUBFASES DE LA
MARCHA A PARTIR DE REGISTROS CON
UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL IMUS”

TRABAJO DE FIN DE GRADO

Mayo - 2022

AUTOR: Arantza Sánchez Castillo

DIRECTOR/ES: Eduardo Iáñez Martínez

RESUMEN

Actualmente, existe interés en aplicar tecnología como exoesqueletos y unidades de medición inercial (IMUs) para apoyar en el proceso de rehabilitación físico-motora. La marcha se divide en las fases de apoyo (FAP) y balanceo (FBP) (Cárdenas & Molina, 2021), subdivididas en contacto inicial (CI), apoyo inicial (AI), apoyo medio (AM), apoyo final (AF), pre-balanceo (PB), balanceo inicial (BI), balanceo medio (BM) y balanceo final (BF). Este estudio desarrolla un algoritmo en MATLAB que detecta las subfases de la marcha para cada pierna utilizando tres IMUs para medir la aceleración lumbar y del muslo izquierdo y derecho. El algoritmo primero elimina la tendencia lineal de las mediciones y usa un filtro Butterworth pasa-bajas de cuarto orden con una frecuencia de corte de 7 Hz para analizar los componentes representativos de la marcha. Después, se usa la CWT para aproximar la primera y segunda derivada de las señales y se emplean sus mínimos y máximos para detectar las subfases de CI, AF, PB, BI y BM. En la marcha continua en sujetos sanos sobre suelo, los porcentajes de las subfases respecto al ciclo de la marcha fueron para la pierna derecha de 36% para AF, 53,1% para PB, 62,6% para BI y 78,1% para BM, con valores similares para la pierna izquierda y un total de $60,4 \pm 4,9\%$ para FAP y un $39,6 \pm 4,9\%$ para FBP, lo que concuerda otros estudios (Herrero, A., 2017). A futuro, se desea extender el algoritmo para detectar las subfases restantes (AI, AM y BF) y se espera que esta detección permita personalizar la asistencia con exoesqueletos a usuarios con discapacidad motora.

ABSTRACT

Currently, there is interest in applying technology such as exoskeletons and inertial measurement units (IMUs) to support the physical-motor rehabilitation process. Gait is divided into support (FAP) and swing (FBP) phases (Cárdenas & Molina, 2021), subdivided into initial contact (CI), initial support (AI), medium support (AM), final support (AF), pre-swing (PB), initial sway (BI), middle sway (BM) and final sway (BF). This study develops an algorithm in MATLAB that detects gait subphases for each leg using three IMUs to measure left and right thigh and lumbar acceleration. The algorithm first removes the linear trend from the measurements and uses a fourth-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 7 Hz to analyze representative gait components. The CWT is then used to approximate the first and second derivatives of the signals, and their minima and maxima are used to detect the CI, AF, PB, BI, and BM subphases. In the continuous walk in healthy subjects on the ground, the percentages of the subphases with respect to the gait cycle were for the right leg of 36% for AF, 53.1% for PB, 62.6% for BI and 78.1% for BM, with similar values for the left leg and a total of $60.4 \pm 4.9\%$ for FAP and $39.6 \pm 4.9\%$ for FBP, which agrees with other studies (Herrero, A., 2017). In the future, it is desired to extend the algorithm to detect the remaining subphases (AI, AM and BF) and it is expected that this detection will allow personalized assistance with exoskeletons to users with motor disabilities.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres por ser mi apoyo y mi soporte en todo momento, pero sobre todo por haberme dado la oportunidad de cumplir mi sueño de estudiar en el extranjero, trabajar en este proyecto y vivir esta experiencia. A mi hermano por ser mi incondicional, mi compañero de vida y mi consejero en todo el camino de esta aventura.

A mis profesores Nayeli Angulo Sherman y Eduardo Iáñez Martínez, quienes me aconsejaron, estuvieron siempre ahí y me asesoraron en cada duda, error o problema que tenía, además de que siempre creyeron en mí para realizar este proyecto y lograr cumplir todos mis objetivos.

A mi compañera Ana Luisa Sánchez Nava, quien realizó conmigo parte de este proyecto y me acompañó a lo largo de este camino que tuvo sus buenos y malos momentos, pero que juntas salimos adelante apoyándonos la una a la otra.

Finalmente, a mis compañeros de laboratorio quienes brindaron su ayuda, conocimientos y nos aportaron un poco de su tiempo para formar parte y participar en este trabajo.

ÍNDICE

Capítulo 1. Introducción	5
1.1 Descripción del problema o necesidad	6
1.2 Objetivos	8
1.3 Alcances y entregables	9
1.3.1 Alcances	9
Capítulo 2. Estado del Arte	10
2.1 Ciclo de la marcha	11
2.2 Métodos de análisis de la marcha	13
2.3 Análisis de la marcha por medio de unidades de medición inercial	14
2.4 Estudios previos para la detección de parada-movimiento	16
Capítulo 3. Metodología	19
3.1 Registros con uso de unidades de medición inercial (IMUs)	20
3.2 Análisis y modificación de algoritmos previos	22
3.3 Subfases de la marcha	24
3.4 Integración de los algoritmos	29
Capítulo 4. Resultados	30
4.1 Detección de las subfases de la marcha	31
4.1.1 Detección de las subfases con las IMUs situadas en la lumbar y en ambos muslos caminando en suelo	34
4.1.2 Detección de las subfases con las IMUs situadas en la lumbar y en ambas pantorrillas caminando en suelo	38
4.1.3 Detección de las subfases con las IMUs situadas en la lumbar y en ambos pies caminando en suelo	42
4.1.4 Mejor combinación entre las 3 combinaciones evaluadas	46
4.2 Evaluación del método en otros sets de datos	47
4.2.1 Set B	47
4.2.2 Set C	51
4.2.3 Set D	54
4.3 Discusión general	57
4.4 Arquitectura completa	58
Capítulo 5. Conclusión	63
5.1 Trabajos futuros	64
Referencias bibliográficas	66
Código de Honor	69

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN



1. 1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA O NECESIDAD

Actualmente, en México hay más de 6 millones de personas con algún tipo de discapacidad. Esto representa alrededor del 4.9% de la población total del país, de los cuales el 53% son mujeres y el 47% hombres. Por otro lado, en España hay 3.85 millones de personas con discapacidad, de los cuales el 59.8% son mujeres y el 40.2% hombres (INE, 2021). De acuerdo al INEGI, las personas con discapacidad son aquellas que tienen dificultad para realizar actividades básicas como ver, caminar, escuchar, comunicarse, entre otras. Entre los diversos tipos de discapacidades se encuentra la físico-motora, la cual hace referencia a la dificultad o disminución para caminar, moverse, desplazarse, subir o bajar, debido a la restricción de movimiento o falta de sus extremidades inferiores (INEGI, 2020). Por lo tanto, las personas con discapacidad físico-motora tienen un estado físico que les impide de manera irreversible o permanente moverse libremente con su sistema motriz (PREDIF, 2020). Lo anterior impacta en la calidad de vida, ya que limita la independencia y autonomía de las personas (Muñoa, 2015). En la Figura 1 se presenta la distribución de los tipos de discapacidades en la población mexicana en el 2020, en la cual la discapacidad físico motora es la de mayor frecuencia en el país.



Figura 1. Porcentaje de la población con discapacidad según la dificultad en 2020 (INEGI, 2020).

Por otro lado, en España las cifras rondan los 4 millones de personas con algún tipo de discapacidad, es decir un 9% de la población total de ese país (OED, 2020), mientras que del 15% de la población mundial, 1000 millones de personas vive con discapacidad (Banco Mundial, 2021).

Con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad físico-motora, se implementa la rehabilitación física tradicional, la cual es una de las técnicas o disciplinas más efectivas que consiste en la ejecución de movimientos, técnicas y ejercicios físicos para sanar y recuperar al máximo las capacidades motrices que han sido afectadas por alguna lesión o enfermedad para que se reintegre a sus actividades y sea autónomo (Universidad La Concordia, 2019). Hoy en día, gracias a los avances en la tecnología han surgido nuevas opciones de rehabilitación física como el uso de dispositivos denominados exoesqueletos. Estos consisten en piezas robóticas que se adhieren de forma externa al cuerpo con las que se asisten los patrones movimientos de la zona lesionada con el objetivo de potenciar la recuperación a través de la rehabilitación física (Quintero et al., 2019). Por otro lado, existen diversas maneras de medir parámetros de movimiento y evaluar el efecto de la rehabilitación física, una de ellas son las unidades de medición inercial (IMUs), que son herramientas que poseen acelerómetros, giroscopios y magnetómetro que permiten medir y analizar movimientos, cambios de posición y aceleración en todo instante de tiempo durante la marcha (Universidad Santo Tomás, 2017).

Hoy en día, hay laboratorios que se dedican a analizar nuevas terapias de rehabilitación física enfocadas en las extremidades inferiores y que hacen uso de las IMUs durante la marcha humana con el fin de analizarla y a partir de ahí mejorar la rehabilitación de los pacientes aplicando una terapia más adecuada y en un futuro que sea más personalizada. Entre ellos se encuentra el BMI Systems Lab del departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Miguel Hernández (UMH). Dicho laboratorio cuenta con un algoritmo en MATLAB propio en colaboración con la UDEM para detectar las fases principales de apoyo y balanceo de la marcha humana en diversos registros de marcha de personas sanas, en los cuales previamente se limita el análisis de las fases solo cuando la persona está en movimiento por medio de la identificación

de si las personas están caminando o no. Sin embargo, es necesario mejorar dicho algoritmo para que sea más eficiente y logre detectar más subfases de la marcha.

Por lo tanto, este proyecto tiene como finalidad extender el algoritmo para detección de fases de la marcha para identificar las subfases en registros con los que ya cuenta actualmente la BMI Systems Lab, así como con nuevos registros que sean adquiridos en combinación con video para verificar la adecuada detección por parte del algoritmo. Además, será necesario que las mejoras propuestas puedan incorporarse al conjunto de algoritmos de forma estandarizada para que funcione con los registros de marcha en personas sanas con los que cuenta actualmente el laboratorio, los cuales están almacenados con estructuras distintas, así como con los nuevos registros que se adquieran.

1.2 OBJETIVOS

Objetivo general

- Mejorar el algoritmo que permita detectar las subfases de la marcha de un usuario.

Objetivos particulares

- Implementar un método que permita detectar las subfases de la marcha de un usuario.
- Combinar el algoritmo implementado con el algoritmo previamente desarrollado en el laboratorio para detectar las fases principales de la marcha (apoyo y balanceo) y el inicio y fin de la marcha.
- Adquirir nuevos registros de IMUs durante la marcha en sujetos sanos en combinación con video para comprobar el funcionamiento del algoritmo
- Analizar las inconsistencias en la detección de las fases de la marcha en relación a los instantes de inicio y fin de esta última.

1.3 ALCANCES Y ENTREGABLES

1.3.1 Alcances

En este proyecto se implementará un algoritmo en MATLAB para detectar más subfases de la marcha en los registros de IMUs con sujetos sanos solo cuando están en movimiento. Lo anterior con el fin de poder analizar a mayor detalle periodos de marcha continua y, posteriormente, se analizará si hay inconsistencias en la detección.

Es importante mencionar que el uso de los registros está restringida para sujetos sanos únicamente porque representan condiciones más simples y estables, por lo que no se tienen tantas inconsistencias. Esto con el objetivo de que una vez funcione el algoritmo, este se pueda adecuar en futuros proyectos para casos donde las personas tengan dificultades de movilidad.

Dentro de los resultados finales del algoritmo desarrollado será un vector de etiquetas que representa el estado de la marcha (0 y 1 para cuando el sujeto está parado y en movimiento, respectivamente) y otro con el cambio de suceso (1 cuando se inicia la marcha y -1 cuando la persona se detiene). Además, se obtendrán los parámetros de salida relacionados a la detección de las fases y subfases para los segmentos en los que el usuario está en movimiento. Con esta información será posible obtenerla gráfica de las fases de apoyo y balanceo limitado sólo a cuando la persona está en movimiento junto con la detección de las subfases de la marcha humana.

CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE



2. ESTADO DEL ARTE

2.1 Ciclo de la marcha

La marcha humana es el proceso de locomoción, en el cual el cuerpo humano se encuentra en posición erguida y se mueve en línea recta con ambas extremidades inferiores soportando el peso del cuerpo. El ciclo de la marcha se compone de dos fases principales: la de apoyo y la de balanceo. El periodo de apoyo es el tiempo en el cual el pie está en contacto con el piso. Esto se considera como el contacto inicial (CI), es decir, cuando el talón toca el suelo hasta que despega el pie. Por otro lado, la fase de balanceo ocurre desde el momento en que se despega el pie, denominado contacto final (CF), hasta que vuelve a hacer contacto el talón con el piso (Cámara, 2011).

A su vez, cada una de las fases principales se subdividen en otras etapas, como se puede ver en la figura 2. En el caso de la fase de apoyo, ésta comienza con el contacto inicial del talón con el suelo, seguido de la respuesta a la carga, que es cuando sucede la amortiguación y el desaceleramiento que absorbe el impacto con el piso. Luego continúa la fase media del apoyo donde el cuerpo está en una posición estable y, posteriormente, la fase final de apoyo, que consiste en la elevación del talón y el contacto con el suelo del talón contrario. La última etapa de la fase de apoyo es la fase previa al balanceo, donde el talón contrario hace el contacto inicial con el piso mientras que el que estaba en apoyo se despega. Por otro lado, la etapa de balanceo se divide en la fase inicial de balanceo, en el cual la extremidad inferior avanza y el pie se despega del suelo. Después, sigue la fase media de balanceo, donde la extremidad inferior se encuentra vertical y perpendicular al piso. Por último, ocurre la fase final de balanceo, que es cuando la pierna desacelera y se repositiona para contactar con el suelo nuevamente (Gómez, 2016).

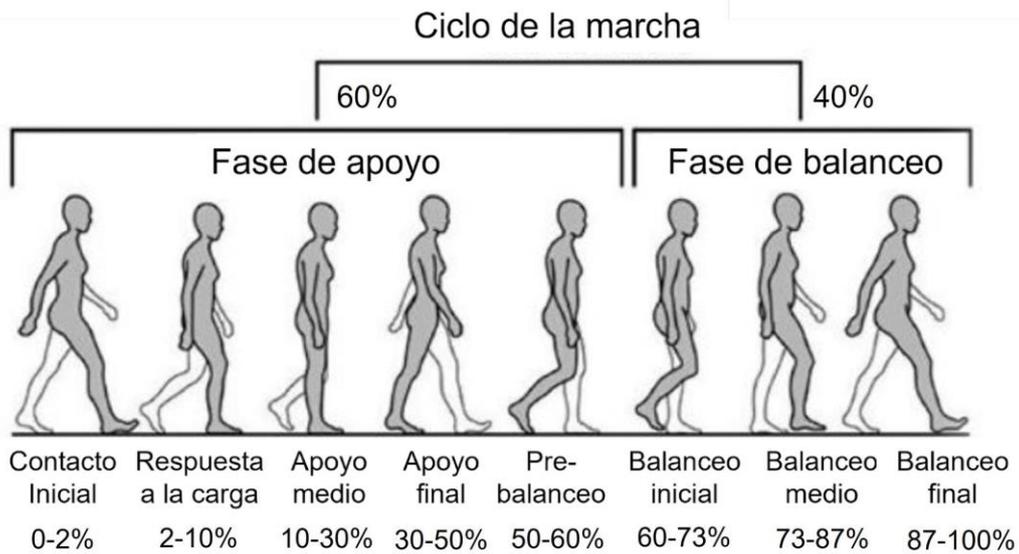


Figura 2. Fases y subfases del ciclo de la marcha (Gómez, 2016).

Cada una de las subfases ocurren en distintos momentos de la marcha humana, donde la fase de apoyo abarca un 60% del total del ciclo, mientras que la del balanceo tan sólo el 40%. En cuanto a las subfases, el contacto inicial sucede alrededor del 0 al 2% de la fase de apoyo, la de apoyo inicial del 2 al 10%, la de apoyo medio del 30 al 50%, la de apoyo final aproximadamente del 30 al 50% y, finalmente, la de prebalanceo del 50 al 60%. Por otro lado, para la fase de balanceo, el balanceo inicial abarca del 0 al 13%, el balanceo medio del 13 al 27% y, por último, el balanceo final del 27 al 40% de la fase de balanceo, como se muestra en la Tabla 1 (Herrero, 2017).

Tabla 1. Porcentajes donde ocurren las subfases (Herrero, 2017).

Subfases	Rango de %
Contacto Inicial	0-2
Apoyo Inicial	2-10
Apoyo Medio	10-30
Apoyo Final	30-50
Prebalanceo	50-60
Balanceo Inicial	60-73
Balanceo Medio	73-87
Balanceo Final	87-100

2.2 Métodos de análisis de la marcha

Actualmente, para analizar los patrones de la marcha de las personas se utilizan tecnologías ópticas y no ópticas. Las primeras implementan marcadores, la cual es detectada por una cámara de video con la finalidad de obtener las coordenadas y los cálculos de los parámetros de la marcha. Por ejemplo, el sistema Vicon, el cual es una tecnología que registra el movimiento humano gracias a cámaras infrarrojas que captan la luz de unos marcadores reflectantes que se colocan en las articulaciones (Baños, 2021). Este sistema tiene la ventaja de contar con una alta precisión, aunque tiene un alto precio y requiere un espacio amplio preparado para su uso. Por otro lado, las tecnologías no ópticas como las unidades de medición inercial calculan mediante magnetómetros, giroscopios y acelerómetros datos de campos magnéticos, velocidad angular y aceleración lineal. A pesar de que las IMUs no son tan precisas como el sistema Vicon, tienen como ventaja que son menos costosas, más portátiles y permiten mayor libertad de movimiento (Giner, 2019). Por lo tanto, a pesar de ser complementarios, el sistema Vicon no suele implementarse para estudios rutinarios si no para estudios de alto grado de complejidad (Gómez, 2018).

2.3 Análisis de la marcha por medio de unidades de medición inercial (IMUs)

Las unidades de medición inercial son dispositivos o sensores tecnológicos que son útiles para el análisis de la marcha, ya que miden los vectores de aceleración. Dichos dispositivos usan tres mismas unidades empaquetadas en un plano cartesiano para realizar mediciones en los ejes X, Y y Z. Además, contienen giroscopios que adquieren la velocidad angular, acelerómetros que determinan la aceleración lineal y magnetómetros que cuantifican la fuerza del campo magnético para cada uno de los ejes (X, Y y Z). Todo esto permite determinar el movimiento de la persona y los parámetros de la marcha (Rodríguez et al, 2019).

A lo largo de los años, el uso de las IMUs ha ido en aumento debido a que son más sensibles, portables y más veloces. En consecuencia, se han desarrollado diversas investigaciones que analizan el ciclo de la marcha. Una de ellas es la investigación de Li (2016), que utilizó una IMU colocada en la región lumbar, la cual sirve para detectar las fases principales en la marcha, ya que en esa zona se encuentra el centro de gravedad del humano, ahí la contrafuerza generada por el contacto con el suelo durante cada golpe de talón es amortiguada principalmente por el tobillo, la rodilla, la cadera y otras articulaciones en la extremidad inferior. Por lo tanto, en una postura normal al caminar, la aceleración a lo largo de los tres ejes medida en esta ubicación puede aproximarse como la aceleración del centro de gravedad de un individuo (Li, 2016).

De acuerdo con la investigación de McCamley (2012), la implementación de una IMU en el área lumbar es útil para el uso de la aceleración en el análisis de la marcha humana debido a que dicha posición se encuentra cerca del centro de masa y gravedad del cuerpo humano. En consecuencia, la obtención de mediciones en esta región permite obtener un resultado representativo de todas las fuerzas que se generan durante las diferentes posiciones de la marcha. Con la intención de detectar las principales fases de la marcha, en dicha investigación se propuso el uso de un filtro Butterworth pasa bajas de cuarto orden con una

frecuencia de corte de 20 Hz para conservar los componentes de la señal para las principales frecuencias donde ocurren los cambios de la marcha. Posteriormente, se calcula la integral y la CWT (transformada de wavelet continua) para filtrar la señal, eliminar ruido y fluctuaciones, detectar irregularidades. Por último, se aplica una segunda derivada mediante la CWT para obtener el cambio de aceleración a lo largo del tiempo y, finalmente, se calculan los puntos mínimos que representan los eventos de contacto inicial y los máximos de la señal resultante, los cuales representan el contacto final de la marcha humana.

Con base en los procedimientos anteriormente descritos, la Universidad Miguel Hernández en colaboración con la UDEM han desarrollado un algoritmo en MATLAB para discriminar las dos fases principales de la marcha humana (apoyo y balanceo) en registros de marcha continua de sujetos sanos por medio de las IMUs (Cárdenas & Molina, 2021). El algoritmo consta de varias etapas, las cuales se muestran en la figura 3.

