

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



“DETECCIÓN DE LAS PRINCIPALES FASES DE
LA MARCHA MEDIANTE LOS ÁNGULOS DE
LAS ARTICULACIONES DEL MIEMBRO
INFERIOR A PARTIR DE REGISTROS CON
UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL (IMUS)”

TRABAJO DE FIN DE GRADO

Mayo - 2022

AUTOR: Ana Luisa Sánchez Nava

DIRECTOR/ES: Eduardo Iáñez Martínez

RESUMEN

Actualmente, más de mil millones de personas en el mundo presentan al menos un tipo de discapacidad y la más frecuente, tanto en México como en España, es la físico-motora, que es cuando se tienen problemas para caminar o afección del desempeño motor (OMS, 2020). En este proyecto se desarrolla un algoritmo en MATLAB para detectar las principales fases de la marcha (apoyo y balanceo) mediante el uso de los ángulos articulares de tobillo y rodilla medidos durante la marcha continua en usuarios sanos usando unidades de medición inercial (IMUs). Su finalidad es que a futuro se puedan implementar estas herramientas en terapias de rehabilitación en usuarios con discapacidad físico-motora. El algoritmo procesa la señal de los ángulos del tobillo y la rodilla para detectar los contactos iniciales y finales, ya que estos determinan las principales fases de la marcha, donde la fase de apoyo representa un 60% del ciclo de la marcha y la fase de balanceo el 40% restante. El procedimiento del algoritmo que utiliza los ángulos del tobillo consistió en: eliminar la tendencia lineal de la medición; después, utilizar un filtro Butterworth pasa-bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 1.8 Hz para usar únicamente los componentes espectrales más notorios en los ángulos de los tobillos y, finalmente, integrar la señal y aplicar la CWT para obtener una señal en la que se detectan los contactos iniciales y finales como los mínimos y los máximos de la señal. Los resultados de distintos usuarios durante marcha continua en suelo han sido de $60.3 \pm 3.0\%$ para la fase de apoyo y $39.6 \pm 3.0\%$ para la fase de balanceo en la pierna izquierda, y de $60.6 \pm 3.1\%$ y $39.4 \pm 3.1\%$ para la pierna derecha, valores similares a los establecidos teóricamente. Por otra parte, el procesamiento que utiliza los ángulos de la rodilla consistió en: eliminar la tendencia lineal obtenida, después se derivó la señal y se aplicó un filtro Butterworth pasa-bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 2 Hz para utilizar solamente los componentes espectrales más significativos de los ángulos de la rodilla y se detectan los contactos iniciales y finales de la marcha del usuario. Los resultados de distintos usuarios durante marcha continua en suelo han sido de $61.0 \pm 1.4\%$ para la fase de apoyo y $39.0 \pm 1.4\%$ para la fase de balanceo en la pierna izquierda, y de $59.7 \pm 1.8\%$ y $40.3 \pm 1.8\%$ para la pierna derecha.

ABSTRACT

Currently, more than a billion people in the world have at least one type of disability and the most frequent, both in Mexico and Spain, is physical-motor, which is when they have problems walking or a motor condition (WHO , 2020). In this project, an algorithm is developed using MATLAB to detect the main phases of gait (stance and swing) by ankle and knee joint angles measured during continuous walk in healthy users using inertial measurement units (IMU). The purpose of the project is that in the future these tools can be implemented in rehabilitation therapies in users with physical-motor disabilities. The algorithm processes the signal from the ankle and knee angles to detect the initial and final contacts, since these determine the main phases of gait, where the stance phase represents 60% of the gait cycle and the swing phase the remaining 40%. The procedure of the algorithm that uses the ankle angles consisted of: eliminating the linear trend of the measurement; then, use a second-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 1.8 Hz to use only the most noticeable spectral components at the ankle angles, and finally integrate the signal and apply CWT to obtain a signal at which the initial and final contacts are detected as the minimums and maximums of the signal. The results of different users during continuous walking on the ground have been $60.3\pm 3.0\%$ for the stance phase and $39.6\pm 3.0\%$ for the swing phase in the left leg, and $60.6\pm 3.1\%$ and $39.4\pm 3.1\%$ for the right leg, values similar to those established theoretically. On the other hand, the process that uses the knee angles consisted of: eliminating the linear trend obtained, then the signal was derived and a second-order low-pass Butterworth filter was applied with a cutoff frequency of 2 Hz to use only the most significant spectral components of the knee angles and the initial and final contacts of the user's gait are detected. The results of different users during continuous walking on the ground have been $61.0\pm 1.4\%$ for the stance phase and $39.0\pm 1.4\%$ for the swing phase in the left leg, and $59.7\pm 1.8\%$ and $40.3\pm 1.8\%$ for the right leg.

AGRADECIMIENTOS

A mis papás, Jessica Nava Cortés y Luis Enrique Sánchez Moncada, por siempre apoyarme en todas las decisiones que he tomado sobre mi futuro y carrera profesional, por ser mis grandes ejemplos a seguir, enseñarme a luchar por lo que quiero y cumplir con todas mis metas. Gracias a ustedes y por su amor incondicional estoy culminando con uno de mis sueños que es estar en el extranjero realizando este proyecto.

A mi asesora de PEF, la Dra. Irma Nayeli Angulo Sherman, por transmitirnos todo su conocimiento desde el primer día que tuve clases con ella, por la paciencia y apoyo que me ha brindado en la realización de este proyecto y a lo largo de mi vida universitaria. Gracias por todos los consejos que nos ha brindado a cada alumno, por escucharnos en nuestros momentos de crisis y ayudarnos a nunca desistir de nuestros objetivos. Al Dr. Eduardo Iáñez Martínez por ayudarme en el proceso de intercambio, por todos los consejos y su apoyo para resolver todas mis dudas durante la elaboración de este proyecto, gracias por toda la ayuda que me ha brindado desde el ámbito académico hasta en mi adaptación a un nuevo país que hasta este momento tuve la oportunidad de conocer.