La primera etapa del algoritmo consiste en el uso de la función *detrend* para eliminar las tendencias lineales de una IMU colocada en la región lumbar. Después, se aplica un filtro Butterworth pasa bajas de cuarto orden con una frecuencia de corte de 7 Hz con el fin de conservar sólo los componentes de frecuencia de la señal que se asocian a la marcha. En la tercera etapa se integra la señal por medio de la función *cumtrapz*, mientras que en la siguiente fase se deriva la señal con la CWT integrada. Luego, en la etapa cinco se encuentran los puntos mínimos de la señal resultante, los cuales representan el contacto inicial. En el siguiente paso, se aplica una segunda derivada con CWT para obtener la sobreaceleración que determina los cambios de aceleración. Finalmente, se encuentran los puntos máximos de la señal, los cuales indican los contactos finales de la marcha del usuario.

Es importante mencionar que, de manera complementaria al análisis de la IMU lumbar, se utilizaron las señales de dos IMUs colocadas en ambos pies procesadas con el mismo procedimiento de la figura 3 con el fin de compararlas y determinar a cuál pie corresponde cada paso del ciclo de la marcha.

Adicionalmente, se describió el posible potencial de utilizar estas señales para reducir las inconsistencias que se generan en el proceso de detección de las fases de apoyo y balanceo debido al ruido, obstáculos durante la marcha o interferencias (Cárdenas & Molina, 2021).

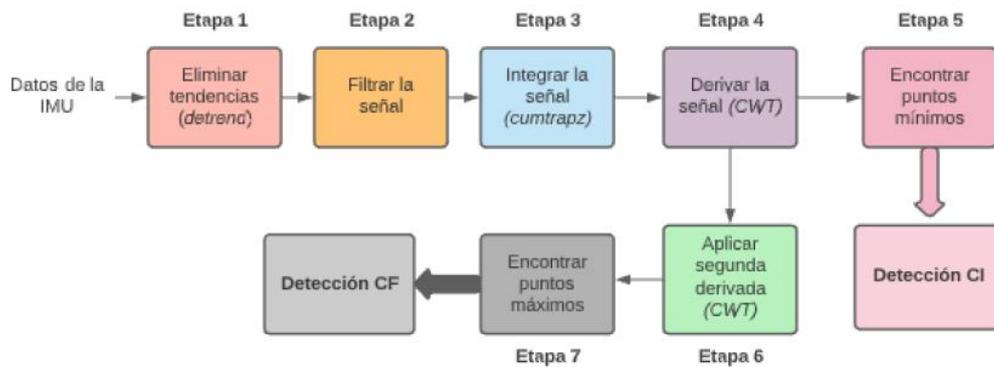


Figura 3. Diagrama de bloques del algoritmo (Cárdenas & Molina, 2021).

Al evaluar dicho algoritmo, se encontró que cuando ocurren perturbaciones en la marcha, como cuando una persona esquiva un obstáculo al caminar, se presentan inconsistencias en la detección de las fases principales de la marcha. Debido a lo anterior, se identificó como área de oportunidad que era necesario un algoritmo de detección de la marcha (Cárdenas & Molina, 2021).

2.4 Estudios previos para la detección de parada-movimiento

Se considera que una persona se encuentra en movimiento cuando hay un desplazamiento que cambia la posición del usuario a lo largo del tiempo respecto a un punto de referencia. Por otro lado, una persona está detenida cuando está en reposo, es decir no hay un cambio de posición (García et al., 2013).

Actualmente, existen varios estudios que se encargan de analizar si las personas se encuentran en movimiento o en reposo por medio de IMUs, entre ellos está el de Ramón Fontelles (2020), en él se hizo uso de la función

findchangepts de Matlab, que tiene como objetivo regresar los puntos donde se detectan cambios significativos en la señal de las IMUs en un segmento de tiempo de la señal donde se conoce a priori que la persona se detuvo y reinició la marcha, los cuales suelen presentarse cuando la persona se detiene. A pesar de que este método puede ser muy eficiente en la detección de paradas, no se puede implementar en tiempo real, debido a que se requiere del previo conocimiento del intervalo del tiempo durante el cual se detiene el sujeto.

Otra de las maneras para analizar la parada y movimiento de las personas se encuentra en la investigación de María Elvira Giner (2019), que detecta un obstáculo inesperado durante la marcha de una persona. Esta investigación implementó 7 IMUs colocados en distintas zonas como la lumbar, piernas, pies y muslos, utilizando únicamente las aceleraciones en los tres ejes (X, Y y Z) de cada unidad de movimiento inercial. A partir de ellas, se obtuvo la aceleración de cada sensor para después obtener la suma acumulada de todas y a ésta se le restó la media del módulo de aceleración para reducir el ruido. Posteriormente, se aplicó la CWT, un método para determinar las irregularidades en tiempo-frecuencia y obtener el espectro de frecuencias. Sin embargo, a pesar de que se detectaban todas las paradas hechas por el usuario se presentó la problemática de que también detectaba paradas erróneas de más, por lo que era necesario realizar ciertas mejoras.

Adicionalmente, se desarrolló un proyecto de la UMH en colaboración con la UDEM para la detección del inicio y fin de la marcha (Sánchez & Sánchez, 2021). En dicho proyecto se utilizaron registros de siete IMUs posicionados como en la Figura 4, es decir, obteniendo mediciones de la región lumbar, los muslos, las piernas y los pies. Estos registros se dividían en dos sets de datos: el A, en el cual aparecen obstáculos; y el B, donde el usuario hace cambios de dirección. Se aplicaron por separado los métodos de la CWT y el de *findchangepts*, descritos anteriormente, mediante la implementación de un procesamiento de ventana que permite aplicar ambos métodos por determinado rango de muestras para la identificación del inicio y fin de la marcha a lo largo de todo el registro. Sin embargo, los resultados que se obtuvieron en la detección utilizando *findchangepts*, a pesar de detectar todas las paradas, requieren de información

previa como el intervalo de número de muestras o el instante donde se conoce que aparece el obstáculo, por lo que no se considera el método ideal. Por otro lado, con la CWT aún se requiere de mejoras para que identifique todos los puntos donde el usuario se encuentra en movimiento y, posteriormente, se logre analizar la fase de balanceo y apoyo únicamente en dicho momento junto con las subfases.

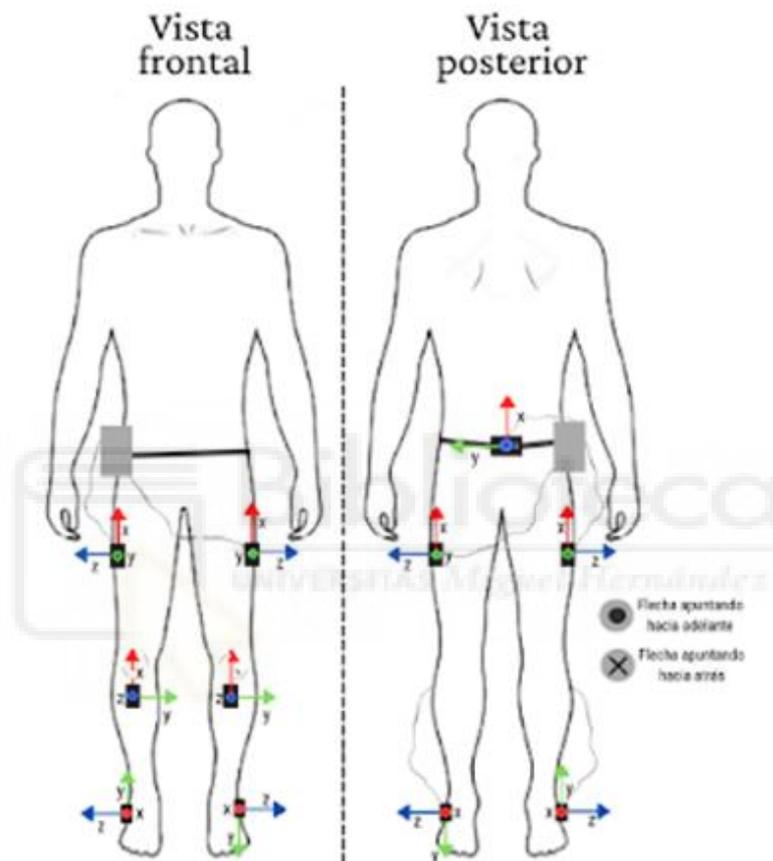


Figura 4. Posición de las siete IMUs para la obtención de registros para el análisis de las fases principales de la marcha y la detección de parada-movimiento (Cárdenas & Molina, 2021).

CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA



3. METODOLOGÍA

3.1 Registros con uso de unidades de medición inercial (IMUs)

En el desarrollo de este proyecto se utilizaron registros de IMUs del BMI Systems Lab de la UMH que contienen mediciones obtenidas durante la marcha humana de personas sanas. Dichos registros se dividen en varios sets: el set B, que corresponde a la caminata de personas en una cinta de manera continua (3 usuarios, donde cada uno cuenta con 8 registros); el set C, donde el usuario camina, después de un tiempo para bruscamente unos segundos ante la aparición de obstáculos, y reanuda la marcha (16 usuarios con 10 registros cada uno); el set D, en el cual la persona camina en el suelo por 20 segundos, se para por completo, vuelve a caminar 20 segundos, para, camina otros 20 segundos y finalmente se detiene (10 usuarios con 10 registros cada uno); y un set principal que incluye nuevos registros que se tomaron durante el proyecto, los cuales consisten en la toma de mediciones durante la realización de marcha continua sobre el piso por 15 segundos en usuarios sanos en conjunto con la grabación de un video del movimiento efectuado durante el registro con IMUs. Este último set es con el que se trabajó principalmente a lo largo del proyecto, ya que los videos permiten corroborar la detección de las subfases, mientras que los demás sets se implementaron únicamente los algoritmos para validar el funcionamiento de detección de las subfases en distintas situaciones, y así comparar resultados finales entre el set principal y los otros sets, y discutirlos.

Para obtener los registros mencionados se implementaron siete IMUs Technaid como la que se muestra en la figura 5a, y un TechHub, el cual se muestra en la figura 5b. Las mediciones fueron adquiridas con una frecuencia de muestreo de 20 a 50 Hz. Dichas IMUs se componen de un acelerómetro, un magnetómetro y un giroscopio tridimensional ortogonal, además de un sensor de temperatura y un microprocesador.



Figura 5. Sistema de captura de movimiento. (a) IMU (b) TechHub (Cárdenas & Molina, 2021)

Es importante mencionar que las siete IMUs se colocaron en zonas específicas, mostradas en la figura 6. La primera IMU se ubicó en la región lumbar, la segunda en el muslo derecho, la tercera en la pierna derecha, la cuarta en el pie derecho, la quinta en el muslo izquierdo, la sexta en la pierna izquierda, y la séptima en el pie izquierdo. Mediante a las IMUs se obtuvieron 19 parámetros, que incluían la matriz de velocidad angular (rad/s), el campo magnético (μT), la matriz de aceleración (m/s^2), la temperatura ($^{\circ}\text{C}$), y la matriz de rotación 3x3 con los cosenos directores de Xs, Ys y Zs (Cárdenas & Molina, 2021).

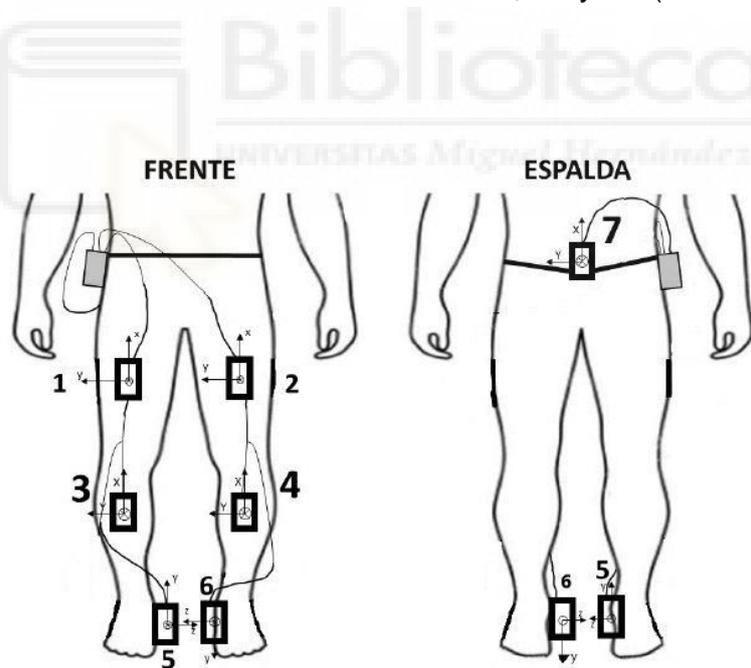


Figura 6. Posición de las siete IMUs (Juan, 2021)

3.2 Análisis y modificación de algoritmos previos

Se utilizaron los algoritmos previamente desarrollados por la UMH en colaboración con la UDEM. En particular, se modificó el algoritmo de detección de fases de la marcha desarrollado por Cárdenas & Molina (2021), para que no dependiera de parámetros ajustados manualmente para cada registro, sino que pudiera funcionar de manera general en los diversos registros disponibles. Además, el algoritmo se extendió para que no solo fuese capaz de detectar las fases principales de la marcha de apoyo y balanceo, sino que fuese posible detectar subfases dentro de dichas fases principales. Para lograr lo anterior, una de las principales modificaciones al algoritmo fue la identificación y eliminación de variables específicas, es decir, aquellas que dependían de información que era diferente en cada set de registros. Esto se realizó con la intención de que el algoritmo pudiese funcionar directamente con cualquier registro sin necesidad de proporcionar información extra y que las variables manejadas en el algoritmo estuviesen homologadas independientemente de que el registro fuese antiguo o reciente. El código modificado fue ejecutado y evaluado con los distintos sets disponibles.

De forma similar, se modificó el algoritmo de detección de parada-movimiento desarrollado por Sánchez & Sánchez (2021) para eliminar la dependencia de las variables ajustadas para cada registro. Además, fue necesario determinar un método final que se encargará de detectar si el usuario está en movimiento o en reposo. Por este motivo, se determinó que se usaría un método de ventana, el cual corre el algoritmo por un rango de muestras que consiste en la aplicación del método de CWT para obtener los cambios bruscos de la señal que ocurren cuando el usuario se detiene. Finalmente, se ajustó la salida de este algoritmo para imprimiera un vector que tomaba valor de 1 cuando hay movimiento y 0 cuando el sujeto se detiene. Esta salida se utilizó para detectar los fragmentos de señal en los que el sujeto realiza la marcha (valor de 1), que es cuando se planteó identificar las fases de apoyo y balanceo.

Una vez realizado lo anterior, se creó una variable de salida del algoritmo que fuese una variable de tipo estructura para almacenar todas las variables de

salida de la detección de las fases de apoyo y balanceo: la cantidad de inconsistencias; los porcentajes de cada fase, con un valor esperado de 60% para la fase de apoyo y 40% para el balanceo; los instantes donde ocurre el contacto inicial y final de cada pie, y las desviaciones estándar de las fases principales de cada pie, así como el tiempo de paso promedio y el los porcentajes de cada subfase. Adicionalmente, se guardaron las variables que proporcionaban información necesaria para la ejecución de otras funciones del algoritmo, tales como el rango de muestras donde ocurría la fase de apoyo y del balanceo, así como los puntos máximos y mínimos de la primera y segunda derivada, los cuales se utilizan posteriormente en la detección de las subfases de la marcha. Es importante mencionar que se integraron ambos algoritmos para que funcionaran en el siguiente orden:

Primero se analiza el registro entero para identificar los lapsos en los que el sujeto realiza la marcha o se encuentra detenido y, después, con esta información se determina el vector de salida de parada-movimiento. Posteriormente, solo en los segmentos de señal donde la persona se encuentra realizando la marcha se identifican las fases de la marcha. Finalmente, se obtiene una gráfica de las fases de la marcha, las inconsistencias en la marcha del usuario y los contactos iniciales y finales. Adicionalmente a la gráfica, se obtiene la variable de salida que contiene el porcentaje de la fase de apoyo y el de balanceo, la cantidad de inconsistencias en cada pie, las muestras donde ocurre la fase de apoyo y las de balanceo de cada pierna, los puntos máximos y mínimos de la señal y el tiempo promedio de paso del paciente. En la figura 7 se presenta un ejemplo de la gráfica de salida de la aceleración de la IMU lumbar, donde la señal rosa representa la primera derivada y la verde la segunda derivada, los puntos morados corresponden a los contactos iniciales y los negros a los contactos finales. Por otro lado, el color rosa fuerte indica la fase de apoyo de la pierna derecha y el rosa claro la del balanceo de la pierna derecha, mientras que el morado fuerte indica la fase de apoyo de la pierna izquierda y el claro a la de balanceo de esta misma pierna.

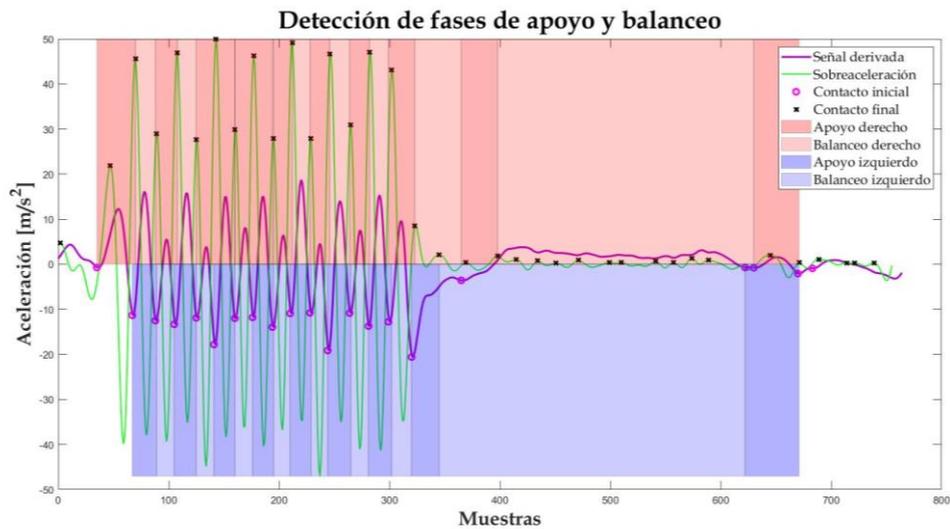


Figura 7. Gráfica final de la aceleración lumbar de las fases de la marcha cuando el usuario únicamente está en movimiento

3.3 Subfases de la marcha

Con el objetivo de determinar las subfases de la marcha, se tomaron nuevos registros de la marcha durante los cuales se tomó video de la marcha que sirvió como referencia para comparar la señal de registro con la marcha visual y determinar de mejor manera los puntos de interés para identificar las subfases de la marcha, como se muestra en la figura 8, donde la línea verde corresponde a la sobreaceleración y la morada a la señal derivada, es decir, a la aceleración de la IMU lumbar al caminar. En este caso, se observa que los contactos iniciales (círculo en morado) concuerdan con el contacto inicial del video (punto rojo), así como también los contactos finales (cruz negra).

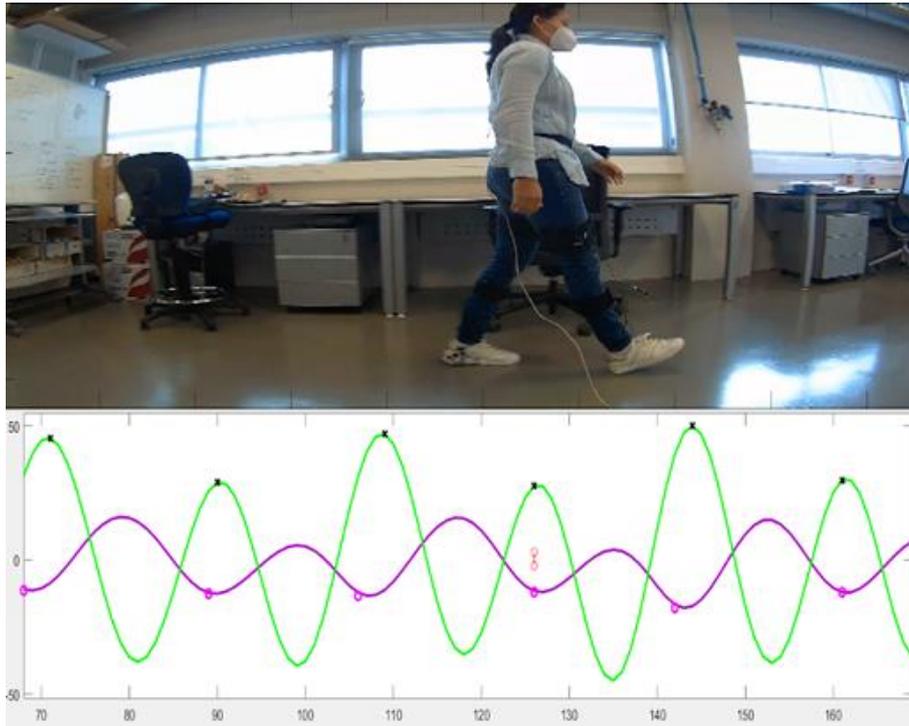


Figura 8. Comparación de video con señal de la primera y segunda derivada.

Para poder identificar los puntos de interés en las mediciones que se relacionen al inicio de cada subfase de la marcha, se marcaron manualmente los puntos propuestos de las subfases de la marcha, como el punto mínimo y máximo de la línea morada que corresponden al contacto inicial, pre-balanceo y al balanceo medio, respectivamente, y el máximo de la verde que determina el contacto final, mediante el análisis de la gráfica junto con el video de manera visual. También se hizo uso de la información mencionada anteriormente en la Tabla 1 del apartado 7.2 del presente proyecto para corroborar dichos puntos propuestos, es decir una vez se sabe el porcentaje donde aproximadamente se presentan cada una de las subfases se comprueba que los puntos mencionados ocurran dentro de ese rango. Además, este tipo de análisis se llevó a cabo para varios registros con la IMU lumbar y cada una de las otras IMUs, es decir, la del muslo derecho, la pantorrilla derecha, el pie derecho, el muslo izquierdo, la pantorrilla y el pie izquierdo. Lo anterior se realizó con el fin de comparar los puntos donde ocurren las subfases en cada una de las IMUs.

En la Figura 9 se presenta el registro de un sujeto sano, donde la línea morada continua (primera derivada) y verde continua (segunda derivada) corresponden a la aceleración en el eje Z de la IMU lumbar, mientras que la línea morada y verde punteada representan la aceleración en el eje Z de la IMU del muslo derecho. Por otro lado, los puntos magenta son los contactos iniciales y las cruces negras son los contactos finales, mientras que las líneas verticales corresponden a los puntos donde se presenta cada una de las subfases.

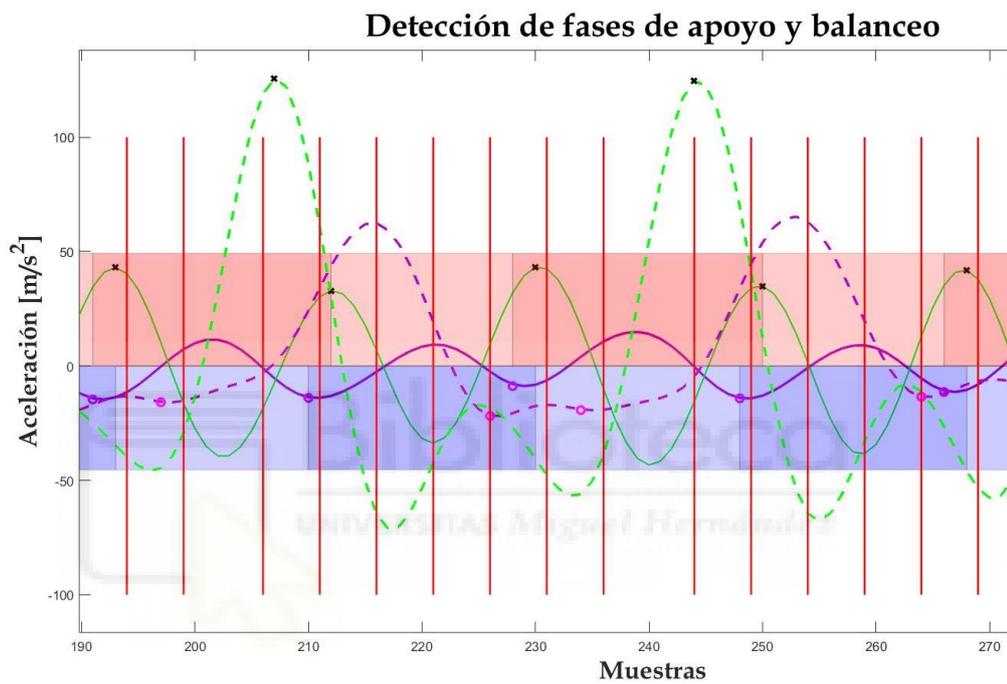


Figura 9. Gráficas de IMU lumbar y muslo derecho donde las líneas verticales representan las subfases

Se encontró que el contacto inicial ocurre en el punto mínimo de la línea morada continua (primera derivada) lumbar lo que indica el contacto del talón con el suelo, el apoyo final en el punto máximo de la línea verde punteada que ocurre cuando el talón se eleva del suelo. Por otro lado, el pre-balanceo que se presenta al mismo tiempo del contacto inicial del pie contralateral cuando el pie en apoyo se despegó del piso y el balanceo inicial sucede en el punto mínimo de la línea verde punteada que representa a la extremidad inferior avanzando después de que el pie se despegó del suelo. Finalmente, el balanceo medio en el punto máximo de la línea morada continua (primera derivada) lumbar donde

la extremidad rebasa a la otra pierna que está en apoyo, tal como se muestra en la Figura 10 de la lumbar con el muslo derecho, en la cual dichos puntos específicos están señalados con círculos en morado. Estos puntos se corroboraron para cada una de las otras IMUs con los videos, así como para varios registros de distintos usuarios con el objetivo de comprobar la conclusión de los puntos seleccionados para identificar cada subfase de la marcha.

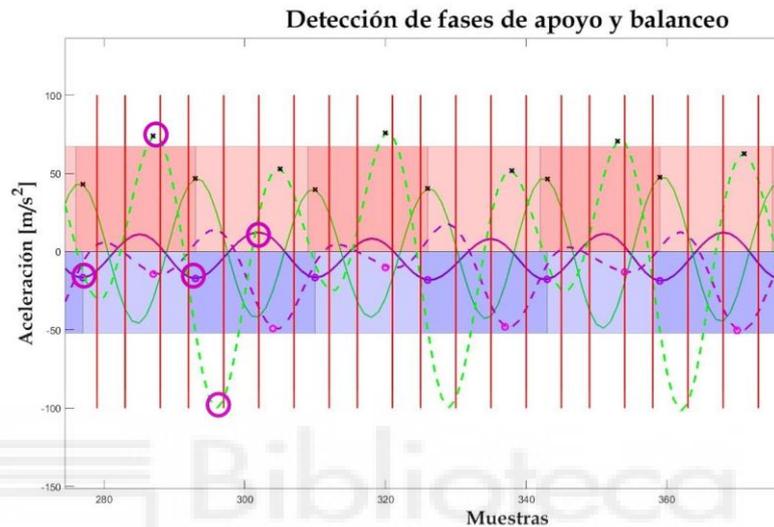


Figura 10. Puntos específicos donde se presentan las distintas subfases de la marcha.

Una vez se propusieron los puntos característicos dónde ocurren las subfases, se procedió a determinarlos y marcarlos en la gráfica de las fases principales de la marcha (Figura 7) por medio de un algoritmo de MATLAB, esquematizado en la Figura 11. El algoritmo comienza con la selección de un registro para procesar. Después se proporciona la IMU deseada a visualizar junto con la IMU lumbar para que automáticamente se imprima la gráfica principal de las fases principales de la marcha (apoyo y balanceo) con sus subfases detectadas. Además, se presenta la información de la variable de salida (inconsistencias, porcentajes de apoyo y balanceo y las desviaciones estándar de las fases).

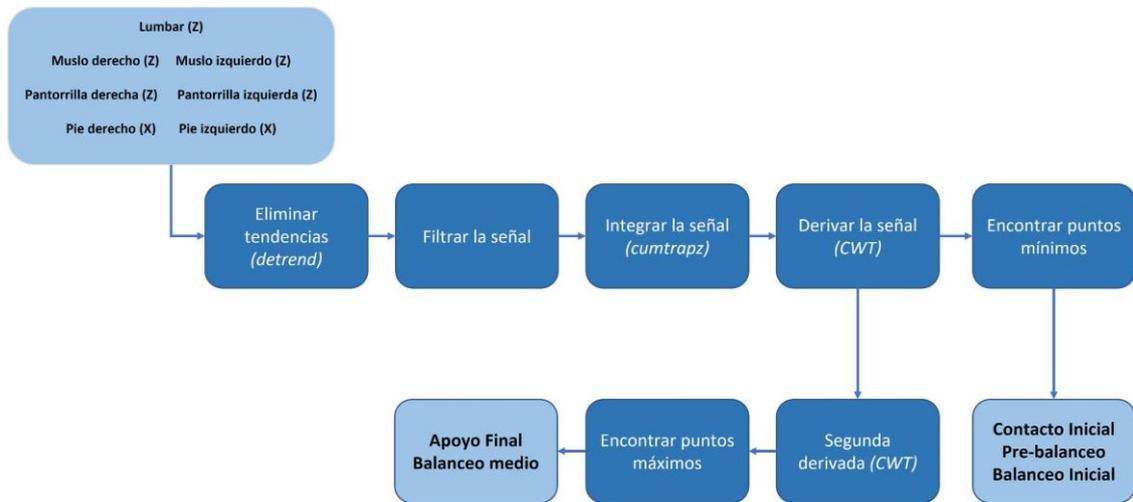


Figura 11. Diagrama de bloques del algoritmo de subfases de la marcha

En la Figura 12 se muestra la gráfica final que se obtiene al finalizar el algoritmo de las subfases de la marcha, en la cual se representa la IMU lumbar con líneas lila y verde continua, que corresponden a la primera y segunda derivada de la aceleración en z, respectivamente. También se observan la primera y segunda derivada de la IMU seleccionada, representadas por las líneas verde y lila punteadas, que en este caso es el muslo derecho. Además, están señaladas las subfases de la marcha detectadas, donde un círculo lila indica el contacto inicial del pie derecho, un cuadrado azul representa el apoyo final, un cuadrado negro muestra el pre-balanceo, el cuadrado rojo corresponde al balanceo inicial, el cuadro verde muestra el balanceo medio y, finalmente, se señalan los contactos finales con cruces negras.

Es importante mencionar que los porcentajes obtenidos de cada una de las subfases se compararon con la Tabla 1 con el fin de verificar que la detección de cada una se encontrara dentro del rango establecido.

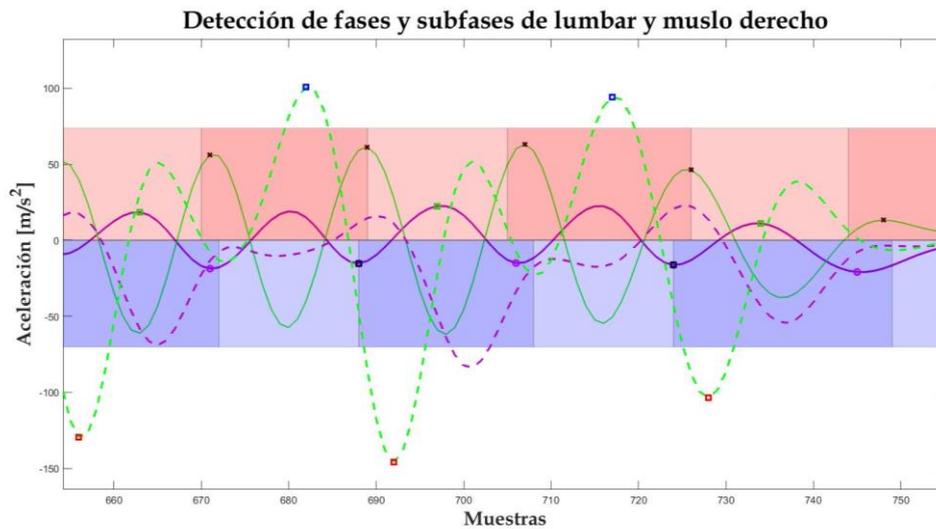


Figura 12. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo derecho

3.4 Integración de los algoritmos

Como se mencionó anteriormente uno de los objetivos consiste en la integración completa de los algoritmos de parada-movimiento, fases y subfases de la marcha para realizar esto primero se ejecuta el registro deseado, luego se aplica el algoritmo de parada-movimiento este obtendrá como resultado el vector que indica con 1 si el usuario está en movimiento y 0 parado, una vez se tienen los puntos donde la persona está caminando.

Luego se trabaja con los puntos obtenidos anteriormente, ya que se mandan al algoritmo de fases y subfases de la marcha donde se procesa la señal de las IMUs correspondientes, únicamente en los trozos de movimiento que se obtuvieron en parada-movimiento obteniendo a la salida las fases de apoyo y balanceo y las subfases en los tramos donde el usuario camina.

CAPÍTULO 4. RESULTADOS



4. RESULTADOS

4.1 Detección de las subfases de la marcha

A continuación se presentan tablas de los resultados promedios de la detección de fases y subfases tanto del set principal, el cual se realiza en suelo con las IMUs en los muslos, como del set B que se lleva a cabo en cinta. Dichos resultados se comparan con la Tabla 1 del actual proyecto con el fin de comprobar la detección de las subfases.

Como ya se mencionó anteriormente en el apartado 2.1, de acuerdo a Herrero (2017) las subfases de la marcha ocurren en un rango determinado de porcentajes respecto al ciclo de la marcha, como se muestra en la figura 13. Dichos porcentajes son útiles para la comprobación de la detección de las subfases al verificar que se encuentren dentro del rango de porcentaje esperado.

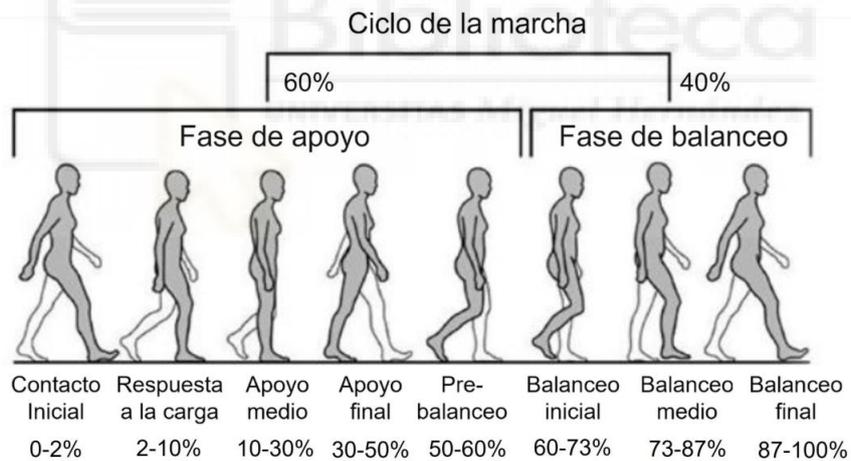


Figura 13. Porcentaje de subfases (Herrero, 2017).

En la Tabla 2 se demuestra que el contacto inicial para el muslo derecho siempre se detecta en el 0% del ciclo de la marcha, sin embargo en cuanto al apoyo final, balanceo inicial y balanceo medio estos no se detectan correctamente, ya que los indicadores dan 36%, 63% y 78% que se encuentran dentro del rango de porcentajes mostrado en la Figura 12, pero no se encuentran exactamente en el límite. Por otro lado, la que se detecta en el límite exacto que le corresponde es el de pre-balanceo, es decir en el límite del 50%, por tanto la subfase de pre-balanceo se detecta correctamente.

Tabla 2. Tabla resultados medios globales de las fases de la pierna derecha lumbar más muslo derecho del set principal (suelo)

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	Media	1.41 ± 0.11	57,9 ± 2,3	42,1 ± 2,3	0 ± 0	-	-	37,0 ± 1.6	52,0 ± 1.9	62,0 ± 1.4	78,0 ± 1.4	-
2	Media	1.23 ± .06	62,0 ± 7,0	38,0 ± 7,0	0 ± 0	-	-	34,0 ± 1.4	51,0 ± 1.6	61,0 ± 1.5	79,0 ± 1.5	-
3	Media	1.45 ± 0.08	59,4 ± 3,8	40,6 ± 3,8	0 ± 0	-	-	38,0 ± 1.7	54,0 ± 1.8	66,0 ± 1.7	78,0 ± 1.5	-
4	Media	1.31 ± .09	62,1 ± 6,5	37,9 ± 6,5	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.6	55,0 ± 1.9	62,0 ± 1.6	78,0 ± 1.3	-
	Media	1.35 ± .09	60,4 ± 4,9	39,6 ± 4,9	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.6	53,0 ± 1.8	63,0 ± 1.6	78,0 ± 1.4	-

En el caso del muslo izquierdo en la Tabla 3, sucede lo mismo que en el muslo derecho, el contacto inicial y pre-balanceo se hallan en sus límites (0%, y 50%) comentados a lo largo del proyecto, mientras que el apoyo final, balanceo inicial y balanceo medio se detectan en medio de los intervalos, por lo tanto, las subfases detectadas de manera correcta son el contacto inicial y el pre-balanceo.

Tabla 3. Tabla resultados medios globales de las fases de la pierna izquierda lumbar más muslo izquierdo del set principal (suelo)

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	Media	1.46 ± 0.11	58.6 ± 4.8	41.4 ± 4.8	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.6	55.0 ± 1.6	63.0 ± 1.6	80.0 ± 1.7	-
2	Media	1.21 ± 0.06	61.4 ± 6.9	38.6 ± 6.9	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.6	51.0 ± 1.7	61.0 ± 1.7	79.0 ± 1.2	-
3	Media	1.43 ± 0.08	60.2 ± 3.6	39.1 ± 3.6	0 ± 0	-	-	43.0 ± 1.7	51.0 ± 1.9	69.0 ± 1.7	80.0 ± 1.8	-
4	Media	1.33 ± 0.08	60.5 ± 7.3	39.5 ± 7.3	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.7	51.0 ± 2.0	61.0 ± 1.5	79.0 ± 1.6	-
	Media	1.35 ± 0.08	60.2 ± 5.7	39.8 ± 5.7	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.7	52.0 ± 1.8	63.0 ± 1.6	79.0 ± 1.6	-

Como se mencionó al principio de este apartado, también se obtienen resultados para el set B, en el cual el usuario realiza la marcha continua a

distintas velocidades. En la Tabla 8 se plasman los del muslo derecho, en este caso donde el usuario está en cinta se logran determinar correctamente los mismos que los del set principal, pero también logra el balanceo inicial entre el contacto final al 60% y el final de esta fase en un 73%. Por otro lado, el apoyo final y balanceo medio se encuentra dentro del rango.

Tabla 4. Tabla resultados medias globales del muslo derecho del set B (cinta)

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	Media	1.40 ± 0.05	59.4 ± 2.4	40.6 ± 2.4	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.3	53.0 ± 1.3	71.0 ± 1.3	80.0 ± 1.3	-
2	Media	1.28 ± 0.04	60.3 ± 2.6	39.2 ± 2.6	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.4	55.0 ± 1.3	72.0 ± 1.3	79.0 ± 1.3	-
3	Media	1.47 ± 0.06	60.2 ± 1.5	39.8 ± 1.5	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.6	54.0 ± 2.0	71.0 ± 1.6	80.0 ± 1.6	-
	Media Global	1.38 ± 0.05	60.0 ± 2.2	39.9 ± 2.2	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.4	54.0 ± 1.5	72.0 ± 1.4	79.0 ± 1.4	-

Por último, se encuentran los resultados del muslo izquierdo del set B en la Tabla 9, donde se indica que nuevamente el contacto inicial, pre balanceo y balanceo inicial se indican de manera exitosa, pero tanto el apoyo final como el balanceo el medio solo se logran presentar en medio del rango correspondiente.

Tabla 5. Tabla resultados medias globales del muslo izquierdo del set B (cinta)

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	Media	1.40 ± 0.05	59.7 ± 1.1	40.3 ± 1.1	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.2	51.0 ± 1.4	71.0 ± 1.3	81.0 ± 1.2	-
2	Media	1.28 ± 0.03	58.6 ± 2.5	41.4 ± 2.5	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.3	51.0 ± 1.4	70.0 ± 1.3	79.0 ± 1.3	-
3	Media	1.47 ± 0.07	59.8 ± 1.5	40.2 ± 1.5	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.6	51.0 ± 1.9	68.0 ± 1.6	80.0 ± 1.5	-
	Media Global	1.38 ± 0.05	59.4 ± 1.7	40.6 ± 1.7	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.4	51.0 ± 1.6	70.0 ± 1.4	80.0 ± 1.3	-

Por lo tanto, en el caso del set principal (marcha continua en suelo) los muslos de ambos lados son los que permiten detectar el extremo inicial del contacto inicial y pre balanceo, mientras que para el set B en cinta también se detectan los límites de las mismas subfases más el de balanceo inicial.

A modo de conclusión, esto quiere decir que al caminar en una marcha más estable, en cinta con velocidades controladas es posible detectar más subfases como el contacto inicial, pre-balanceo y balanceo inicial, mientras que

caminando en suelo sólo es posible diferenciar el contacto inicial y el pre-balanceo.