A mi compañera de viajes, Arantza Sánchez Castillo, gracias por acompañarme en todo momento durante este intercambio, por ser como la hermana mayor que nunca tuve hasta este momento. De verdad muchas gracias por el apoyo incondicional que me has dado durante estos tres meses y por ayudarme a buscar siempre la solución a cualquier situación.

También quisiera agradecerles a todos los amigos que hice durante mi vida universitaria y en preparatoria, cada uno de ustedes se lleva un lugar muy importante en mi vida y en mi corazón, por todo el apoyo recibí de su parte y las palabras de aliento que nunca me faltaron para motivarme a seguir con mi meta de ser una ingeniera biomédica.

Por último me gustaría cerrar con esta frase que me enseñó mi abuelo, Roberto Nava Coronel, y que desde ese día ha sido lema de vida: “La mente para pensar, la mano para trabajar y el corazón para amar”.



Índice

1. Introducción	
1.1 Descripción del problema o necesidad	8
1.2 Objetivos	10
1.3 Palabras Clave	11
1.4 Alcances y entregables	11
2. Marco teórico	
2.1 Discapacidad motora	14
2.2 Ciclo de la marcha	14
2.3 Medición de parámetros de la marcha	
2.4 Uso de unidades de medición inercial (IMUs) para análisis de la marcha	18
2.5 Cálculo de los ángulos de las articulaciones de miembro inferior con sistema inercial de Technaid	20
2.6 Detección de fases de la marcha por medio de los ángulos de las articulaciones de miembro inferior	23
3. Metodología	
3.1 Análisis del ciclo de la marcha por medio de bases de datos obtenidos por las IMUs	26
3.2 Análisis y mejoras de los algoritmos previos	28
3.2.1 Algoritmo de detección de principales fases de la marcha por medio de datos obtenidos de sensores de medición inercial y detección de parada-movimiento	28
3.2.2 Algoritmo de cálculo de ángulos articulares	29
3.3 Detección de principales fases de la marcha por medio de ángulos articulares del tobillo	31
3.4 Detección de principales fases de la marcha por medio de ángulos articulares de la rodilla	35
4. Resultados	
4.1 Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos en el set principal (set C)	41

4.1.1	Uso de algoritmo que utiliza los ángulos del tobillo para la detección de las principales fases de la marcha	41
4.1.2	Uso de algoritmo que utiliza los ángulos de la rodilla para la detección de las principales fases de la marcha	45
4.1.3	Discusión sobre los algoritmos de detección de las principales fases de la marcha mediante los ángulos articulares	50
4.2	Evaluación de la detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en otros sets	50
4.2.1	Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos en el set A	51
4.2.2	Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en el set B	58
4.3	Gráficas para análisis de ángulos los ángulos articulares de miembro inferior	60
4.4	Integración del algoritmo de detección de principales fases de la marcha junto con algoritmo de parada-movimiento	64
5.	Conclusiones y trabajos futuros	
5.1	Conclusiones	68
5.2	Trabajos futuros	68
	Referencias bibliográficas	70

1. INTRODUCCIÓN



1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA O NECESIDAD

Actualmente, de acuerdo a la OMS (2020) existen en el mundo más de mil millones de personas que presentan al menos un tipo de discapacidad, es decir, aproximadamente el 15% de la población mundial. En México existen cerca de 6 millones de personas que presentan algún tipo de discapacidad, lo que representa un 4.9% de la población total del país. Dentro de este rango, 53% son mujeres y 47% son hombres. Por otro lado, en España existen alrededor de 4.2 millones de personas con discapacidad, lo cual representa el 9% de la población total de este país, del cual 56% son hombres y 44% son mujeres (CERMI, 2021). Estas estadísticas se han incrementado con el paso del tiempo debido al envejecimiento de las personas y por la presencia de enfermedades crónicas (INE, 2019).

De acuerdo con el Consejo Nacional para el Desarrollo y la Inclusión de las Personas con Discapacidad (2020), la discapacidad más frecuente en México es la físico-motora, que hace referencia a las personas que tienen problemas para caminar o que su desempeño motor se ve afectado (Muñoa, 2015). De igual manera, en España de acuerdo al IMSERSO (2019), la discapacidad más presente es la físico-motora con un 27.8% dentro de la población que cuenta con al menos una discapacidad. Esto puede impactar en la calidad de vida que puede tener una persona con este tipo de discapacidad, ya que presentan dificultad para realizar sus actividades cotidianas o en el acceso a diferentes espacios físicos, además de la presencia de barreras arquitectónicas y un impacto negativo en la independencia del individuo.

Con la finalidad de mejorar la calidad de vida de estas personas, existe la rehabilitación física, que tiene como objetivo la mejora de la función motora del paciente por medio de intervenciones como el desarrollo de técnicas, ejercicios y movimientos que el mismo paciente deberá realizar (Sosa et al., 2017). Además, con el paso del tiempo se han diseñado diversos tipos de tecnologías que pueden ayudar a los especialistas en los tratamientos relacionados con la fisioterapia. Un ejemplo de estas tecnologías son los exoesqueletos que ayudan en la rehabilitación física del paciente. Con este tipo de tecnología es posible realizar ejercicios con mayor precisión y disminuir los esfuerzos físicos del personal del área de salud

(Sosa et al., 2017). Adicionalmente, se han utilizado otras tecnologías para obtener parámetros relacionados con el movimiento del usuario y, de esta manera, poder determinar su tratamiento o terapia física. Entre este tipo de tecnologías se encuentran las unidades de medición inercial (IMUs), los cuales son sensores que obtienen parámetros para el análisis de la marcha del paciente debido a que cuentan con acelerómetros, magnetómetros y giroscopios que proporcionan datos como las aceleraciones lineales y las orientaciones angulares en tercera dimensión. Hoy en día estos sensores se utilizan comúnmente, ya que tienen una alta precisión, son económicos y compactos (McCamley, 2012). Por otra parte, también se encuentran los sistemas ópticos de captura de movimiento, conocidos como Motion Capture o MoCap, que adquieren sus datos por medio de un sistema optoeléctrico de cámaras infrarrojas para reconstruir tridimensionalmente trayectoria de una persona mediante pequeños marcadores que se colocan en puntos anatómicos de referencia en el cuerpo del usuario que representan a las articulaciones que se buscan analizar. Dentro de las empresas que se especializan en este tipo de sistemas se encuentra VICON, con una trayectoria de más de 30 años en el desarrollo de estas tecnologías y con un porcentaje de error mínimo. Sin embargo, en comparación con las IMUS, estos sistemas presentan ciertas limitaciones de acuerdo a las condiciones del lugar donde se analice la marcha del usuario debido a que su sistema optoeléctrico es sensible a la luz natural y el costo es más elevado (Yañez, 2018). Cabe mencionar que ambos sistemas son complementarios entre sí, es decir, de acuerdo a las condiciones que se busquen analizar en la marcha de un usuario se puede elegir el sistema más apto para realizar el estudio.

Existen laboratorios que investigan sobre posibles terapias de rehabilitación en el miembro inferior para mejorar la marcha del paciente y que utilizan los sensores de medición inercial para obtener sus parámetros. Uno de ellos es el laboratorio *Brain-Machine Interface Systems* (BMI Systems Lab), que se encuentra en el departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH). Actualmente, el laboratorio cuenta con un código en MATLAB capaz de identificar en registros de IMUs cuando un sujeto está parado o en movimiento por medio de las aceleraciones obtenidas por las IMUs y, posteriormente, detectar en los fragmentos del registro donde el usuario realiza una

marcha continua las fases principales de la marcha, las cuales consisten en el apoyo y balanceo de cada pierna. Este procedimiento tiene la finalidad de identificar las fases de la marcha únicamente cuando el usuario se encuentra en movimiento. Recientemente, en el BMI Systems Lab se desarrolló un algoritmo para calcular los ángulos de las articulaciones a partir de los registros de las IMUs, ya que una de las ramas más usadas en la ingeniería de rehabilitación es el análisis de los ángulos articulares debido a que se pueden detectar problemas que afecten el desempeño motriz de la persona como una postura errónea, accidentes o alteraciones físicas congénitas. También se utilizan para poder determinar qué tipo de tratamiento es conveniente para el paciente y evaluar su progreso (López, 2020). Con la intención de mejorar el código, se desea proponer una metodología para la detección de las principales fases de la marcha empleando las mediciones de los ángulos de las articulaciones e integrar el algoritmo propuesto junto con el algoritmo creado anteriormente para la detección de si el sujeto se encuentra parado o en movimiento.

Por lo tanto, este proyecto tiene como objetivo el implementar un algoritmo para detectar los ángulos de las articulaciones en registros de IMUs de marcha continua y emplear los resultados para elaborar un código de MATLAB para la detección de las dos fases principales de la marcha (apoyo y balanceo) únicamente cuando el usuario se encuentre en movimiento. Además, se evaluará el funcionamiento del algoritmo para analizar las inconsistencias en las detecciones de las fases.

1.2 OBJETIVOS

Objetivo general

- Desarrollar un algoritmo que integre el uso de ángulos articulares de un usuario con la detección de las fases principales de la marcha de apoyo y balanceo.

Objetivos particulares

- Adaptar el algoritmo de ángulos de las articulaciones desarrollado anteriormente por la UMH en el Laboratorio de Brain-Machine Interface

Systems y utilizar dichos ángulos para detectar las fases principales de la marcha de apoyo y balanceo.

- Realizar la toma de mediciones con IMUs mientras el sujeto camina en diferentes condiciones, principalmente en marcha continua.
- Analizar las inconsistencias en la detección de las fases de la marcha en el algoritmo diseñado.
- Combinar el algoritmo diseñado con el algoritmo que detecta si el usuario se encuentra parado o caminando.

1.3 PALABRAS CLAVE

Fases de la marcha, unidades de medición inercial (IMUs), rehabilitación, ángulos de las articulaciones

1.4 ALCANCES Y ENTREGABLES

Alcances

En este proyecto se implementará y evaluará un algoritmo de detección de fases principales de la marcha (apoyo y balanceo) en MATLAB por medio de los ángulos de las articulaciones y se analizarán registros obtenidos por sensores de medición inercial (IMUs) en sujetos sanos durante marcha continua. Finalmente, el algoritmo se combinará con el algoritmo de BMI Systems Lab que detecta si el usuario se encuentra parado o caminando.

La restricción de utilizar registros de sujetos sanos para la realización de este proyecto fue seleccionada debido a que en este tipo de registros se establecen las condiciones estándar de la marcha. Se usarán registros que fueron tomados anteriormente por la UMH y, además, se realizarán nuevos registros por medio de las IMUs y una toma de video para verificar el funcionamiento del algoritmo. Esto con la finalidad de que posteriormente se pueda adaptar el código para el análisis de casos más complejos en trabajos futuros a este proyecto.

El resultado del algoritmo consistirá en el cálculo de los ángulos de las articulaciones del miembro inferior junto con la detección de fases de la marcha en registros donde el usuario realiza su marcha. Además, se incluye un vector de etiquetas que corresponde al estado de la marcha del usuario (cuando el usuario esté en movimiento se debe mostrar un 1 y si se encuentra detenido se muestra un 0).



2. MARCO TEÓRICO



2.1 Discapacidad motora

La discapacidad se refiere a las limitaciones y restricciones que afectan a una persona en el desempeño de su día a día. Las limitaciones son cuando se presenta la dificultad de realizar actividades o tareas cotidianas. En cambio, las restricciones hacen referencia a los problemas que puede llegar a experimentar la persona en situaciones vitales (CIF, 2007). De acuerdo a la OMS (2020), se define a la discapacidad como el impedimento de la capacidad de realizar una actividad que se encuentra dentro de un margen que se considera normal para el ser humano.