En los siguientes 3 apartados se muestran los resultados de detectar las fases principales de la marcha y las subfases indicadas mediante tres configuraciones: la IMU situada en la lumbar y las IMUs situadas en los muslos derecho e izquierdo; la IMU lumbar y las IMUs situadas en las pantorrillas derecha e izquierda, y finalmente, la IMU lumbar en combinación con las IMUs situadas en los pies derecho e izquierdo. En cada caso se muestra una imagen ejemplo de la detección para cada pierna de las fases y subfases, así como la tabla de resultados al evaluar el procedimiento en 4 usuarios con 4 repeticiones de marcha en suelo.

4.1.1 Detección de las subfases con las IMUs situadas en la lumbar y en ambos muslos caminando en suelo

En la figura 14 se muestra la gráfica final obtenida de la detección de fases y subfases de la marcha específicamente de la IMU lumbar con la IMU del muslo derecho, en la cual la línea morada y verde corresponden a la aceleración y sobreaceleración de la región lumbar, respectivamente, mientras que la morada y verde punteada son la primera y segunda derivada del muslo derecho. Por otro lado, las fases se encuentran en color rosa fuerte para el apoyo de la pierna derecha y rosa claro para el balanceo del mismo lado, mientras que el lado izquierdo se representa con color morado fuerte y morado claro para el apoyo y balanceo, respectivamente.

En cuanto a las subfases detectadas, se obtuvieron el contacto inicial, indicado con un círculo morado; el apoyo final, representado con un cuadrado azul en el punto máximo de la sobreaceleración del muslo derecho (línea verde punteada); el pre-balanceo, mostrado con un cuadrado negro; el balanceo inicial, señalado con un cuadrado rojo en el punto mínimo de la segunda derivada del muslo (línea verde punteada), y el balanceo medio, señalado con el cuadro verde en el punto máximo de la aceleración de la imu lumbar (línea morada).

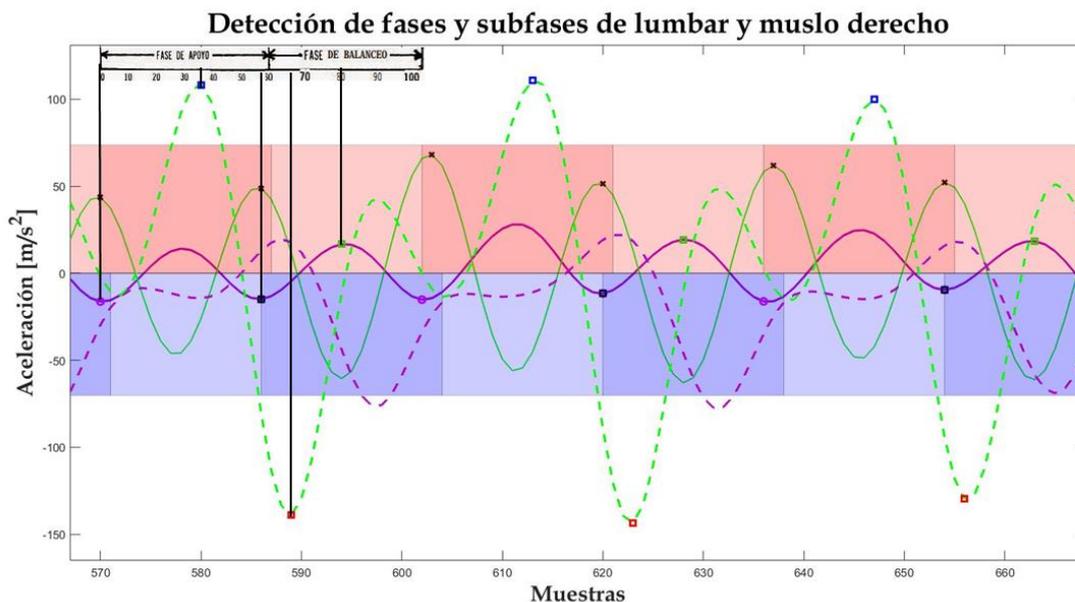


Figura 14. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo derecho.

En la Tabla 6 se muestran los resultados del set principal de los 4 usuarios en sus 4 repeticiones cada uno junto con las 5 subfases detectadas que se obtuvieron, así como el tiempo paso promedio (TPP), la fase de apoyo promedio (FAP) y la de balanceo promedio (FBP). Como vemos la media de cada una de las subfases de los cuatro usuarios cumplen con los rangos mencionados anteriormente, sin embargo, solo el contacto inicial (CI) de 0% y el prebalanceo (PB) de 50-60% se detectaron en el extremo inicial, mientras que el apoyo final (AF) en medio del 30-50%, balanceo inicial (BI) dentro de 60 a 73% y el balanceo medio (BM) a la mitad del intervalo de 73 a 87%. Finalmente, se obtiene una media global de todo el set con buenos resultados entre los que se encuentran la fase de apoyo de 60.4%, fase de balanceo de 39.6%, contacto inicial de 0% y pre-balanceo con un 53%.

Tabla 6. Tabla resultados set principal de lumbar y muslo derecho

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.54 ± 0.16	58,8 ± 2,0	41,2 ± 2,0	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.6	51,0 ± 1.8	62,0 ± 1.3	78,0 ± 1.5	-
1	2	1.52 ± 0.09	59,2 ± 2,3	40,8 ± 2,3	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.5	51,0 ± 1.6	61,0 ± 1.3	78,0 ± 1.4	-
1	3	1.31 ± 0.06	55,8 ± 1,5	44,2 ± 1,5	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.7	52,0 ± 2.2	62,0 ± 1.5	78,0 ± 1.4	-
1	4	1.27 ± 0.11	58,0 ± 3,3	42,0 ± 3,3	0 ± 0	-	-	39,0 ± 1.6	54,0 ± 1.8	64,0 ± 1.6	75,0 ± 1.1	-
	Media	1.41 ± 0.11	57,9 ± 2,3	42,1 ± 2,3	0 ± 0	-	-	37,0 ± 1.6	52,0 ± 1.9	62,0 ± 1.4	78,0 ± 1.4	-
2	1	1.21 ± 0.06	63,3 ± 11,3	36,7 ± 11,3	0 ± 0	-	-	32,0 ± 1.2	51,0 ± 1.1	62,0 ± 1.4	79,0 ± 0.8	-
2	2	1.22 ± 0.07	63,0 ± 4,9	37,1 ± 4,9	0 ± 0	-	-	32,0 ± 1.1	50,0 ± 1.8	60,0 ± 1.6	78,0 ± 1.9	-
2	3	1.21 ± 0.08	62,9 ± 3,8	37,1 ± 3,8	0 ± 0	-	-	33,0 ± 1.5	50,0 ± 1.0	62,0 ± 1.4	79,0 ± 1.5	-
2	4	1.27 ± 0.05	58,8 ± 7,9	41,3 ± 7,8	0 ± 0	-	-	37,0 ± 1.8	51,0 ± 2.3	61,0 ± 1.7	78,0 ± 1.6	-
	Media	1.23 ± .06	62,0 ± 7,0	38,0 ± 7,0	0 ± 0	-	-	34,0 ± 1.4	51,0 ± 1.6	61,0 ± 1.5	79,0 ± 1.5	-
3	1	1.47 ± 0.06	58,4 ± 1,7	41,6 ± 1,7	0 ± 0	-	-	37,0 ± 1.5	51,0 ± 1.5	68,0 ± 1.7	77,0 ± 1.4	-
3	2	1.43 ± 0.05	59,6 ± 1,1	40,4 ± 1,1	0 ± 0	-	-	42,0 ± 1.6	58,0 ± 1.4	63,0 ± 1.5	81,0 ± 1.4	-
3	3	1.45 ± 0.11	58,2 ± 3,3	41,8 ± 3,3	0 ± 0	-	-	37,0 ± 1.6	54,0 ± 1.9	70,0 ± 1.8	77,0 ± 1.0	-
3	4	1.43 ± 0.10	61,5 ± 9,1	38,6 ± 9,1	0 ± 0	-	-	36,0 ± 2.0	54,0 ± 2.4	62,0 ± 1.9	78,0 ± 2.1	-
	Media	1.45 ± 0.08	59,4 ± 3,8	40,6 ± 3,8	0 ± 0	-	-	38,0 ± 1.7	54,0 ± 1.8	66,0 ± 1.7	78,0 ± 1.5	-
4	1	1.30 ± 0.10	60,4 ± 2,7	39,6 ± 2,7	0 ± 0	-	-	32,0 ± 1.8	53,0 ± 2.4	62,0 ± 1.9	78,0 ± 1.7	-
4	2	1.34 ± 0.11	62,1 ± 9,2	37,9 ± 9,2	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.5	56,0 ± 2.2	61,0 ± 1.7	78,0 ± 1.1	-
4	3	1.32 ± 0.10	62,1 ± 8,4	37,9 ± 8,4	0 ± 0	-	-	38,0 ± 1.4	57,0 ± 1.2	60,0 ± 1.1	80,0 ± 1.2	-
4	4	1.27 ± 0.06	63,8 ± 5,9	36,2 ± 5,9	0 ± 0	-	-	37,0 ± 1.5	56,0 ± 1.8	63,0 ± 1.6	78,0 ± 1.0	-
	Media	1.31 ± .09	62,1 ± 6,5	37,9 ± 6,5	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.6	55,0 ± 1.9	62,0 ± 1.6	78,0 ± 1.3	-
	Media global	1.35 ± .09	60,4 ± 4,9	39,6 ± 4,9	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1.6	53,0 ± 1.8	63,0 ± 1.6	78,0 ± 1.4	-

Por otro lado, como se observa en la Figura 15 las líneas continuas representan la IMU lumbar, en lila para la aceleración y en verde para la sobreaceleración, mientras que las líneas punteadas son las del muslo izquierdo, lila para la primera derivada y verde para la segunda derivada, respectivamente. Al igual que en el lado derecho, se detectaron 5 subfases, las cuales son contacto inicial (círculo morado), apoyo final (cuadrado azul), pre-balanceo (cuadrado negro), balanceo inicial (cuadrado rojo) y balanceo medio (cuadrado verde). Es importante mencionar que las fases de apoyo se denotan en rosa y morado fuerte, mientras que las de balanceo de cada lado en color rosa y morado claro.

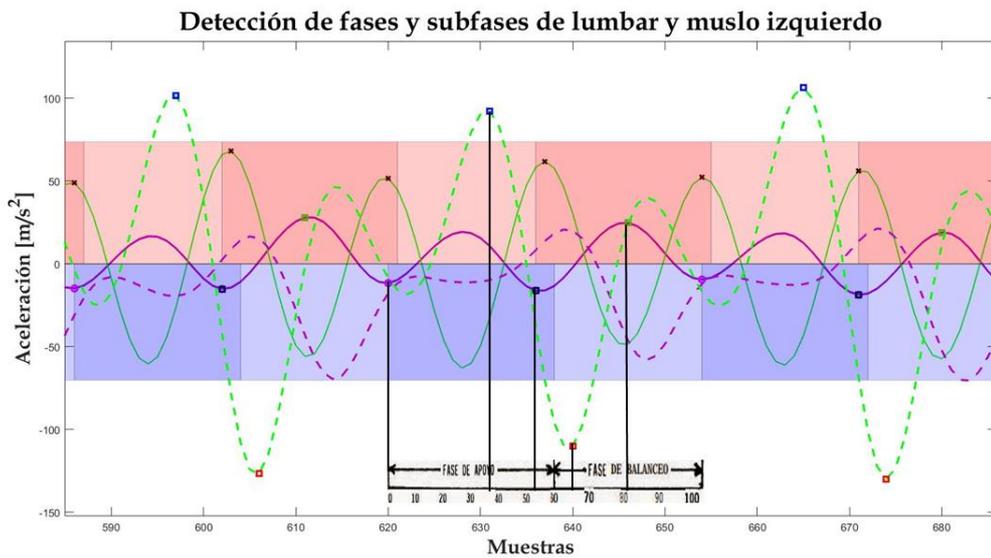


Figura 15. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo izquierdo

De acuerdo a la Tabla 7 que demuestra los resultados del set principal con la lumbar y muslo izquierdo, las subfases detectadas ocurren en el rango de porcentaje esperado. Específicamente en su límite, se obtuvo una media global de un 0% para el contacto inicial y el pre-balanceo con 52% aproximadamente, lo cual indica que la detección de dichas subfases es correcta. En cuanto al apoyo final, el balanceo inicial y balanceo medio estas simplemente se determinan dentro del intervalo, pero no al principio.

Tabla 7. Tabla resultados set principal de lumbar y muslo izquierdo

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.55 ± 0.18	61.2 ± 3.4	38.8 ± 3.4	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.4	53.0 ± 0.8	64.0 ± 1.5	81.0 ± 2.0	-
1	2	1.54 ± 0.11	58.1 ± 8.7	41.9 ± 8.7	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.8	53.0 ± 2.0	66.0 ± 1.3	81.0 ± 1.9	-
1	3	1.31 ± 0.03	57.8 ± 1.3	42.2 ± 1.3	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.1	52.0 ± 1.8	63.0 ± 1.7	81.0 ± 1.2	-
1	4	1.42 ± 0.10	57.5 ± 5.9	42.5 ± 5.9	0 ± 0	-	-	33.0 ± 2.1	62.0 ± 1.6	60.0 ± 1.7	77.0 ± 1.7	-
	Media	1.46 ± 0.11	58.6 ± 4.8	41.4 ± 4.8	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.6	55.0 ± 1.6	63.0 ± 1.6	80.0 ± 1.7	-
2	1	1.18 ± 0.07	60.5 ± 9.7	39.5 ± 9.7	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.6	50.0 ± 1.8	61.0 ± 1.4	79.0 ± 1.3	-
2	2	1.21 ± 0.04	63.1 ± 3.4	36.9 ± 3.4	0 ± 0	-	-	37.0 ± 2.1	52.0 ± 1.5	63.0 ± 1.5	79.0 ± 1.2	-
2	3	1.12 ± 0.08	61.2 ± 8.4	38.8 ± 8.3	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.3	50.0 ± 1.4	61.0 ± 1.8	78.0 ± 1.0	-
2	4	1.31 ± 0.05	60.8 ± 6.3	39.1 ± 6.3	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.4	50.0 ± 1.9	61.0 ± 2.0	79.0 ± 1.1	-
	Media	1.21 ± 0.06	61.4 ± 6.9	38.6 ± 6.9	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.6	51.0 ± 1.7	61.0 ± 1.7	79.0 ± 1.2	-
3	1	1.47 ± 0.06	60.5 ± 1.2	39.5 ± 1.2	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.1	53.0 ± 1.8	72.0 ± 1.6	80.0 ± 1.0	-
3	2	1.43 ± 0.04	58.7 ± 1.2	41.3 ± 1.2	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.7	50.0 ± 1.8	61.0 ± 1.2	77.0 ± 1.6	-
3	3	1.44 ± 0.14	59.7 ± 2.3	40.3 ± 2.3	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.9	51.0 ± 2.0	73.0 ± 1.9	81.0 ± 2.4	-
3	4	1.36 ± 0.06	61.7 ± 9.8	38.3 ± 9.8	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.9	51.0 ± 1.9	68.0 ± 2.0	81.0 ± 2.3	-
	Media	1.43 ± 0.08	60.2 ± 3.6	39.1 ± 3.6	0 ± 0	-	-	43.0 ± 1.7	51.0 ± 1.9	69.0 ± 1.7	80.0 ± 1.8	-
4	1	1.35 ± 0.08	61.7 ± 5.4	38.3 ± 5.4	0 ± 0	-	-	31.0 ± 1.8	52.0 ± 2.1	61.0 ± 1.6	81.0 ± 2.0	-
4	2	1.33 ± 0.10	58.4 ± 8.5	41.6 ± 8.5	0 ± 0	-	-	31.0 ± 1.4	51.0 ± 2.2	60.0 ± 1.4	79.0 ± 1.7	-
4	3	1.34 ± 0.10	61.2 ± 6.4	38.8 ± 6.4	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.7	50.0 ± 1.5	61.0 ± 1.2	77.0 ± 1.2	-
4	4	1.31 ± 0.04	60.9 ± 9.1	39.1 ± 9.1	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.7	51.0 ± 2.0	61.0 ± 1.9	79.0 ± 1.6	-
	Media	1.33 ± 0.08	60.5 ± 7.3	39.5 ± 7.3	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.7	51.0 ± 2.0	61.0 ± 1.5	79.0 ± 1.6	-
	Media global	1.35 ± 0.08	60.2 ± 5.7	39.8 ± 5.7	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.7	52.0 ± 1.8	63.0 ± 1.6	79.0 ± 1.6	-

4.1.2 Detección de las subfases con las IMus situadas en la lumbar y en ambas pantorrillas caminando en suelo

Los resultados de la pantorrilla derecha se presentan en la Figura 16, en la cual se ve la primera y segunda derivada de la IMU lumbar (línea morada y verde continuas) y las de la pantorrilla derecha (líneas morada y verde punteadas, respectivamente). La fase de apoyo y balanceo del lado derecho se muestran en color rosa fuerte y rosa claro, mientras que el lado izquierdo en color morado fuerte y claro, respectivamente. En cuanto a las subfases estas se representan con un círculo morado para el contacto inicial, un cuadrado azul el apoyo final, para el pre-balanceo un cuadrado negro, el balanceo inicial con un cuadrado rojo y con un cuadrado verde el balanceo medio.

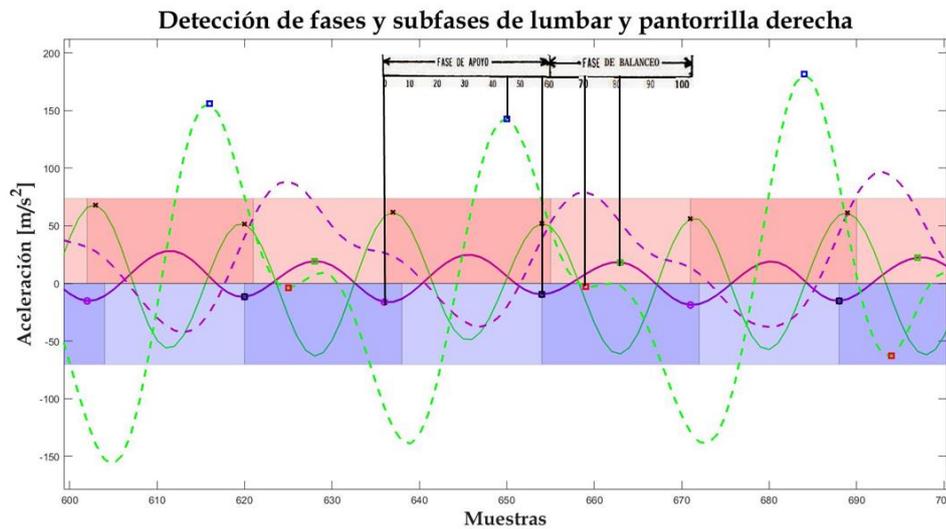


Figura 16. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del pantorrilla derecha

De la misma manera que en el muslo derecho, la Tabla 8 muestra que también se detectó una media global para el contacto inicial (círculo rosa) en el 0%, apoyo final (cuadrado azul) queda en medio del intervalo en un 41%, el pre-balanceo (cuadro negro) en 53%, el balanceo inicial (color rojo) en el 66% y el balanceo medio (cuadrado verde) en el 78%. Todas estas subfases, de acuerdo a la escala de porcentajes, se presentan en el rango que les corresponde de manera acertada, sin embargo, únicamente el contacto inicial, y pre-balanceo se determinan en el extremo de principio de la subfase.

Tabla 8. Tabla resultados set principal de lumbar y pantorrilla derecha

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.54 ± 0.16	58,8 ± 2,0	41,2 ± 2,0	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.3	51.0 ± 1.8	64.0 ± 1.2	78,0 ± 1.5	-
1	2	1.52 ± 0.09	59,2 ± 2,3	40,8 ± 2,3	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.7	51,0 ± 1.6	64.0 ± 1.6	78,0 ± 1.4	-
1	3	1.31 ± 0.06	55,8 ± 1,5	44,2 ± 1,5	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.7	52,0 ± 2.2	64.0 ± 1.7	78,0 ± 1.4	-
1	4	1.27 ± 0.11	58,0 ± 3,3	42,0 ± 3,3	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.8	54,0 ± 1.8	64.0 ± 1.3	75,0 ± 1.1	-
	Media	1.41 ± 0.11	57,9 ± 2,3	42,1 ± 2,3	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.6	52,0 ± 1.9	64.0 ± 1.5	78,0 ± 1.4	-
2	1	1.21 ± 0.06	63,3 ± 11,3	36,7 ± 11,3	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.9	51,0 ± 1.1	68.0 ± 1.7	79,0 ± 0.8	-
2	2	1.22 ± 0.07	63,0 ± 4,9	37,1 ± 4,9	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.9	50,0 ± 1.8	68.0 ± 1.7	78,0 ± 1.9	-
2	3	1.21 ± 0.08	62,9 ± 3,8	37,1 ± 3,8	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.4	50,0 ± 1.0	67.0 ± 2.0	79,0 ± 1.5	-
2	4	1.27 ± 0.05	58,8 ± 7,9	41,3 ± 7,8	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.5	51,0 ± 2.3	66.0 ± 1.5	78,0 ± 1.6	-
	Media	1.23 ± .06	62,0 ± 7,0	38,0 ± 7,0	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.7	51,0 ± 1.6	67.0 ± 1.7	79,0 ± 1.5	-
3	1	1.47 ± 0.06	58,4 ± 1,7	41,6 ± 1,7	0 ± 0	-	-	44.0 ± 2.1	51,0 ± 1.5	69.0 ± 1.6	77,0 ± 1.4	-
3	2	1.43 ± 0.05	59,6 ± 1,1	40,4 ± 1,1	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.6	58,0 ± 1.4	72.0 ± 1.8	81,0 ± 1.4	-
3	3	1.45 ± 0.11	58,2 ± 3,3	41,8 ± 3,3	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.8	54,0 ± 1.9	61.0 ± 1.2	77,0 ± 1.0	-
3	4	1.43 ± 0.10	61,5 ± 9,1	38,6 ± 9,1	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.6	54,0 ± 2.4	60.0 ± 1.9	78,0 ± 2.1	-
	Media	1.45 ± 0.08	59,4 ± 3,8	40,6 ± 3,8	0 ± 0	-	-	43.0 ± 1.8	54,0 ± 1.8	66.0 ± 1.6	78,0 ± 1.5	-
4	1	1.30 ± 0.10	60,4 ± 2,7	39,6 ± 2,7	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.2	53,0 ± 2.4	65.0 ± 1.5	78,0 ± 1.7	-
4	2	1.34 ± 0.11	62,1 ± 9,2	37,9 ± 9,2	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.1	56,0 ± 2.2	69.0 ± 1.7	78,0 ± 1.1	-
4	3	1.32 ± 0.10	62,1 ± 8,4	37,9 ± 8,4	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.5	57,0 ± 1.2	61.0 ± 1.9	80,0 ± 1.2	-
4	4	1.27 ± 0.06	63,8 ± 5,9	36,2 ± 5,9	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.8	56,0 ± 1.8	68.0 ± 1.7	78,0 ± 1.0	-
	Media	1.31 ± 0.09	62,1 ± 6,5	37,9 ± 6,5	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.4	55,0 ± 1.9	66.0 ± 1.7	78,0 ± 1.3	-
Media global		1.35 ± 0.09	60,4 ± 4,9	39,6 ± 4,9	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.6	53,0 ± 1.8	66.0 ± 1.6	78,0 ± 1.4	-

Por otra parte la Figura 17, sigue representando las fases de apoyo (rosa y morado fuerte) y las de balanceo (rosa y morado claro) dependiendo del lado al que corresponden. Además, se observan las aceleraciones de la lumbar y pantorrilla izquierda (líneas moradas continua y punteada), y las sobreaceleraciones de las dos (líneas verdes continua y punteada), mientras que las subfases se indican con marcadores, es decir, con un círculo morado (contacto inicial), cuadrado azul (apoyo final), cuadrado negro (pre-balanceo), cuadrado rojo (balanceo inicial) y cuadrado verde (balanceo medio).

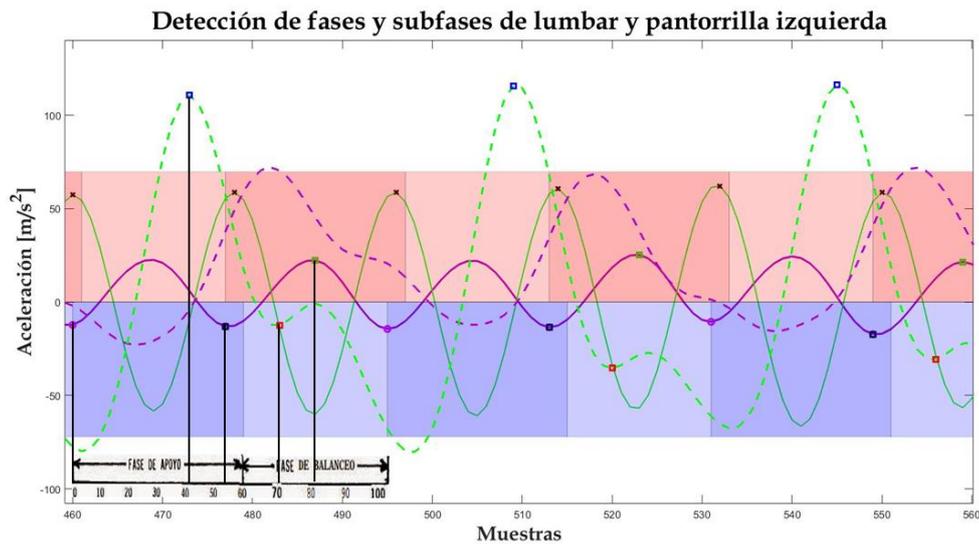


Figura 17. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del pantorrilla izquierda

En cuanto a la Tabla 9 del set principal, los resultados finales en el caso de la pantorrilla izquierda, muestran una detección de 5 subfases, las cuales son el contacto inicial (círculo morado) exactamente en el 0%, el apoyo final (cuadro azul) en un 41% por lo que queda dentro del intervalo, el pre-balanceo (cuadro negro) en 52%, balanceo inicial (cuadro rojo) en el 67% y por último, el balanceo medio (cuadro verde) en un 79% aproximadamente. Esto quiere decir que, al igual que en la pantorrilla derecha, solo el contacto inicial y pre-balanceo se indican al inicio de sus rangos correspondientes, y las restantes no se detectan de manera acertada.

Tabla 9. Tabla resultados set principal de lumbar y pantorrilla izquierda

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.55 ± 0.18	61.2 ± 3.4	38.8 ± 3.4	0 ± 0	-	-	43.0 ± 1.8	53.0 ± 0.8	66.0 ± 1.4	81.0 ± 2.0	-
1	2	1.54 ± 0.11	58.1 ± 8.7	41.9 ± 8.7	0 ± 0	-	-	43.0 ± 1.5	53.0 ± 2.0	68.0 ± 1.4	81.0 ± 1.9	-
1	3	1.31 ± 0.03	57.8 ± 1.3	42.2 ± 1.3	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.0	52.0 ± 1.8	65.0 ± 1.8	81.0 ± 1.2	-
1	4	1.42 ± 0.10	57.5 ± 5.9	42.5 ± 5.9	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.8	62.0 ± 1.6	60.0 ± 2.0	77.0 ± 1.7	-
	Media	1.46 ± 0.11	58.6 ± 4.8	41.4 ± 4.8	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.5	55.0 ± 1.6	65.0 ± 1.7	80.0 ± 1.7	-
2	1	1.18 ± 0.07	60.5 ± 9.7	39.5 ± 9.7	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.9	50.0 ± 1.8	64.0 ± 1.3	79.0 ± 1.3	-
2	2	1.21 ± 0.04	63.1 ± 3.4	36.9 ± 3.4	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.1	52.0 ± 1.5	70.0 ± 1.0	79.0 ± 1.2	-
2	3	1.12 ± 0.08	61.2 ± 8.4	38.8 ± 8.3	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.6	50.0 ± 1.4	70.0 ± 1.8	78.0 ± 1.0	-
2	4	1.31 ± 0.05	60.8 ± 6.3	39.1 ± 6.3	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.6	50.0 ± 1.9	67.0 ± 1.3	79.0 ± 1.1	-
	Media	1.21 ± 0.06	61.4 ± 6.9	38.6 ± 6.9	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.6	51.0 ± 1.7	67.0 ± 1.4	79.0 ± 1.2	-
3	1	1.47 ± 0.06	60.5 ± 1.2	39.5 ± 1.2	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.7	53.0 ± 1.8	68.0 ± 1.2	80.0 ± 1.0	-
3	2	1.43 ± 0.04	58.7 ± 1.2	41.3 ± 1.2	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.5	50.0 ± 1.8	73.0 ± 1.7	77.0 ± 1.6	-
3	3	1.44 ± 0.14	59.7 ± 2.3	40.3 ± 2.3	0 ± 0	-	-	48.0 ± 2.0	51.0 ± 2.0	70.0 ± 1.9	81.0 ± 2.4	-
3	4	1.36 ± 0.06	61.7 ± 9.8	38.3 ± 9.8	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.8	51.0 ± 1.9	67.0 ± 1.7	81.0 ± 2.3	-
	Media	1.43 ± 0.08	60.2 ± 3.6	39.1 ± 3.6	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.8	51.0 ± 1.9	69.0 ± 1.6	80.0 ± 1.8	-
4	1	1.35 ± 0.08	61.7 ± 5.4	38.3 ± 5.4	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.9	52.0 ± 2.1	66.0 ± 1.7	81.0 ± 2.0	-
4	2	1.33 ± 0.10	58.4 ± 8.5	41.6 ± 8.5	0 ± 0	-	-	37.0 ± 2.0	51.0 ± 2.2	66.0 ± 1.7	79.0 ± 1.7	-
4	3	1.34 ± 0.10	61.2 ± 6.4	38.8 ± 6.4	0 ± 0	-	-	31.0 ± 1.3	50.0 ± 1.5	60.0 ± 1.2	77.0 ± 1.2	-
4	4	1.31 ± 0.04	60.9 ± 9.1	39.1 ± 9.1	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.6	51.0 ± 2.0	67.0 ± 1.8	79.0 ± 1.6	-
	Media	1.33 ± 0.08	60.5 ± 7.3	39.5 ± 7.3	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.7	51.0 ± 2.0	65.0 ± 1.6	79.0 ± 1.6	-
	Media global	1.35 ± 0.08	60.2 ± 5.7	39.8 ± 5.7	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.7	52.0 ± 1.8	67.0 ± 1.6	79.0 ± 1.6	-

4.1.3 Detección de las subfases con las IMus situadas en la lumbar y en ambos pies caminando en suelo

En la Figura 18 se puede observar la misma información que en las figuras anteriores, pero para el caso del pie derecho. Las fases de apoyo se representan en rosa y morado fuerte, dependiendo del lado correspondiente, y las de balanceo que son las que están en tono claro. Por otro lado las líneas continuas morada y verde son la aceleración y sobreaceleración de la lumbar, respectivamente, mientras que las punteadas morada y verde son la aceleración y sobreaceleración del pie derecho. Por el lado de las subfases, estas se indican con un círculo morado (contacto inicial), un cuadrado azul (apoyo final), cuadrado negro (pre-balanceo), el cuadrado rojo (balanceo inicial) y cuadrado verde (balanceo medio).

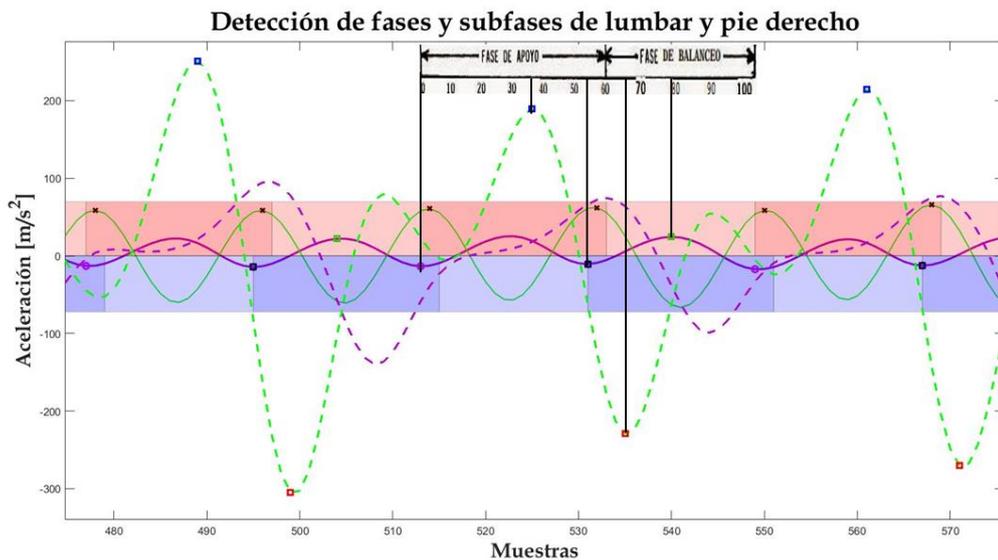


Figura 18. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del pie derecho

La media global de las subfases de la marcha detectadas para el pie derecho con los 4 usuarios y sus 4 repeticiones del set principal que se ven en la Tabla 10, son el contacto inicial (círculo morado) en 0%, la subfase de apoyo final en un 35% (cuadro azul), el pre-balanceo en el 53% (cuadro negro), el balanceo inicial (cuadro rojo) en 62% y el balanceo medio (cuadro verde) en un 78%. Estos valores cumplen con el rango mencionado a lo largo del proyecto, pero solamente el contacto inicial y pre-balanceo se presentan al comienzo del intervalo, mientras que el apoyo final, balanceo inicial y balanceo medio se determinan entre el rango establecido.

Tabla 10. Tabla resultados set principal de lumbar y pie derecho

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.54 ± 0.16	58,8 ± 2,0	41,2 ± 2,0	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.1	51.0 ± 1.8	64.0 ± 1.2	78,0 ± 1.5	-
1	2	1.52 ± 0.09	59,2 ± 2,3	40,8 ± 2,3	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.7	51,0 ± 1.6	60,0 ± 1.5	78,0 ± 1.4	-
1	3	1.31 ± 0.06	55,8 ± 1,5	44,2 ± 1,5	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.2	52,0 ± 2.2	62,0 ± 1.5	78,0 ± 1.4	-
1	4	1.27 ± 0.11	58,0 ± 3,3	42,0 ± 3,3	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.3	54,0 ± 1.8	60,0 ± 1.1	75,0 ± 1.1	-
	Media	1.41 ± 0.11	57,9 ± 2,3	42,1 ± 2,3	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.3	52,0 ± 1.9	62,0 ± 1.3	78,0 ± 1.4	-
2	1	1.21 ± 0.06	63,3 ± 11,3	36,7 ± 11,3	0 ± 0	-	-	32.0 ± 2.1	51,0 ± 1.1	61,0 ± 1.7	79,0 ± 0.8	-
2	2	1.22 ± 0.07	63,0 ± 4,9	37,1 ± 4,9	0 ± 0	-	-	32.0 ± 1,9	50,0 ± 1.8	62,0 ± 1.3	78,0 ± 1.9	-
2	3	1.21 ± 0.08	62,9 ± 3,8	37,1 ± 3,8	0 ± 0	-	-	30.0 ± 1.9	50,0 ± 1.0	61,0 ± 1.8	79,0 ± 1.5	-
2	4	1.27 ± 0.05	58,8 ± 7,9	41,3 ± 7,8	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.4	51,0 ± 2.3	63,0 ± 1.9	78,0 ± 1.6	-
	Media	1.23 ± .06	62,0 ± 7,0	38,0 ± 7,0	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.8	51,0 ± 1.6	62,0 ± 1.7	79,0 ± 1.5	-
3	1	1.47 ± 0.06	58,4 ± 1,7	41,6 ± 1,7	0 ± 0	-	-	32.0 ± 1.3	51,0 ± 1.5	63,0 ± 1.1	77,0 ± 1.4	-
3	2	1.43 ± 0.05	59,6 ± 1,1	40,4 ± 1,1	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.1	58,0 ± 1.4	63,0 ± 1.6	81,0 ± 1.4	-
3	3	1.45 ± 0.11	58,2 ± 3,3	41,8 ± 3,3	0 ± 0	-	-	35.0 ± 1.3	54,0 ± 1.9	63,0 ± 1.3	77,0 ± 1.0	-
3	4	1.43 ± 0.10	61,5 ± 9,1	38,6 ± 9,1	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.6	54,0 ± 2.4	61,0 ± 1.6	78,0 ± 2.1	-
	Media	1.45 ± 0.08	59,4 ± 3,8	40,6 ± 3,8	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.3	54,0 ± 1.8	63,0 ± 1.4	78,0 ± 1.5	-
4	1	1.30 ± 0.10	60,4 ± 2,7	39,6 ± 2,7	0 ± 0	-	-	32.0 ± 1.7	53,0 ± 2.4	62,0 ± 1.4	78,0 ± 1.7	-
4	2	1.34 ± 0.11	62,1 ± 9,2	37,9 ± 9,2	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.9	56,0 ± 2.2	61,0 ± 1.2	78,0 ± 1.1	-
4	3	1.32 ± 0.10	62,1 ± 8,4	37,9 ± 8,4	0 ± 0	-	-	35.0 ± 1.2	57,0 ± 1.2	63,0 ± 1.5	80,0 ± 1.2	-
4	4	1.27 ± 0.06	63,8 ± 5,9	36,2 ± 5,9	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.4	56,0 ± 1.8	66,0 ± 1.6	78,0 ± 1.0	-
	Media	1.31 ± .09	62,1 ± 6,5	37,9 ± 6,5	0 ± 0	-	-	35.0 ± 1.6	55,0 ± 1.9	63,0 ± 1.4	78,0 ± 1.3	-
Media global		1.35 ± .09	60,4 ± 4,9	39,6 ± 4,9	0 ± 0	-	-	35.0 ± 1.5	53,0 ± 1.8	62,0 ± 1.5	78,0 ± 1.4	-

Por último, al analizar la Figura 19, la cual representa al pie izquierdo, se puede ver la primera derivada, es decir la aceleración de la IMU lumbar (línea morada continua), y la segunda derivada, sobreaceleración de la misma IMU (línea verde continua), al igual que las correspondientes a la IMU del pie izquierdo (línea morada y verde punteada). En dicha gráfica también se muestran las fases de apoyo de cada pie (rosa y morado fuerte) y las de balanceo (rosa y morado claro). Al mismo tiempo se presentan las subfases de contacto inicial (círculo morado), apoyo final (cuadro azul), pre-balanceo (cuadro negro), el balanceo inicial (cuadro rojo) y finalmente, el balanceo medio (cuadro verde).

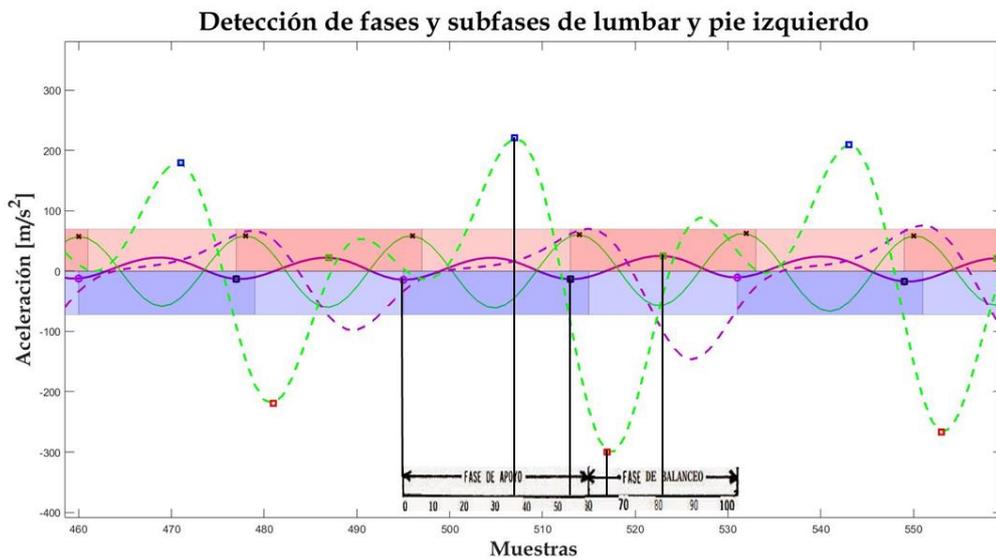


Figura 19. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del pie izquierdo

Los resultados finales del set principal con los 4 usuarios usando la imu lumbar y la del pie izquierdo, los cuales se plasman en la Tabla 11, cumplen dentro de los rangos porcentuales mencionados en la Tabla 1 del actual proyecto. Como se ve el contacto inicial ocurre en un 0%, el apoyo final 36%, el de pre-balanceo sucede en 52%, el balanceo inicial en un 62% y el balanceo medio en un 79%, aproximadamente. Por lo tanto, el pie izquierdo demuestra buenos resultados en cuanto al contacto inicial y pre-balanceo, ya que estos se muestran cercanos al inicio del rango, a diferencia del apoyo final, balanceo inicial y balanceo medio que no se detectan de manera correcta.