De acuerdo a la Secretaría de Salud (2017), en México alrededor del 5% de la población presenta al menos un tipo de discapacidad y la más común es la discapacidad físico-motora, en la que se presentan limitaciones en el desempeño motor de la persona. Por otro lado, según el IMSERSO (2019), la discapacidad más presente en España es la físico-motora con un 27.8% dentro de la población que presenta al menos una discapacidad. Esto termina afectando la calidad de vida del paciente ya que tendrá dificultad en realizar sus actividades cotidianas. Con la finalidad de mejorar la calidad de vida de estas personas, existe la rehabilitación física, que tiene como objetivo la mejora de la función motora del paciente por medio de intervenciones como el desarrollo de técnicas, ejercicios y movimientos que el mismo paciente deberá realizar (Yañez, 2018).

2.2 Ciclo de la marcha

Se le conoce como marcha al mecanismo de desplazamiento en el que una persona camina en línea recta debido a un conjunto de movimientos coordinados de las extremidades inferiores junto con la pelvis (López, 2020). Este proceso está dividido en dos fases importantes: la fase de apoyo, que abarca un 60% del ciclo de la marcha, y la fase de balanceo, que aporta un 40%. La fase de apoyo es el momento en el que el pie se encuentra en contacto con el piso e inicia el tiempo del contacto inicial (CI), donde el talón está en contacto con el suelo, y termina cuando el pie se despega de la superficie. Después se continúa con la fase de oscilación o balanceo, que se inicia con el contacto final (CF), es decir, con el despegue del pie

de la superficie y se termina cuando el talón vuelve a entrar en contacto con la superficie (Gómez, 2016).

Asimismo, estas fases se dividen en otras etapas, las cuales se esquematizan en la figura 1 (Gómez, 2016). Cada una de las etapas dentro de las dos fases principales de la marcha se describe a continuación (Yáñez, 2018):

La fase de apoyo se compone de las siguientes etapas:

1. Contacto inicial: se define como el momento en el que el talón entra en contacto con el suelo. Su porcentaje de fase de la marcha es de 0-2 %.
2. Apoyo plantar: es el proceso en el que la parte anterior del pie está en contacto completo con el piso, sucede la amortiguación y desaceleración que servirá para absorber el impacto. Su porcentaje de fase de la marcha es de: 7-10 %.
3. Apoyo medio: es el tiempo en el que el cuerpo pasa a un apoyo estable y finaliza cuando el peso de la persona cae perpendicularmente en la parte media del pie. Su porcentaje de fase de la marcha es alrededor del 30%.
4. Apoyo terminal: esta etapa inicia cuando se eleva el talón y termina cuando el talón contralateral entra en contacto con la superficie. Su porcentaje de fase de la marcha es alrededor del 40%.
5. Fase previa a la oscilación: la duración de esta fase es hasta que se despega el pie donde ocurría el apoyo y al mismo momento que entra en contacto inicial el talón contralateral. Su porcentaje de fase de la marcha es alrededor del 60%.

Por otro lado, la fase de oscilación se divide en las siguientes etapas:

1. Fase inicial de oscilación: se refiere al tiempo en el que la extremidad avanza y se libera el pie de la superficie. Su porcentaje de fase de la marcha es de 60 a 73 %.
2. Fase media de oscilación: etapa en la que la extremidad va hacia adelante con la tibia en dirección vertical y perpendicular con la superficie. Su porcentaje de fase de la marcha es de 87 al 100 %.
3. Fase final de oscilación: en esta etapa se indica el fin del ciclo de la marcha y se prepara para volver a contactar el talón con el piso.

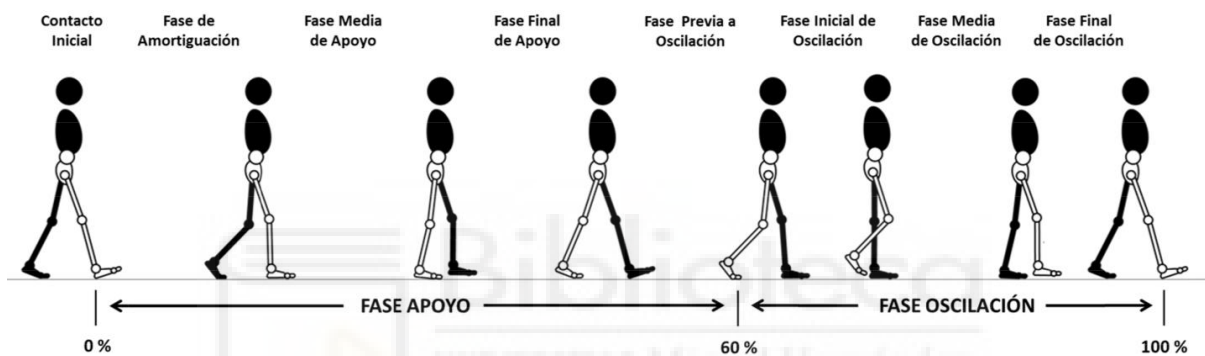


Figura 1. Fases y subfases del ciclo de la marcha (Gómez, 2016).

2.3 Medición de parámetros de la marcha

Para realizar un seguimiento sobre la marcha de un usuario y conocer los momentos donde suceden cambios bruscos se necesita un sistema de captura de movimiento (MoCaps). Actualmente existen distintos tipos de dispositivos que detectan este tipo de cambios en la marcha, como el método de *visual tracking*, el cual se basa en un sistema de tecnología óptica que hace uso de marcadores activos o pasivos que se pueden observar en una cámara de video para obtener las coordenadas en un plano de dos dimensiones de dicha radiación para, después, procesar esta información para calcular los parámetros cinemáticos. Un ejemplo de este tipo de dispositivo es el sistema VICON, que se ha usado en diversos estudios que analizan el movimiento del usuario (Villa et al., 2008). Por otra parte, también existen otros métodos donde no es necesario el uso de marcadores. Un ejemplo de

esto es el sensor Kinect de Microsoft, que contiene un micrófono, un sensor infrarrojo, una cámara RGB y un microprocesador (Giner, 2019).