Tabla 11. Tabla resultados set principal de lumbar y pie izquierdo

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.55 ± 0.18	61.2 ± 3.4	38.8 ± 3.4	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.4	53.0 ± 0.8	64.0 ± 1.1	81.0 ± 2.0	-
1	2	1.54 ± 0.11	58.1 ± 8.7	41.9 ± 8.7	0 ± 0	-	-	41.0 ± 2.1	53.0 ± 2.0	66.0 ± 1.9	81.0 ± 1.9	-
1	3	1.31 ± 0.03	57.8 ± 1.3	42.2 ± 1.3	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.3	52.0 ± 1.8	65.0 ± 1.1	81.0 ± 1.2	-
1	4	1.42 ± 0.10	57.5 ± 5.9	42.5 ± 5.9	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.6	62.0 ± 1.6	60.0 ± 1.3	77.0 ± 1.7	-
	Media	1.46 ± 0.11	58.6 ± 4.8	41.4 ± 4.8	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.6	55.0 ± 1.6	64.0 ± 1.4	80.0 ± 1.7	-
2	1	1.18 ± 0.07	60.5 ± 9.7	39.5 ± 9.7	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.4	50.0 ± 1.8	61.0 ± 1.5	79.0 ± 1.3	-
2	2	1.21 ± 0.04	63.1 ± 3.4	36.9 ± 3.4	0 ± 0	-	-	34.0 ± 1.8	52.0 ± 1.5	63.0 ± 1.4	79.0 ± 1.2	-
2	3	1.12 ± 0.08	61.2 ± 8.4	38.8 ± 8.3	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.2	50.0 ± 1.4	61.0 ± 1.6	78.0 ± 1.0	-
2	4	1.31 ± 0.05	60.8 ± 6.3	39.1 ± 6.3	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.7	50.0 ± 1.9	61.0 ± 1.7	79.0 ± 1.1	-
	Media	1.21 ± 0.06	61.4 ± 6.9	38.6 ± 6.9	0 ± 0	-	-	34.0 ± 1.5	51.0 ± 1.7	61.0 ± 1.6	79.0 ± 1.2	-
3	1	1.47 ± 0.06	60.5 ± 1.2	39.5 ± 1.2	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.5	53.0 ± 1.8	63.0 ± 1.8	80.0 ± 1.0	-
3	2	1.43 ± 0.04	58.7 ± 1.2	41.3 ± 1.2	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.5	50.0 ± 1.8	61.0 ± 1.9	77.0 ± 1.6	-
3	3	1.44 ± 0.14	59.7 ± 2.3	40.3 ± 2.3	0 ± 0	-	-	35.0 ± 1.8	51.0 ± 2.0	65.0 ± 1.6	81.0 ± 2.4	-
3	4	1.36 ± 0.06	61.7 ± 9.8	38.3 ± 9.8	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.9	51.0 ± 1.9	61.0 ± 1.7	81.0 ± 2.3	-
	Media	1.43 ± 0.08	60.2 ± 3.6	39.1 ± 3.6	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.7	51.0 ± 1.9	63.0 ± 1.8	80.0 ± 1.8	-
4	1	1.35 ± 0.08	61.7 ± 5.4	38.3 ± 5.4	0 ± 0	-	-	31.0 ± 1.9	52.0 ± 2.1	60.0 ± 2.0	81.0 ± 2.0	-
4	2	1.33 ± 0.10	58.4 ± 8.5	41.6 ± 8.5	0 ± 0	-	-	31.0 ± 1.6	51.0 ± 2.2	60.0 ± 1.8	79.0 ± 1.7	-
4	3	1.34 ± 0.10	61.2 ± 6.4	38.8 ± 6.4	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.1	50.0 ± 1.5	61.0 ± 1.2	77.0 ± 1.2	-
4	4	1.31 ± 0.04	60.9 ± 9.1	39.1 ± 9.1	0 ± 0	-	-	33.0 ± 1.6	51.0 ± 2.0	61.0 ± 1.7	79.0 ± 1.6	-
	Media	1.33 ± 0.08	60.5 ± 7.3	39.5 ± 7.3	0 ± 0	-	-	34.0 ± 1.6	51.0 ± 2.0	61.0 ± 1.7	79.0 ± 1.6	-
	Media global	1.35 ± 0.08	60.2 ± 5.7	39.8 ± 5.7	0 ± 0	-	-	36.0 ± 1.6	52.0 ± 1.8	62.0 ± 1.6	79.0 ± 1.6	-

4.1.4 Mejor combinación entre las 3 combinaciones evaluadas

Una vez obtenidos los resultados para cada una de las IMUs utilizadas, se determinó cuál de las combinaciones presenta mejores resultados, es decir si es mejor la lumbar con los muslos, lumbar con pantorrillas o lumbar con pies. Si bien las tres combinaciones muestran resultados promedios parecidos, al analizar uniendo muslo derecho con izquierdo, pantorrilla derecha con la pantorrilla izquierda y el pie derecho con el izquierdo, se obtienen más variaciones en la detección promedio.

Debido a que, tanto los muslos como las pantorrillas y pies presentan resultados similares, se tomó la decisión de que los muslos son la mejor combinación porque en ellos se encuentra el músculo cuádriceps (músculo más potente del cuerpo humano), el cual permite realizar la marcha y por lo tanto, en ellos se obtienen movimientos más bruscos que hacen más fácil de detectar las aceleraciones con las unidades de medición inercial.

4.2. Evaluación del método en otros sets de datos

Finalmente, con el objetivo de validar los resultados en otras condiciones, el algoritmo se ejecutó con los demás sets implementando únicamente la mejor combinación, es decir, utilizando 3 IMUs, la lumbar con los muslos derecho e izquierdo. El set B que consiste en la marcha continua en cinta a 4 km/h, 3 km/h y 2 km/h, el set C que es la marcha en cinta con obstáculos y el set D en el cual el sujeto camina, se detiene unos segundos y luego reanuda la marcha.

En las siguientes 3 secciones se presentan los resultados de la detección de las fases y subfases de la marcha para los 3 sets de validación con la configuración mencionada anteriormente. En cada caso se muestra una figura de ejemplo con las detecciones de fases y subfases junto con las tablas de resultados del muslo derecho e izquierdo para 3 usuarios con 2 repeticiones de marcha dependiendo del set.

4.2.1 Set B

Los resultados obtenidos para el set B con las condiciones previamente comentadas son buenas. Por ejemplo, en la Figura 20, la cual proyecta la gráfica final de la IMU lumbar con el muslo derecho, se visualizan las líneas continuas de aceleración y sobreaceleración de la lumbar, morada y verde, respectivamente, al igual que las líneas punteadas morada y verde del muslo derecho. Las fases y subfases se plasman de la misma manera que en las figuras anteriores, por lo que podemos notar que también se detectan las 5 subfases de la marcha (contacto inicial, apoyo final, pre-balanceo, balanceo inicial y balanceo final) dentro del rango porcentual correspondiente.

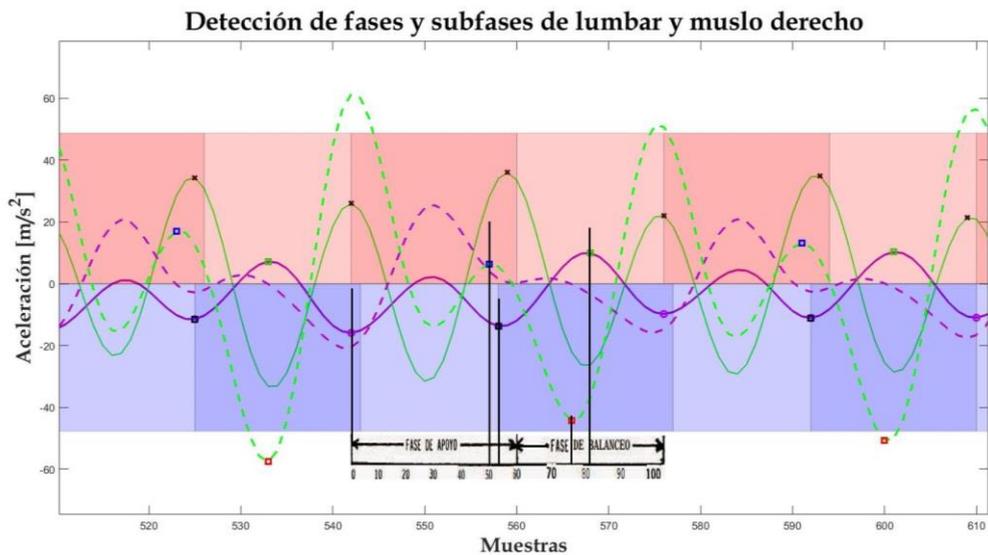


Figura 20. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo derecho del set B

Como se puede ver en la Tabla 12, se presentan los resultados de 3 usuarios cada uno con 2 repeticiones y a su vez estas últimas a 4, 3, 2 km/h cada una. En general se obtiene un tiempo de paso promedio de 1.38 segundos. Asimismo, los valores de porcentaje de apoyo y de balanceo son muy cercanos al 60% y 40% mencionados en la literatura, mientras que el contacto inicial ocurre en un 0%, el apoyo final 47%, pre-balanceo en el 54%, el balanceo inicial en 72% y balanceo medio en el 79%, es decir, el contacto inicial, el pre-balanceo y el balanceo inicial son los únicos que se determinan al principio del intervalo, a diferencia de las demás que se encuentran en medio.

Tabla 12. Resultados finales lumbar y muslo derecho del set B

Us.	Rep.	Vel. (km/h)	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
				(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	4	1.19 ± 0.03	57.0 ± 7.3	43.0 ± 7.3	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.2	54.0 ± 1.3	72.0 ± 1.5	78.0 ± 1.2	-
1	1	3	1.40 ± 0.04	58.7 ± 1.3	41.3 ± 1.3	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.4	53.0 ± 1.1	70.0 ± 1.4	80.0 ± 1.1	-
1	1	2	1.64 ± 0.09	63.2 ± 1.5	36.8 ± 1.5	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.4	53.0 ± 1.2	70.0 ± 1.1	81.0 ± 1.3	-
1	2	4	1.20 ± 0.03	58.6 ± 1.2	41.5 ± 1.2	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.5	54.0 ± 1.4	73.0 ± 1.3	78.0 ± 1.1	-
1	2	3	1.38 ± 0.04	57.5 ± 1.4	42.5 ± 1.4	0 ± 0	-	-	49.0 ± 1.3	53.0 ± 1.3	72.0 ± 1.2	79.0 ± 1.4	-
1	2	2	1.60 ± 0.07	61.5 ± 1.4	38.5 ± 1.4	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.1	53.0 ± 1.3	72.0 ± 1.4	80.0 ± 1.4	-
Media			1.40 ± 0.05	59.4 ± 2.4	40.6 ± 2.4	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.3	53.0 ± 1.3	71.0 ± 1.3	80.0 ± 1.3	-
2	1	4	1.09 ± 0.02	62.6 ± 1.5	37.4 ± 1.5	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.2	56.0 ± 1.3	72.0 ± 1.2	78.0 ± 1.5	-
2	1	3	1.22 ± 0.03	58.7 ± 1.5	41.3 ± 1.5	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.5	56.0 ± 1.2	73.0 ± 1.4	78.0 ± 1.1	-
2	1	2	1.46 ± 0.06	60.0 ± 1.1	40.0 ± 1.1	0 ± 0	-	-	48.0 ± 1.3	55.0 ± 1.5	70.0 ± 1.3	80.0 ± 1.2	-
2	2	4	1.11 ± 0.02	62.5 ± 9.3	37.5 ± 9.3	0 ± 0	-	-	49.0 ± 1.6	56.0 ± 1.3	73.0 ± 1.4	79.0 ± 1.3	-
2	2	3	1.26 ± 0.04	57.8 ± 1.2	42.2 ± 1.2	0 ± 0	-	-	49.0 ± 1.4	55.0 ± 1.5	73.0 ± 1.1	79.0 ± 1.2	-
2	2	2	1.51 ± 0.05	60.3 ± 1.2	39.7 ± 1.2	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.2	54.0 ± 1.2	72.0 ± 1.5	80.0 ± 1.3	-
Media			1.28 ± 0.04	60.3 ± 2.6	39.2 ± 2.6	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.4	55.0 ± 1.3	72.0 ± 1.3	79.0 ± 1.3	-
3	1	4	1.25 ± 0.03	58.5 ± 1.4	41.5 ± 1.4	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.6	55.0 ± 1.9	71.0 ± 1.4	79.0 ± 1.4	-
3	1	3	1.48 ± 0.06	60.1 ± 1.3	39.9 ± 1.3	0 ± 0	-	-	49.0 ± 1.4	53.0 ± 2.1	72.0 ± 1.7	80.0 ± 1.5	-
3	1	2	1.77 ± 0.08	63.3 ± 1.9	36.7 ± 1.9	0 ± 0	-	-	43.0 ± 1.7	52.0 ± 2.0	70.0 ± 1.8	79.0 ± 1.9	-
3	2	4	1.22 ± 0.04	57.1 ± 1.5	42.9 ± 1.5	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.6	54.0 ± 1.7	71.0 ± 1.9	79.0 ± 1.6	-
3	2	3	1.41 ± 0.04	58.7 ± 1.4	41.3 ± 1.4	0 ± 0	-	-	48.0 ± 1.8	54.0 ± 1.9	71.0 ± 1.5	80.0 ± 1.4	-
3	2	2	1.70 ± 0.10	63.3 ± 1.7	36.7 ± 1.7	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.7	55.0 ± 2.2	72.0 ± 1.4	80.0 ± 1.6	-
Media			1.47 ± 0.06	60.2 ± 1.5	39.8 ± 1.5	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.6	54.0 ± 2.0	71.0 ± 1.6	80.0 ± 1.6	-
Media Global			1.38 ± 0.05	60.0 ± 2.2	39.9 ± 2.2	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.4	54.0 ± 1.5	72.0 ± 1.4	79.0 ± 1.4	-

Por otro lado, en la Figura 21 se observa la gráfica final de la lumbar con el muslo izquierdo de un usuario que hace una marcha continua en la cinta (set B). En esta imagen se plasma la primera y segunda derivada de la IMU lumbar (líneas morada y verde continua) y las del muslo izquierdo (líneas morada y verde punteada). Las fases principales de la marcha se denotan en tonos rosa y morado fuerte para las de apoyo, y en tonos rosa y morado claro para las de balanceo, mientras que las subfases, contacto inicial (círculo morado), el apoyo final (cuadro azul), pre-balanceo (cuadro negro), balanceo inicial (cuadro rojo) y el balanceo medio (cuadro verde) se detectaron dentro de los rangos establecidos.

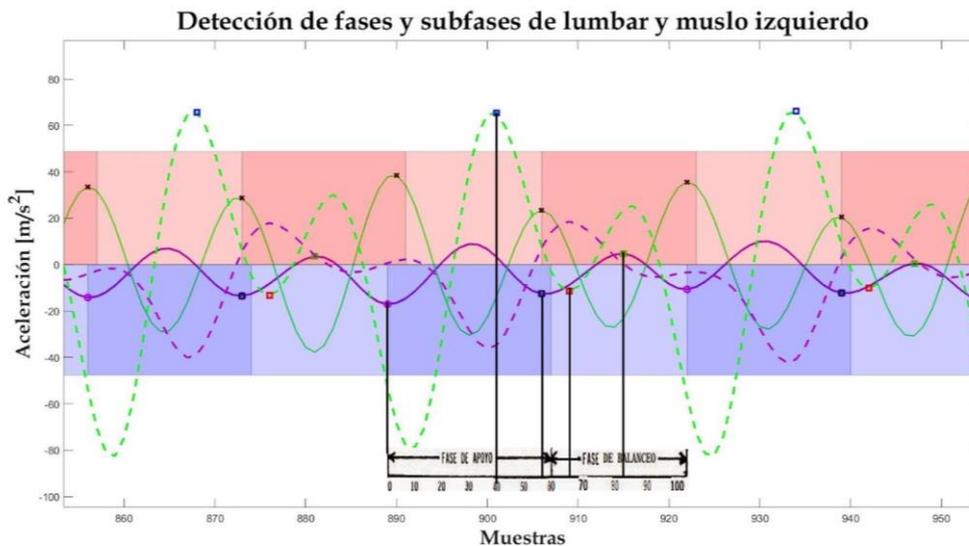


Figura 21. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo izquierdo del set B

En la Tabla 13 se indican los resultados alcanzados del muslo izquierdo del set B, de la misma manera que para el muslo derecho, es decir para las 2 repeticiones de los 3 usuarios a sus distintas velocidades. Como se ve el porcentaje de apoyo del lado izquierdo casi logra que sea una detección al 60%, mientras que la de balanceo se pasa por unas décimas, sin embargo, la detección de las subfases es muy buena porque se encuentran dentro de los rangos, especialmente el contacto inicial que tuvo una media general de 0%, el pre-balanceo de 51% y el balanceo inicial en 70%, ya que se determinan al inicio del rango porcentual. En cuanto a las otras subfases el apoyo final se determina en un 42% y finalmente, el balanceo medio en un 80%, todos estos dentro del intervalo correspondiente.

Tabla 13. Resultados finales lumbar y muslo izquierdo del set B

Us.	Rep.	Vel. (km/h)	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
				(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	4	1.19 ± 0.03	57.9 ± 1.2	42.1 ± 1.2	0 ± 0	-	-	44.0 ± 1.4	52.0 ± 1.5	72.0 ± 1.2	80.0 ± 1.2	-
1	1	3	1.40 ± 0.04	59.3 ± 1.1	40.7 ± 1.1	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.2	52.0 ± 1.1	71.0 ± 1.1	81.0 ± 1.1	-
1	1	2	1.65 ± 0.08	63.2 ± 1.1	36.8 ± 1.1	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.2	51.0 ± 1.3	72.0 ± 1.4	81.0 ± 1.2	-
1	2	4	1.20 ± 0.03	56.1 ± 1.1	43.9 ± 1.1	0 ± 0	-	-	44.0 ± 1.1	51.0 ± 1.5	71.0 ± 1.3	80.0 ± 1.2	-
1	2	3	1.38 ± 0.04	59.2 ± 1.1	40.9 ± 1.1	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.3	52.0 ± 1.4	72.0 ± 1.5	81.0 ± 1.3	-
1	2	2	1.60 ± 0.07	62.5 ± 1.1	37.5 ± 1.1	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.2	51.0 ± 1.4	68.0 ± 1.4	81.0 ± 1.3	-
Media			1.40 ± 0.05	59.7 ± 1.1	40.3 ± 1.1	0 ± 0	-	-	45.0 ± 1.2	51.0 ± 1.4	71.0 ± 1.3	81.0 ± 1.2	-
2	1	4	1.09 ± 0.02	60.1 ± 7.6	40.0 ± 7.6	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.3	51.0 ± 1.4	72.0 ± 1.3	79.0 ± 1.5	-
2	1	3	1.22 ± 0.03	58.3 ± 1.1	41.7 ± 1.1	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.1	50.0 ± 1.0	70.0 ± 1.1	79.0 ± 1.2	-
2	1	2	1.46 ± 0.05	58.2 ± 1.2	41.8 ± 1.2	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.6	51.0 ± 1.8	71.0 ± 1.7	78.0 ± 1.7	-
2	2	4	1.11 ± 0.02	57.4 ± 2.2	42.6 ± 2.2	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.2	50.0 ± 1.5	64.0 ± 1.2	79.0 ± 1.3	-
2	2	3	1.26 ± 0.04	58.3 ± 1.3	41.7 ± 1.3	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.0	50.0 ± 1.6	71.0 ± 1.0	79.0 ± 0.9	-
2	2	2	1.51 ± 0.05	59.5 ± 1.2	40.5 ± 1.2	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.3	50.0 ± 1.2	72.0 ± 1.4	78.0 ± 1.4	-
Media			1.28 ± 0.03	58.6 ± 2.5	41.4 ± 2.5	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.3	51.0 ± 1.4	70.0 ± 1.3	79.0 ± 1.3	-
3	1	4	1.25 ± 0.04	57.9 ± 1.3	42.2 ± 1.3	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.4	51.0 ± 1.7	66.0 ± 1.6	79.0 ± 1.5	-
3	1	3	1.48 ± 0.06	60.6 ± 1.3	39.4 ± 1.3	0 ± 0	-	-	37.0 ± 1.7	51.0 ± 2.0	67.0 ± 1.5	81.0 ± 1.4	-
3	1	2	1.77 ± 0.08	62.1 ± 1.1	37.9 ± 1.1	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.6	52.0 ± 1.9	72.0 ± 1.4	81.0 ± 1.5	-
3	2	4	1.22 ± 0.04	56.7 ± 1.5	43.3 ± 1.5	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.5	51.0 ± 1.7	69.0 ± 1.7	79.0 ± 1.4	-
3	2	3	1.41 ± 0.05	59.0 ± 1.3	41.0 ± 1.3	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.6	51.0 ± 1.7	67.0 ± 1.6	80.0 ± 1.4	-
3	2	2	1.71 ± 0.14	62.7 ± 2.3	37.3 ± 2.3	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.8	50.0 ± 2.3	65.0 ± 1.9	80.0 ± 1.9	-
Media			1.47 ± 0.07	59.8 ± 1.5	40.2 ± 1.5	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.6	51.0 ± 1.9	68.0 ± 1.6	80.0 ± 1.5	-
Media Global			1.38 ± 0.05	59.4 ± 1.7	40.6 ± 1.7	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.4	51.0 ± 1.6	70.0 ± 1.4	80.0 ± 1.3	-

4.2.2 Set C

En el caso del set C (marcha continua con obstáculos) se tienen los siguientes resultados en la Figura 22 para el muslo derecho con la lumbar, en ella se presentan la primera derivada de ambas IMUs (línea morada continua y punteada), la segunda derivada (línea verde continua y punteada), la fase de apoyo derecho (rosa fuerte), la del izquierdo (morado fuerte), la fase de balanceo derecho (rosa claro) y la de la izquierda (morado claro), junto con los marcadores de las subfases círculo morado (contacto inicial), cuadrado azul (apoyo final), cuadrado negro (pre-balanceo), cuadrado rojo (balanceo inicial) y cuadrado verde (balanceo medio).