De igual manera, existen tecnologías no ópticas para evaluar los parámetros inerciales de la marcha, entre las cuales se incluyen las IMUs, que contienen acelerómetros, giroscopios y magnetómetros para obtener parámetros relacionados con la aceleración lineal, la orientación angular y el campo magnético (Giner, 2019). La aceleración lineal se obtiene por medio de la variación de capacitancia dentro de un chip conocido como MEMS (sistema microelectromecánico). En particular, cuando se encuentra una aceleración en la superficie del dispositivo se crea un desplazamiento de su posición de origen, ocasionando un cambio en la capacitancia medible, que da información sobre la aceleración dependiendo del eje en el que actúe. El magnetómetro puede detectar cambios en el campo magnético en los 3 ejes por medio de unas magneto-resistencias que cambian de valor en función al campo magnético, lo cual es útil para conocer los ángulos de movimiento o los cambios de dirección que puede tener el usuario. Por otra parte, el giroscopio sirve para obtener la orientación y la velocidad angular debido a que transforma la fuerza generada por un movimiento angular en una señal eléctrica proporcional (López, 2020).

Actualmente, la UMH cuenta con un algoritmo de MATLAB que detecta las principales fases de la marcha por medio de mediciones con IMUs en registros de sujetos sanos, el cual se ha desarrollado en colaboración con la UDEM. El algoritmo utiliza registros de tres IMUs, una colocada en la región lumbar y otras dos en los pies, con los cuales se detectan los puntos máximos y mínimos de la señal de las IMUs bajo el fundamento de que los puntos máximos representan los contactos finales y los puntos mínimos representan los contactos iniciales del pie en el suelo, por lo que permiten identificar las fases principales de la marcha del apoyo y balanceo de cada pierna. Adicionalmente, se desarrolló un algoritmo que detecta cuando el usuario está en movimiento o parado, es decir, detecta el inicio y fin de la marcha.

Para la evaluación de estos algoritmos se utilizaron los registros de 7 IMUs posicionados en la zona lumbar, muslos, rodillas y pies. En particular, se hizo uso

de dos sets de datos con distintos protocolos experimentales: en el primer set el usuario inicia su marcha, unos segundos después aparecen obstáculos en forma de láser que indican que el usuario se detenga en la presencia de ellos durante aproximadamente 5 segundos y reanude su marcha, mientras que en el segundo set el usuario inicia su marcha y ante la presencia de obstáculos se detiene, hace cambios de dirección y reanuda su marcha (Fontelles, 2020). En el algoritmo de detección de la marcha se pueden seleccionar dos procedimientos distintos para la detección del inicio y fin de la marcha, uno basado en el uso de la CWT (*continuous wavelet transform*) (Giner, 2019) para detectar los cambios espectrales relacionados al inicio y fin de la marcha u otro método que emplea la función de MATLAB *findchangepts* para la detección de los cambios significativos en los valores de los registros de las IMUs (Fontelles, 2020); sin embargo, el algoritmo requiere de mejoras para la eliminación de inconsistencias en la detección que son representadas como la presencia de falsos positivos, es decir, de puntos detectados que no corresponden al inicio y fin de la marcha.

2.4 Uso de unidades de medición inercial (IMUs) para análisis de la marcha

Hoy en día existen diversos dispositivos para el análisis del ciclo de la marcha como los sensores inerciales, también conocidos como unidades de medición inercial (IMUs), los cuales normalmente se utilizan en actividades cotidianas y de forma ambulatoria (Rodríguez et al, 2020). Estos dispositivos se encargan de obtener distintos parámetros relacionados con la aceleración lineal, cambio de dirección y velocidad angular, para los cuales se obtienen mediciones para cada eje (X, Y y Z). Con el paso del tiempo, las IMUs se convirtieron en herramientas de investigación para distintas áreas, ya que han mejorado su rendimiento de sensibilidad, rango dinámico y rapidez de datos (Li et al., 2016). Otra ventaja de estos sensores es que son portables y contienen acelerómetros, giroscopios y magnetómetros para realizar las mediciones de los parámetros necesarios para analizar los patrones del ciclo de la marcha. Los acelerómetros se encargan de realizar las mediciones de la aceleración lineal, los giroscopios para detectar las mediciones de la velocidad angular y los magnetómetros tienen la

finalidad de cuantificar la fuerza del campo magnético, que indica los cambios de dirección de la marcha de la persona (Rodríguez et al, 2020).

Se han llevado a cabo varias investigaciones donde se hace uso de las IMUs para analizar la marcha de un usuario. En la investigación de Li (2016), se describe el uso de una IMU en la parte lumbar, ya que es la posición más cercana al centro de gravedad del paciente, por lo que la contrafuerza creada por el contacto del talón con el suelo es amortiguada por el tobillo, la rodilla, cadera y otras articulaciones que forman parte del miembro inferior. De esta forma, la aceleración en los tres ejes que son medidos por la IMU lumbar se aproxima a la aceleración del centro de gravedad del individuo y es posible encontrar cambios que se deben a las principales fases de la marcha.

Por otro lado, en una investigación realizada por Troianiello (2014) se obtuvieron los contactos iniciales y los contactos finales del ciclo de la marcha de un usuario con la finalidad de establecer parámetros que permitieran determinar las fases de la marcha, ya que los dos tipos de contactos se relacionan con características propias de las aceleraciones en la zona lumbar por medio del uso de IMUs. El método propuesto en esa investigación usa un filtro Butterworth pasabajas de cuarto orden con una frecuencia de corte de 20 Hz con el objetivo de mantener los componentes de la señal asociados a la marcha del usuario. Posteriormente, a la señal resultante se le aplica una integración de la señal para suavizar la señal y, posteriormente, se calcula la *continuous wavelet transform* (CWT) para obtener el contenido de dicha señal en distintas frecuencias para distintos instantes de tiempo y poder analizar los cambios para diversas frecuencias a lo largo del tiempo, lo cual es el equivalente a un proceso de derivación (McCamley, 2012). Este método permite eliminar fluctuaciones indeseadas de la señal, adecuar la línea de base y solucionar los picos superpuestos que dicha señal pueda tener. Después, se localizan los puntos mínimos de la señal resultante, que representan los contactos iniciales de la marcha, es decir, cuando se apoya el talón. Finalmente, se realiza una segunda derivada por medio de la CWT para localizar los puntos máximos, que indican los contactos finales del ciclo de la marcha del usuario, es decir, cuando el pie se despega del suelo.