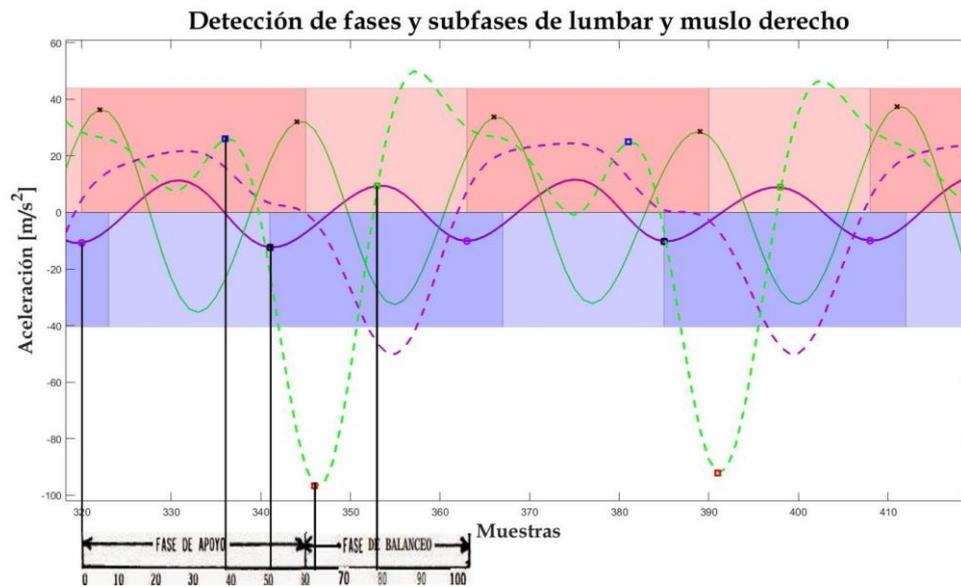


Figura 22. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo derecho del set C

Es importante mencionar que se detectaron 5 subfases como se muestra en la Tabla 14 para 3 usuarios con 2 repeticiones cada uno en el muslo derecho del set C, sin embargo solo el contacto inicial indicado con un 0% y el pre-balanceo exactamente en 51% promedio se encuentran al principio del extremo del rango. Por otro lado, el apoyo final con 42%, el balanceo inicial en 64% y balanceo medio con 79% se encuentran únicamente dentro de sus rangos comentados anteriormente, por lo que no se detectan de manera correcta.

Tabla 14. Resultados finales lumbar y muslo derecho del set C

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.48 ± 0.11	63.8 ± 8.7	36.2 ± 8.7	0 ± 0	-	-	38.0 ± 1.9	53.0 ± 2.1	73.0 ± 2.0	82.0 ± 2.8	-
1	2	1.58 ± 0.13	62.5 ± 4.6	37.5 ± 4.6	0 ± 0	-	-	45.0 ± 2.9	52.0 ± 2.7	63.0 ± 3.2	78.0 ± 4.2	-
Media		1.53 ± 0.12	63.1 ± 6.7	36.9 ± 6.7	0 ± 0	-	-	41.0 ± 2.4	52.0 ± 2.4	68.0 ± 2.6	80.0 ± 3.5	-
2	1	1.44 ± 0.14	59.6 ± 1.5	40.4 ± 1.5	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.5	51.0 ± 1.7	61.0 ± 1.7	80.0 ± 1.4	-
2	2	1.53 ± 0.12	60.5 ± 3.3	39.5 ± 3.3	0 ± 0	-	-	41.0 ± 2.2	52.0 ± 2.5	64.0 ± 2.5	80.0 ± 2.6	-
Media		1.49 ± 0.13	60.0 ± 2.4	40.0 ± 2.4	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.9	52.0 ± 2.1	62.0 ± 2.1	80.0 ± 2.0	-
3	1	1.49 ± 0.10	57.6 ± 8.7	42.4 ± 8.7	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.1	50.0 ± 1.2	64.0 ± 1.1	80.0 ± 0.9	-
3	2	1.45 ± 0.07	60.1 ± 8.4	39.9 ± 8.4	0 ± 0	-	-	39.0 ± 2.0	51.0 ± 1.9	61.0 ± 1.8	77.0 ± 2.2	-
Media		1.47 ± 0.09	58.9 ± 8.5	41.2 ± 8.5	0 ± 0	-	-	43.0 ± 1.6	51.0 ± 1.6	63.0 ± 1.5	78.0 ± 1.6	-
Media Global		1.50 ± 0.11	60.7 ± 5.9	39.3 ± 5.9	0 ± 0	-	-	42.0 ± 2.0	51.0 ± 2.0	64.0 ± 2.1	79.0 ± 2.4	-

Al igual que en la figura anterior, la Figura 23 proyecta el buen funcionamiento del algoritmo respecto a la IMU lumbar (líneas morada y verde continuas) y el muslo izquierdo (líneas morada y verde punteadas) que indican la primera y segunda derivada, respectivamente. También se plasman la fase de apoyo derecha con un tono rosa fuerte, la de balanceo derecha con un rosa claro, la fase de apoyo del lado izquierdo con morado fuerte y la de balanceo izquierda con el morado claro. En cuanto a las subfases (contacto inicial, apoyo final, pre-balanceo, balanceo inicial y balanceo medio) estas continúan marcándose de la misma manera que en las gráficas anteriores

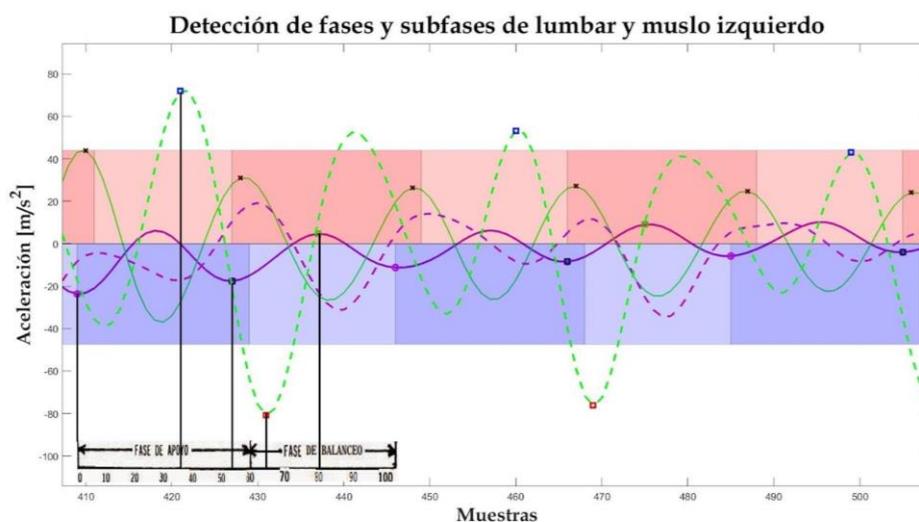


Figura 23. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo izquierdo del set C

En la Tabla 15 se consiguen como resultado del muslo izquierdo para los 3 usuarios del set C, un contacto inicial (círculo morado) con 0% de promedio, un apoyo final (cuadrado azul) de 39%, el pre-balanceo (cuadro negro) en un 51%, un balanceo inicial (cuadro rojo) en el 67% y por último, un balanceo medio (cuadro verde) precisamente en el 78%. Lo anterior indica que tanto el contacto inicial como el pre-balanceo son los únicos que se detectan al comienzo de su intervalo, es decir de manera correcta, mientras que los otros quedan en medio.

Tabla 15. Resultados finales lumbar y muslo izquierdo del set C

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.48 ± 0.10	64.9 ± 6.8	35.1 ± 6.8	0 ± 0	-	-	42.0 ± 2.1	53.0 ± 1.2	67.0 ± 1.9	81.0 ± 2.3	-
1	2	1.56 ± 0.12	63.0 ± 2.7	37.0 ± 2.7	0 ± 0	-	-	40.0 ± 2.4	52.0 ± 3.4	70.0 ± 1.7	78.0 ± 1.3	-
Media		1.52 ± 0.11	64.0 ± 4.8	36.0 ± 4.8	0 ± 0	-	-	41.0 ± 2.3	52.0 ± 2.3	69.0 ± 1.8	80.0 ± 1.8	-
2	1	1.42 ± 0.11	58.5 ± 6.3	41.5 ± 6.3	0 ± 0	-	-	41.0 ± 1.5	52.0 ± 1.7	62.0 ± 1.5	78.0 ± 1.3	-
2	2	1.53 ± 0.16	59.5 ± 9.5	40.5 ± 9.5	0 ± 0	-	-	39.0 ± 1.4	50.0 ± 1.6	61.0 ± 1.2	76.0 ± 0.8	-
Media		1.48 ± 0.14	59.0 ± 7.9	41.0 ± 7.9	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.5	51.0 ± 1.7	62.0 ± 1.4	77.0 ± 1.1	-
3	1	1.47 ± 0.12	59.1 ± 9.9	40.9 ± 9.9	0 ± 0	-	-	35.0 ± 1.8	50.0 ± 1.5	72.0 ± 1.6	76.0 ± 2.0	-
3	2	1.45 ± 0.10	59.0 ± 4.5	41.0 ± 4.5	0 ± 0	-	-	35.0 ± 2.3	51.0 ± 0.7	70.0 ± 2.0	77.0 ± 2.7	-
Media		1.46 ± 0.11	59.0 ± 7.2	41.0 ± 7.2	0 ± 0	-	-	35.0 ± 2.1	50.0 ± 1.1	71.0 ± 1.8	77.0 ± 2.4	-
Media Global		1.49 ± 0.12	60.7 ± 6.6	39.3 ± 6.6	0 ± 0	-	-	39.0 ± 2.0	51.0 ± 1.7	67.0 ± 1.7	78.0 ± 1.8	-

4.2.3 Set D

Por otra parte, para el set D, el cual consiste en registros donde el usuario marcha en piso, se detiene y reanuda nuevamente la caminata. En la Figura 24 se muestra la IMU lumbar con una línea morada y verde continua que indican, aceleración y sobreaceleración, respectivamente, además de las líneas punteadas morada y verde que corresponden a la aceleración y sobreaceleración del muslo derecho. Asimismo, se detectan las fases de apoyo y balanceo del lado derecho con color rosa fuerte y claro, y las del lado izquierdo en morado fuerte y claro. Para las subfases de la marcha estas se detectan con un círculo morado para el contacto inicial, un cuadrado azul para apoyo final, cuadro negro para el pre-balanceo, el cuadro rojo que indica el balanceo inicial, y el cuadro verde el balanceo medio.

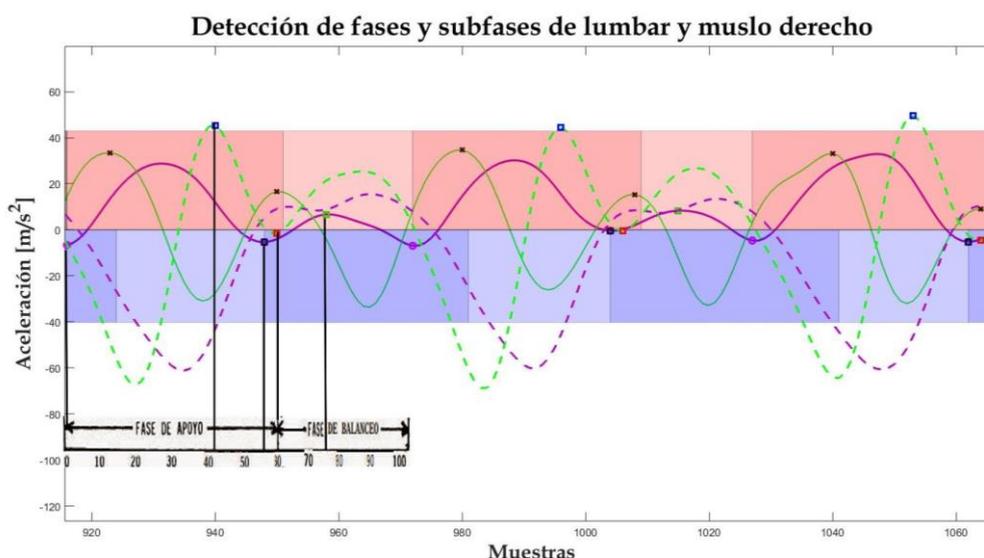


Figura 24. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo derecho del set D

La Tabla 16 corresponde a los resultados finales de la detección de las subfases del muslo derecho de los 3 usuarios con sus 2 repeticiones cada uno del set D. Dicha tabla muestra el tiempo de paso promedio, la fase de apoyo y balanceo promedio, además del contacto inicial en 0%, el apoyo final en un 45% promedio, el pre-balanceo en el 52%, balanceo inicial en un 70% y el balanceo medio en 78%, por lo tanto, solamente el contacto inicial, pre-balanceo y balanceo inicial se establecen correctamente.

Tabla 16. Resultados finales lumbar y muslo derecho del set D

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.30 ± 0.13	62.2 ± 4.1	37.8 ± 4.1	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.2	52.0 ± 1.6	67.0 ± 1.5	77.0 ± 1.5	-
1	2	1.43 ± 0.07	63.9 ± 2.7	36.1 ± 2.7	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.9	51.0 ± 1.7	69.0 ± 1.8	80.0 ± 1.7	-
Media		1.37 ± 0.10	63.0 ± 3.4	37.0 ± 3.4	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.6	51.0 ± 1.7	68.0 ± 1.7	79.0 ± 1.6	-
2	1	1.38 ± 0.11	62.7 ± 8.9	37.3 ± 8.9	0 ± 0	-	-	46.0 ± 2.0	52.0 ± 2.3	72.0 ± 1.9	77.0 ± 1.7	-
2	2	1.39 ± 0.06	63.9 ± 4.4	36.1 ± 4.4	0 ± 0	-	-	49.0 ± 2.4	53.0 ± 2.2	71.0 ± 2.0	81.0 ± 2.2	-
Media		1.39 ± 0.09	63.3 ± 6.8	36.7 ± 6.7	0 ± 0	-	-	48.0 ± 2.2	52.0 ± 2.3	72.0 ± 2.0	79.0 ± 2.0	-
3	1	1.34 ± 0.10	63.2 ± 4.5	36.8 ± 4.5	0 ± 0	-	-	44.0 ± 2.6	52.0 ± 3.0	68.0 ± 2.2	76.0 ± 2.0	-
3	2	1.33 ± 0.04	62.6 ± 8.0	37.4 ± 8.0	0 ± 0	-	-	46.0 ± 2.0	52.0 ± 1.3	69.0 ± 1.9	78.0 ± 2.8	-
Media		1.34 ± 0.07	62.9 ± 6.2	37.1 ± 6.2	0 ± 0	-	-	45.0 ± 2.3	52.0 ± 2.2	69.0 ± 2.1	77.0 ± 2.4	-
Media Global		1.36 ± 0.09	63.1 ± 5.4	36.9 ± 5.4	0 ± 0	-	-	45.0 ± 2.0	52.0 ± 2.1	70.0 ± 1.9	78.0 ± 2.0	-

Pasando al muslo izquierdo, en la Figura 25 se expone la señal de la lumbar con una línea morada continua para la aceleración y una continua verde para la sobreaceleración, al igual que la del muslo izquierdo con una línea morada punteada para la primera derivada y verde punteada para la segunda. Por otro lado, la detección de las fases se muestra con color rosa fuerte para el apoyo derecho, rosa claro para el balanceo derecho, morado fuerte para el apoyo izquierdo y claro para el balanceo izquierdo. En dicha figura se obtiene como resultado la detección del contacto inicial con un círculo morado, el apoyo final con el cuadrado azul, el pre-balanceo con cuadrado negro, balanceo inicial con un cuadrado rojo y por último, en verde el balanceo medio.

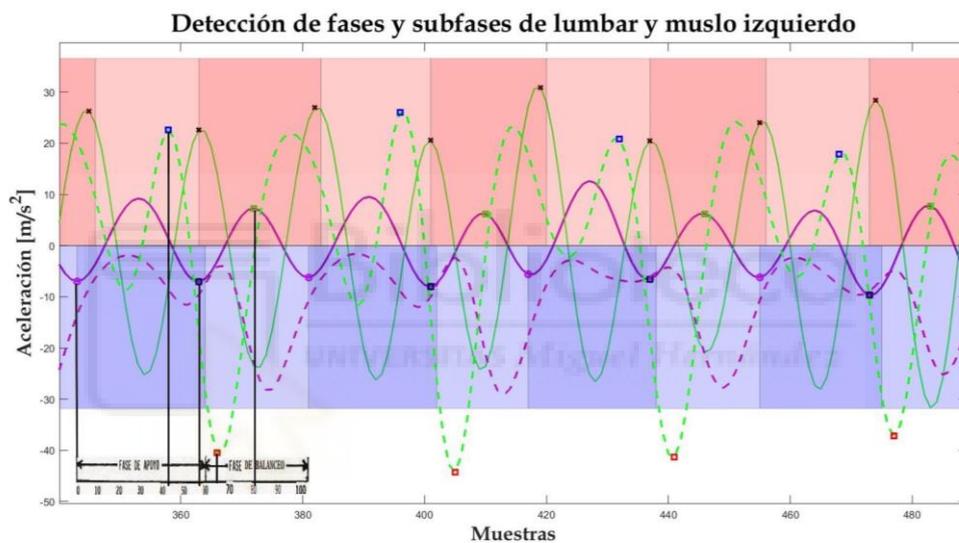


Figura 25. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo izquierdo del set D

Finalmente, la Tabla 17 enseña los resultados de la lumbar con muslo izquierdo de los 3 usuarios (2 repeticiones cada uno) del set D. En ella se logra un contacto inicial promedio de 0%, un apoyo final del 43%, el pre-balanceo de 53%, balanceo inicial de 71% y balanceo medio del 79%, mientras que la fase de apoyo promedio es de un 62% y la de balanceo de un 38%. Nuevamente, se concluye que tanto el apoyo final como el balanceo medio se indican dentro del rango porcentual, a diferencia del contacto inicial, pre-balanceo y balanceo inicial, los cuales se detectan correctamente en los límites del rango.

Tabla 17. Resultados finales lumbar y muslo izquierdo del set D

Us.	Rep.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1	1.24 ± 0.11	62.8 ± 8.1	37.2 ± 8.1	0 ± 0	-	-	47.0 ± 2.6	51.0 ± 3.1	72.0 ± 2.5	86.0 ± 2.5	-
1	2	1.39 ± 0.09	58.5 ± 9.1	41.5 ± 9.1	0 ± 0	-	-	41.0 ± 2.1	50.0 ± 3.2	73.0 ± 1.8	79.0 ± 1.4	-
Media		1.32 ± 0.10	60.6 ± 8.6	39.4 ± 8.6	0 ± 0	-	-	44.0 ± 2.4	51.0 ± 3.2	72.0 ± 2.2	82.0 ± 2.0	-
2	1	1.42 ± 0.11	63.3 ± 8.3	36.7 ± 8.3	0 ± 0	-	-	35.0 ± 1.7	53.0 ± 2.8	72.0 ± 1.9	76.0 ± 1.3	-
2	2	1.37 ± 0.08	61.9 ± 2.0	38.1 ± 2.0	0 ± 0	-	-	45.0 ± 2.0	55.0 ± 2.6	68.0 ± 2.3	77.0 ± 1.7	-
Media		1.40 ± 0.09	62.6 ± 5.1	37.4 ± 5.1	0 ± 0	-	-	40.0 ± 1.9	54.0 ± 2.7	70.0 ± 2.1	76.0 ± 1.5	-
3	1	1.38 ± 0.07	62.6 ± 9.1	37.4 ± 9.1	0 ± 0	-	-	44.0 ± 2.4	56.0 ± 2.8	72.0 ± 2.5	76.0 ± 2.2	-
3	2	1.35 ± 0.09	62.9 ± 2.9	37.1 ± 2.9	0 ± 0	-	-	47.0 ± 1.3	51.0 ± 1.5	71.0 ± 1.6	78.0 ± 1.1	-
Media		1.37 ± 0.08	62.7 ± 6.0	37.3 ± 6.0	0 ± 0	-	-	46.0 ± 1.9	54.0 ± 2.2	72.0 ± 2.1	77.0 ± 1.7	-
Media Global		1.36 ± 0.09	62.0 ± 6.6	38.0 ± 6.6	0 ± 0	-	-	43.0 ± 2.1	53.0 ± 2.7	71.0 ± 2.1	79.0 ± 1.7	-

4.3 Discusión General

En este apartado se discuten los resultados obtenidos para cada uno de los sets, de acuerdo a los datos de las medias globales mostradas en las tablas. Una vez se determina la mejor combinación de IMUs en la sección 4.1.4, la cual es la lumbar con los muslos, al analizar los sets se obtiene que en el set principal para ambos muslos específicamente en suelo se logra la detección al inicio del rango del contacto inicial, pre-balanceo y contacto final. Lo anterior debido a que, los usuarios realizan la marcha con una velocidad propia de la persona, por lo que, no es tan estable y hay más variaciones para la detección de las subfases.

En el caso del set B, que es marcha continua a velocidades establecidas en cinta para muslo derecho e izquierdo se consigue el contacto inicial al 0%, pre-balanceo en 50%, contacto final en el 60% y balanceo inicial cercano al 73%, esto se debe a que al realizar la caminata en cinta la velocidad es constante y estable, y no hay otros factores que afecten la detección.

Por otro lado, en el set C, la cual es marcha con obstáculos en cinta, se adquiere solamente el contacto inicial, contacto final y pre-balanceo en ambos muslos, porque a pesar de que la velocidad es fija, al estar en cinta andando y detenerse constantemente por la aparición de obstáculos esto genera que no sea estable.

Por último, en el set D, que consiste en que el usuario marcha por 10 segundos, se detiene y nuevamente reanuda la caminata en suelo, se determinan el contacto inicial, pre-balanceo, contacto final y balanceo inicial de manera correcta, sin embargo, es importante mencionar que en este caso los porcentajes promedios de las fases principales de apoyo y balanceo en comparación al set principal en suelo son altos, por lo que la detección de las subfases se desfazan y por eso el balanceo inicial pareciera se detecta de manera certera.

A partir de lo anterior, se resume que siempre se obtiene la detección del contacto inicial y del pre-balanceo en el extremo inicial, sin importar la situación o condición en la que se lleve a cabo la marcha. Por otro lado, una marcha en condiciones más estables, como una cinta a una velocidad fija, también permite determinar correctamente el balanceo inicial.

4.4 Arquitectura Completa

En esta sección se muestran los resultados finales de la integración completa del algoritmo de parada-movimiento con el de detección de las fases y subfases de la marcha. En este caso se observa de ejemplo un registro del set principal con su gráfica y tabla de resultados correspondiente junto con otro registro de ejemplo del set C, con el fin de ver el funcionamiento de la detección de fases y subfases cuando el usuario está únicamente en movimiento tanto en marcha continua como en marcha con obstáculos.

Los resultados que se obtuvieron al integrar parada-movimiento y detección de las fases y subfases de la marcha se muestran en las siguientes figuras. En la Figura 26 se muestra el vector del registro con 0s y 1s, por otra parte, en la Figura 27 se plasma la gráfica final de todo el registro del muslo derecho de un solo usuario del set principal, en ella se indican las fases de apoyo derecho e izquierdo en color rosa fuerte y morado fuerte, respectivamente, mientras que las de balanceo en rosa y morado claro. Asimismo, se presentan el contacto inicial (círculo morado), apoyo final (cuadrado azul), pre-balanceo

(cuadrado negro), balanceo inicial (cuadrado rojo) y balanceo medio (cuadrado verde).

Es importante mencionar que el set principal consiste en marcha continua, por lo que el usuario siempre se encuentra en movimiento hasta que finaliza la prueba, por lo tanto en la Figura 27 se aprecia todo el registro con sus fases y subfases detectadas, ya que la persona nunca se detiene.

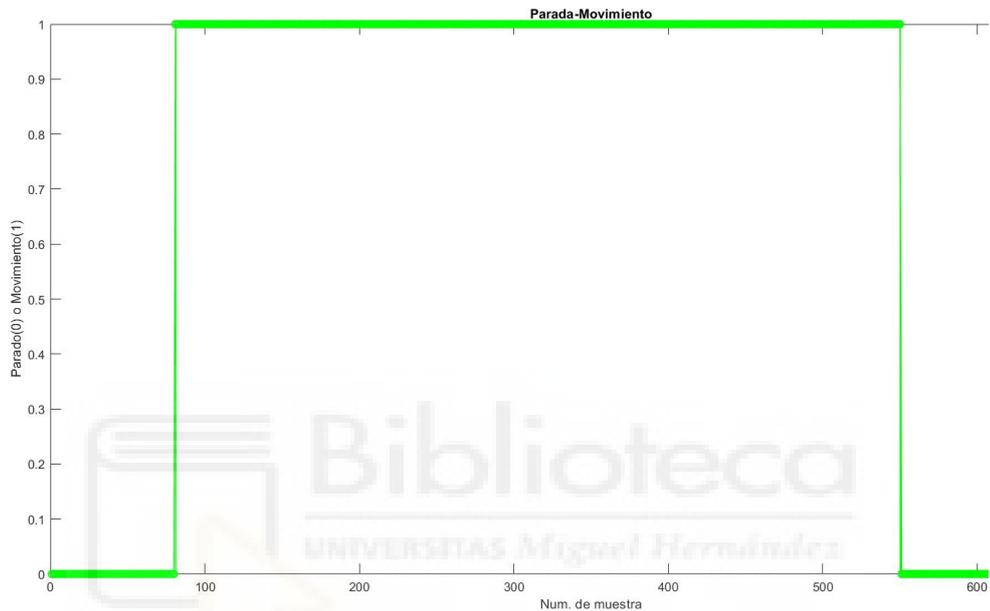


Figura 26. Vector final de parada-movimiento de un usuario del set principal con la arquitectura completa

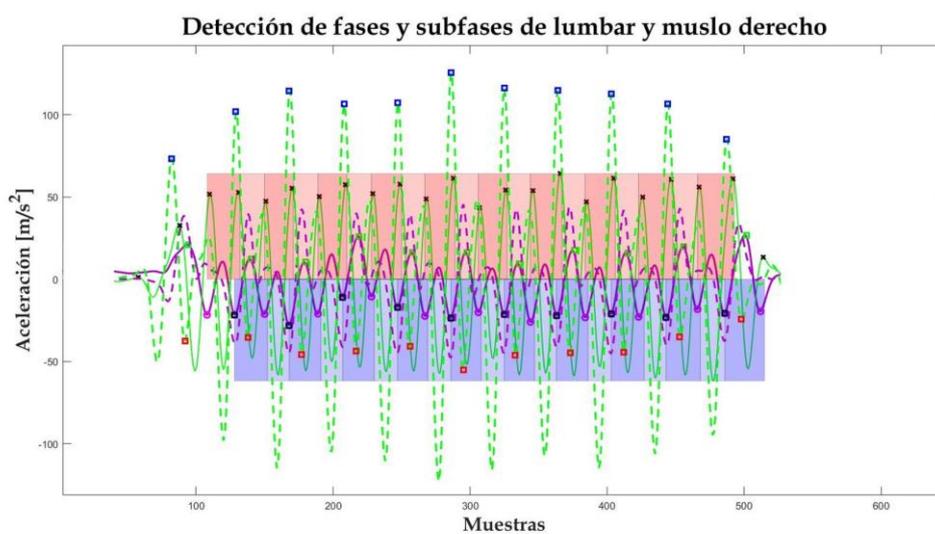


Figura 27. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo derecho del set principal con la arquitectura completa

En la Tabla 18 se observan los resultados obtenidos para el registro de la Figura 24, en este caso se logra una fase de apoyo de 56% y balanceo de 44%. En cuanto a las subfases el contacto inicial (0%) y el pre-balanceo (52%) se siguen detectando al inicio de su rango correspondiente, mientras que el apoyo final (36%), balanceo inicial (62%) y el balanceo medio (78%) dentro de su intervalo, por lo tanto no son adecuadas.

Tabla 18. Resultados finales de registro de lumbar y muslo derecho del set principal con arquitectura completa

Us.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
		(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1.31 ± 0.06	55,8 ± 1,5	44,2 ± 1,5	0 ± 0	-	-	36,0 ± 1,7	52,0 ± 2,2	62,0 ± 1,5	78,0 ± 1,4	-

Por otro lado, en la Figura 28 y 29 se observa el vector y registro de la lumbar y muslo derecho de un usuario del set C, el cual consiste en marcha con obstáculos, es decir la persona se detiene ante la presencia del obstáculo y luego reanuda la marcha. En la 28 se ve el vector en el que a partir de la muestra 2050 aproximadamente, hay movimiento (vale 1), se detiene por el 2300 (vector=0) y luego se vuelve a detener. En el caso de la figura 29 se observa en rosa fuerte y claro, la fase de apoyo y balanceo del lado derecho, y en morado fuerte y claro las del lado izquierdo. De la misma manera, también se representan las subfases de contacto inicial con un círculo morado, el apoyo final con cuadros azules, el pre-balanceo con cuadros negros, balanceo inicial con cuadros rojos y el balanceo medio con cuadros verdes.

En esta ocasión sí se aprecian dos trozos donde la persona está en movimiento con sus respectivas fases y subfases, y también las partes donde el usuario se detiene.

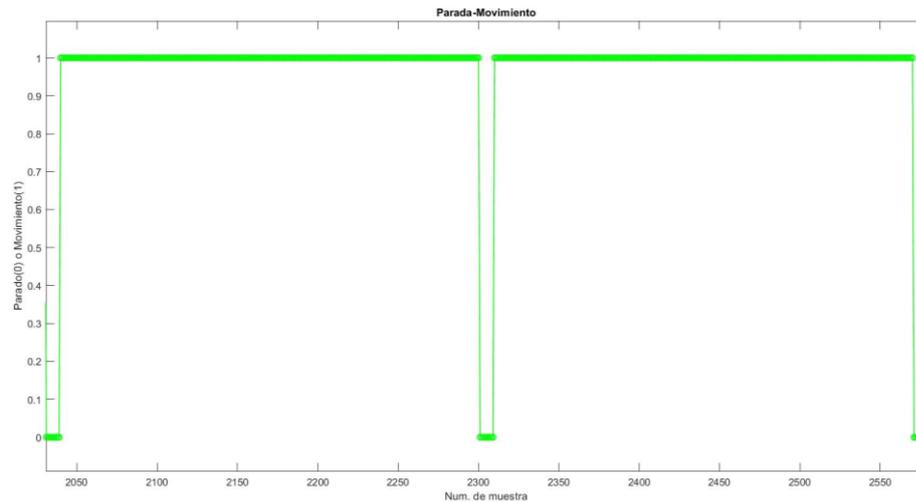


Figura 28. Vector final de parada-movimiento de un usuario con la arquitectura completa

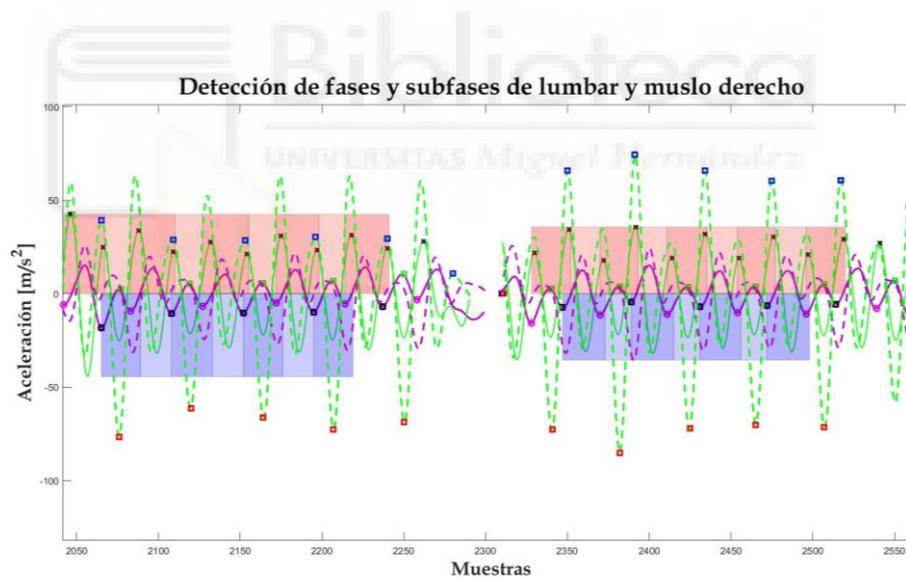


Figura 29. Gráfica final de la detección de las fases y subfases de la marcha del muslo derecho del set C con la arquitectura completa

Pasando a los resultados finales adquiridos del registro de la figura anterior, estos se exponen en la Tabla 19, la cual indica una fase de apoyo de 60.6% y una de balanceo de 39.4%. Además, se demuestra que el contacto inicial y el pre-balanceo aún se determinan en su extremo inicial de manera

correcta, a diferencia del apoyo final, balanceo inicial y balanceo medio los cuales se encuentran en medio de su rango porcentual.

Tabla 19. Resultados finales de registro de lumbar y muslo derecho del set C con arquitectura completa

Us.	TPP (s)	FAP	FBP	CI	AI	AM	AF	PB	BI	BM	BF
		(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
1	1.52 ± 0.03	60.6 ± 1.8	39.4 ± 1.8	0 ± 0	-	-	42.0 ± 1.2	54.0 ± 1.5	67.0 ± 1.5	82.0 ± 1.3	-



CAPÍTULO 5. CONCLUSIÓN



5. CONCLUSIÓN

Se concluye que el algoritmo presenta resultados aceptables en cuanto a la detección de las subfases de la marcha continua en cinta a una velocidad estable (set B), logrando detectar las subfases de contacto inicial (0-2%), pre-balanceo (50-60%) y balanceo inicial (60-73%) exactamente en el extremo de inicio, mientras que las de apoyo final (30-50%) y balanceo medio (73-87%) solo en medio de los intervalos porcentuales correspondientes. Sin embargo, cuando la marcha se realiza en suelo dependiendo de la velocidad propia del usuario (set principal) solo se logran indicar acertadamente el contacto inicial y el pre-balanceo.

También, es importante mencionar que dichos resultados se validaron con otros sets, el set C (marcha en cinta con obstáculos) y set D (marcha con stops y reanudaciones), con los cuales los resultados fueron los mismos que en el caso del set principal, debido a que hay factores que no permiten una estabilidad en la marcha.

Asimismo, los resultados logrados en cuanto a la detección de la fase de apoyo y balanceo (60% y 40%) fueron muy buenos, ya que los números conseguidos en cada una de las combinaciones fueron cercanos a los valores correspondientes. Por otro lado, la integración completa de los algoritmos finalmente permitió que las detecciones tanto de las fases como de las subfases de la marcha se obtuvieran únicamente cuando el usuario está en movimiento y no detenido.

5.1 Trabajos Futuros

En trabajos futuros se recomienda realizar nuevas tomas de registros para los sets de comprobación (B, C y D), usando la posición de la IMus del actual proyecto con el fin de poder compararlos de la mejor manera exactamente en los mismos ejes con ayuda de la toma de videos, los cuales permiten verificar la detección de las fases y subfases. Por otra parte, se busca hacer combinaciones de las IMUs para obtener promedios de las subfases más específicos, por

ejemplo unir las detecciones de los muslos con los de los pies, pantorrillas con pies o viceversa.

Por otro lado, debido a que no fue posible detectar en suelo el apoyo final, balanceo inicial y el balanceo medio en su extremo inicial, además de la nula detección del apoyo inicial, apoyo medio y balanceo final, a futuro se desea extender el algoritmo para detectar las subfases restantes (AI, AM y BF), mejorar las otras (AF, BI y BM), y se espera que esta detección permita personalizar la asistencia con exoesqueletos a usuarios con discapacidad motora.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Banco Mundial. (2021). Discapacidad. Recuperado el 18/03/22 de: <https://www.bancomundial.org/es/topic/disability#1>
2. Cámara, J. (2011). *Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales*, de la Universidad del País Vasco. Recuperado el 04/12/21 de: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1900-38032011000100011
3. Cárdenas, A., Molina, A. (2021). *Detección de las fases principales de la marcha utilizando sensores inerciales de movimiento*. Universidad de Monterrey.
4. Fontelles Congost, R. (2020). *Mejoras en la detección de la aparición inesperada de un obstáculo durante la marcha mediante señales cerebrales*. Trabajo Fin de Grado, Universidad Miguel Hernández de Elche.
5. García, O., Álvarez, A., Morcillo, F. (2013). *Estudio de los movimientos*. En Módulo IV Optativo. Ampliación de Física y Química. (3-15). España: Castilla y León.
6. Giner, M. (2019). *Detección de obstáculos durante la marcha a partir de señales EEG*. Trabajo Fin de Grado, Universidad Miguel Hernández de Elche.
7. Gómez Echeverry, A. M. Jaramillo Henao, M. A. Ruiz Molina, S. M. Velásquez Restrepo, C. A. Páramo Velásquez, G. J. Silva Bolívar, "Human motion capture and analysis systems: a systematic review", *Prospectiva*, Vol 16, N° 2, 24-34, 2018.
8. Gómez, M. (2016). *Análisis de la marcha: evaluación de un exoesqueleto aplicado a la marcha asistida*. Universidad Politécnica de Madrid.

Recuperado el 04/12/21 de:
<https://core.ac.uk/download/pdf/148679697.pdf>

9. Herrero, A. (2017). Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud, de la Universidad Nacional de Cataluña. Recuperado el 14/03/22 de:
<https://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/461171/Tesis%20Alexandra%20Herrero.pdf?sequence=1>
10. INE. (2021). *Discapacidad (tasas, esperanzas de vida en salud)*. Recuperado el 04/12/21 de:
https://www.ine.es/ss/Satellite?L=es_ES&c=INESeccion_C&cid=1259926668516&p=1254735110672&pagename=ProductosYServicios%2FPYSLayout¶m1=PYSDetalle¶m3=1259924822888
11. INEGI. (2020). *Discapacidad*. Recuperado el 04/12/21 de:
<http://www.cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
12. Juan, J. (2021). Reconstrucción de trayectorias cinemáticas durante la marcha a partir de señales EEG. Trabajo fin de Máster, Universidad Miguel Hernández de Elche.
13. Li, X., Xu, H. & Cheung, J. (2016). Gait-force model and inertial measurement unit-based measurements: A new approach for gait analysis and balance monitoring. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 14(2). 60-66. DOI: 10.1016/j.jesf.2016.07.002
14. McCamley, J., Donati, M., Grimpampi, E., & Mazza, C. (2012). An enhanced estimate of initial contact and final contact instants of time using lower trunk inertial sensor data. *Gait & posture*, 36(2), 316-318. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.019

15. Muñoa, T. (2015). *Discapacidad Motora*. UNAV. Recuperado el 04/12/21 de:
<https://dadun.unav.edu/bitstream/10171/39658/1/Teresa%20Mu%C3%B1oa%20TFG%20Pedagog%C3%ADa.%20pdf.pdf>
16. OED. (2020). Proteger a las personas con discapacidad, del Observatorio Estatal de la Discapacidad. Recuperado el 18/03/22 de:
<https://www.observatoriodeladiscapacidad.info/tag/empleo/>
17. PREDIF. (2020). *Discapacidad Física*. Recuperado el 04/12/21 de:
<https://www.predif.org/discapacidad-fisica/>
18. Quintero, O., Díaz, C. (2019). *Exoesqueleto para rehabilitación*, de la Universidad EAFIT. Recuperado el 04/12/21 de:
<https://www.eafit.edu.co/innovacion/transferecia/Paginas/exoesqueleto.aspx>
19. Rodríguez, T. A., Blanco, L. S., Álvarez, J. M., Nin, A. F., Agustín, D. G., Morciego, B. M., & Sosa, M. V. (2019). *Evaluación de la marcha utilizando unidades de medición inercial*.
20. Technaid. (2014). *MANUAL DE USUARIO Sistema de Captura de Movimiento Tech-MCS V.3.0*.
21. Universidad La Concordia. (2019). *¿Sabes en qué consiste la rehabilitación física?* Recuperado el 04/12/21 de:
<https://universidadlaconcordia.edu.mx/blog/index.php/rehabilitacion-fisica/>
22. Universidad Santo Tomás. (2017). *Caracterización de unidades de medición inercial (IMUs) en estática y dinámica*. Ingenio Magno, 8, 92-102