Entre las empresas dedicadas al desarrollo de IMUs se encuentra Technaid, empresa española dedicada al desarrollo de productos para el análisis del movimiento a través del aprovechamiento y aplicación de los conocimientos adquiridos a través de los proyectos de investigación europeos en los que participa. En particular, el sistema Technaid de sensores inerciales se compone por varias unidades de medición inercial de la empresa Technaid, mejor conocidos como Tech-IMUs, y de un dispositivo concentrador Tech-HUB encargado de gestionar la adquisición de cada una de las IMUs. Esta empresa cuenta además con sus propias herramientas de MATLAB para la integración de este sistema con dicho software y para obtener distintas métricas a partir de las IMUs, como son las mediciones de los ángulos de las articulaciones (Technaid, 2020). Es necesario mencionar que la UMH emplea este dispositivo para la toma de registros con IMUs, por lo que el marco teórico se enfoca en los procedimientos seguidos por dicho fabricante para los análisis de las IMUs.

2.5 Cálculo de los ángulos de las articulaciones de miembro inferior con sistema inercial de Technaid

En las últimas décadas se han desarrollado herramientas que se especializan en la decodificación de ángulos articulares como las matrices de Grasping, el Teorema de Poincot y los cuaterniones. Estos últimos son vectores que están formados por cuatro componentes, uno real y tres imaginarios, que representan las orientaciones y las rotaciones de objetos en tres dimensiones. Para su interpretación es necesario contar previamente con un sistema global de coordenadas (López, 2020).

Por otra parte, otro concepto importante que se relaciona con la representación de rotaciones son los ángulos de Euler, los cuales son una derivación simplificada de los cuaterniones. Para representar una rotación haciendo uso de este tipo de ángulos en tercera dimensión, se necesita de un vector de tres elementos, donde cada elemento representa el giro de un eje definido. La secuencia que siguen este tipo de ángulos con respecto a las rotaciones sobre los ejes se da de la siguiente manera: primero se va a girar sobre el eje Z, posteriormente sobre el eje Y y se termina con rotaciones sobre el eje X, donde

cada eje varía después de cada rotación realizada. En la figura 2 se muestran la secuencia de rotaciones que tiene la trama {B} con respecto a la trama {A}, considerando que la trama {A} es la trama de referencia o fija (López, 2020).

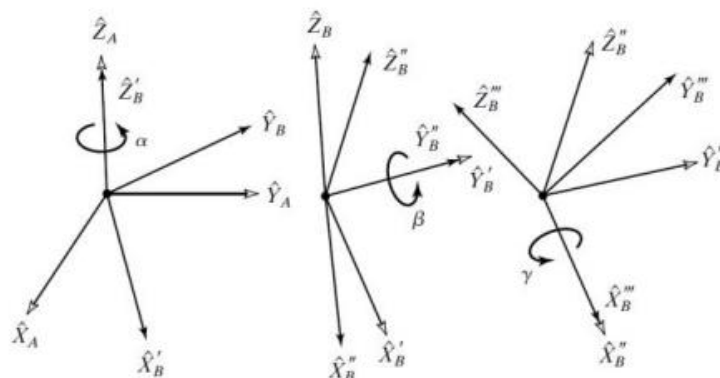


Figura 2. Secuencia de rotación de ángulos de Euler (López, 2020).

Asimismo, una clasificación de los ángulos de Euler son los ángulos de Cardan, que son un convenio especializado para determinar giros de articulaciones corporales. La secuencia que marcan estos ángulos son Z, X y Y, es decir, primero se realiza una rotación en el eje Z, el cual coincide con el plano frontal del cuerpo humano. Este giro es representado por la mayoría de las articulaciones como la del tobillo y la rodilla. Después de esta rotación se realiza un giro en el eje X y se finaliza mediante un giro en el eje Y (Juan, 2021).

Para el uso de sus productos, Technaid ha creado funciones en MATLAB que sirven para obtener los ángulos articulares por medio de los parámetros dados por las IMUs que comercializan. Para el uso de estas funciones, se tiene la restricción de orientar las IMUs de acuerdo a las indicaciones del fabricante. En la investigación realizada por Juan (2021), se desarrolló un algoritmo en MATLAB para obtener los ángulos de las articulaciones usando las funciones de Technaid. Primeramente, para cumplir con el requisito sobre la orientación de las IMUs para el uso de las funciones de la compañía, la solución que se llevó a cabo fue extraer las matrices de rotación registradas en las IMUs y multiplicarlas por otra matriz de rotación predefinida. Como se observa en la figura 3, para interpretar correctamente la matriz de rotación predefinida se debe leer por filas, donde la primera fila corresponde al eje X y se espera que ese eje cambie su sentido por el signo negativo, la segunda fila determina que el eje Y será igual al eje Z del sistema

original y la tercera fila indica que el eje Z debe ser igual al eje Y del sistema previo. De esta forma es posible recuperar el posicionamiento recomendado por Technaid. En la figura 4 se observa la transformación obtenida. Es necesario mencionar que este procedimiento es específico para el caso en el que se posicionan las IMUs de acuerdo a los protocolos de experimentación con IMUs de la UMH, los cuales colocan las IMUs bajo la recomendación del fabricante para la adquisición de la aceleración lineal, la velocidad angular y el campo magnético para cada dirección o eje (X, Y y Z) y la matriz de rotación de cada eje. Entonces este procedimiento es necesario para la obtención de los ángulos de las articulaciones en los registros utilizados en este proyecto (Technaid, 2014).

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Figura 3. Matriz de rotación predefinida (Juan, 2021).

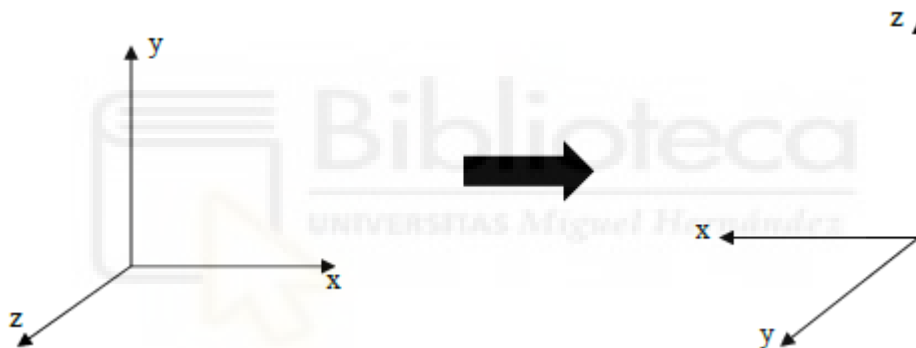


Figura 4. Transformación de un sistema de referencia tridimensional, como el que emplean las IMUs para obtener el posicionamiento recomendado por Technaid (Juan, 2021)

Después del ajuste de los ejes propuestos según la especificación de Technaid, se implementan en la matriz de cosenos directores (DCM) que indica la orientación de una IMU de acuerdo a un sistema de coordenadas fijo cuya dirección en el eje X está dirigido al norte magnético y el eje Z apunta a favor de la gravedad. Luego se obtienen en MATLAB los cuaterniones de las matrices de rotación de cada IMU. Una vez realizado esto, se adquieren las parejas de cuaterniones obtenidos de las matrices de rotación mediante la función *dcm2quat*, disponible en MATLAB. Dichos cuaterniones definen las articulaciones. Cabe mencionar que los tobillos serán definidos por las IMUs de las rodillas y pies. Las rodillas están determinadas por las IMUs de las rodillas y los muslos. Finalmente, las caderas se definen por medio de la IMU lumbar y las de los muslos. Posteriormente, el algoritmo utiliza la función *MCS_GetEulerAngles.p*, establecida por Technaid, para

obtener los ángulos de Euler dependiendo de cada pareja de cuaterniones de acuerdo a la posición del usuario y la articulación que se analizada. Por último, se utiliza la función de MATLAB *rad2deg* para pasar los ángulos en radianes a grados. Además, el algoritmo desarrollado por Juan (2021) también se encarga de disponer de manera gráfica cada uno de los ángulos de las seis articulaciones. En la Figura 5 se puede observar un diagrama de flujo que indica de manera gráfica los pasos que se realizaron para la detección de los ángulos articulares.

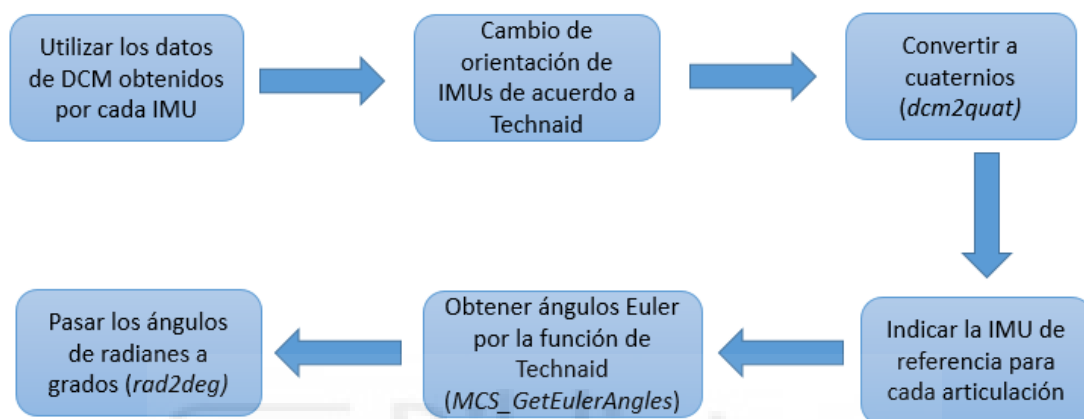


Figura 5. Diagrama de flujo sobre el algoritmo que detecta los ángulos articulares del miembro inferior (Juan, 2021).

2.6 Detección de fases de la marcha por medio de los ángulos de las articulaciones de miembro inferior

De acuerdo a Yáñez (2018), para identificar las fases de la marcha por medio de los ángulos articulares, lo primero que se realizó fue la obtención de registros de usuarios sanos. En ese caso se usaron 4 IMUs localizadas en la zona lumbar, el muslo derecho, la pierna derecha y el pie derecho. Primero se realizó un algoritmo que utiliza los ángulos de Euler para calcular los cuaterniones que corresponden a cada ángulo articular. Después, se alinearon los ejes de cada sensor con un sistema de referencia. Luego cada segmento del miembro inferior representado por un vector se rota y los ángulos se obtienen como el arcocoseno del producto de los cuaterniones de dos IMUs. Por ejemplo, si se desea calcular el ángulo de la rodilla se utilizarán los cuaterniones que corresponden al muslo y pierna.

Una vez que se realizó la detección de ángulos articulares se detectaron el apoyo del talón y despegue del talón, los cuales representan el 0% y 40% de la

marcha, respectivamente. Para ello se utilizó la aceleración en el eje Z de la IMU localizada en la zona lumbar, cuya señal se procesó por medio de un filtro Butterworth pasa-bajas con frecuencia de corte de 10 Hz para mantener las partes de la señal que se relacionan a la marcha y, después, se detectaron los puntos máximos que indican los eventos de contacto inicial de cada pie de manera alternada, es decir, un máximo corresponde a un contacto inicial del pie derecho y el siguiente punto máximo al pie izquierdo, y así sucesivamente.

Posteriormente a la detección de los contactos iniciales, se calculó la cadencia de pasos de cada usuario, es decir, el número de pasos que realiza la persona durante su marcha. Para lograr lo anterior, se tomaron en cuenta la cantidad de muestras que equivalen a un ciclo y se utilizó la frecuencia de muestreo de 100 Hz para calcular el número de pasos por segundo. Finalmente, se graficaron los ángulos articulares en grados durante un solo ciclo de la marcha para observar de manera visual el ángulo articular esperado con respecto al porcentaje del ciclo de la marcha. En la figura 6, se puede observar un diagrama de flujo que indica el proceso realizado por Yáñez (2018) para la realización de su algoritmo.

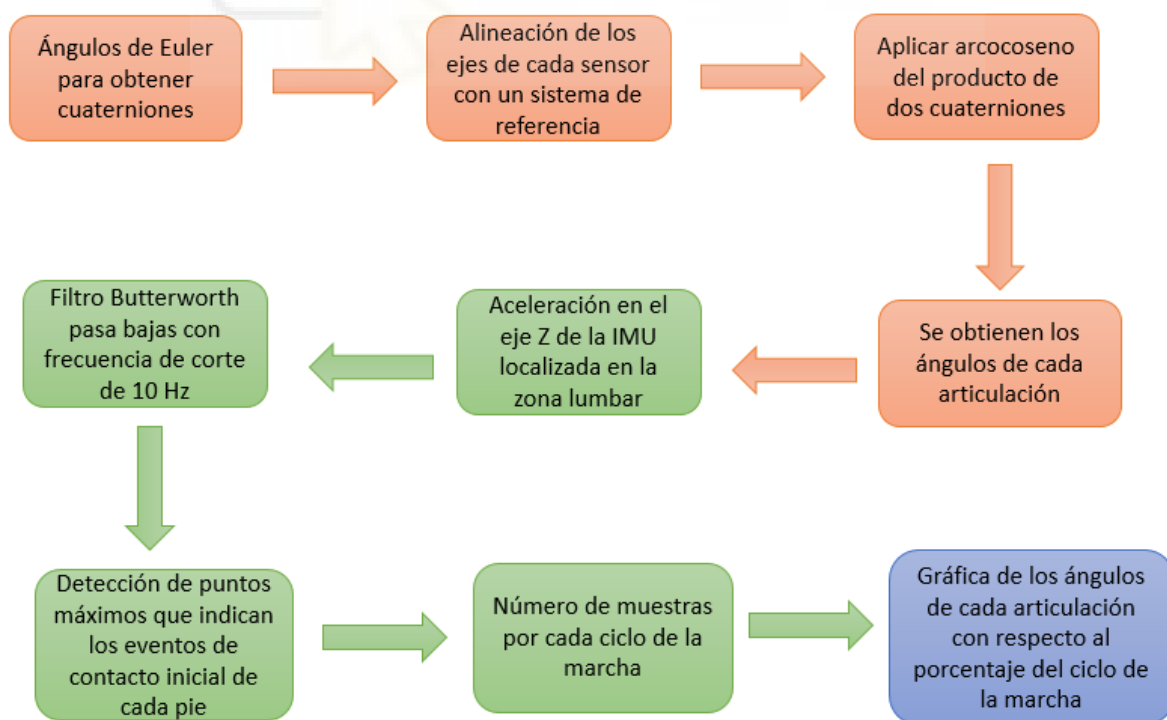


Figura 6. Diagrama de flujo sobre el algoritmo realizado para detectar las fases de la marcha por medio de ángulos articulares (Yáñez, 2018).

3. METODOLOGÍA



3.1 Análisis del ciclo de la marcha por medio de bases de datos obtenidos por las IMUs

En la realización de este proyecto se utilizaron inicialmente registros que se obtuvieron anteriormente en el laboratorio de Brain-Machine Interface Systems. Dichos registros se obtuvieron por medio de unidades de medición inercial (IMUs) para obtener parámetros que sirven para obtener un análisis del ciclo de la marcha en usuarios sanos. Los registros se dividen en 4 sets, A, B, C y D:

- El set A se refiere a los registros que se obtuvieron únicamente durante la realización de marcha continua en una cinta.
- En el set B, el usuario inicia su marcha en una caminadora, pero después de cierto tiempo aparecen obstáculos, ante los cuales la persona se detiene y reanuda la marcha, repitiéndose este comportamiento varias veces debido a la aparición de varios obstáculos.
- El set C es el set principal, donde se obtuvieron nuevos registros en los que el usuario realiza una marcha continua sobre el suelo y se obtuvieron tomas de video para poder comprobar el funcionamiento del algoritmo, es decir, se compararon los resultados obtenidos con el video para observar si coinciden en tiempo de detección. Cabe mencionar que para este set se requirió la participación de 3 usuarios que realizaron la marcha continua aproximadamente 15 veces.

Para la obtención de los registros descritos se utilizó un sistema de captura compuesto por siete IMUs y un TechHub de la marca Technaid. En la Figura 7a se muestra una IMU, mientras que en la Figura 7b se muestra el TechHub, el cual cuenta con una frecuencia de muestreo configurable entre 20 a 50 Hz.

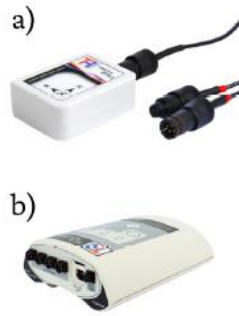


Figura 7. Componente de captura de movimiento. (a) Unidad de medición inercial (IMU) y (b) TechHub (Cárdenas & Molina, 2021).

Respecto a la posición de las siete IMUs, la primera se colocó en el muslo derecho, la segunda en el muslo izquierdo, la tercera en la pierna derecha, la cuarta en la pierna izquierda, la quinta se ubicó en el tobillo derecho cerca del pie derecho, la sexta en el tobillo izquierdo cerca del pie izquierdo y la séptima en la zona lumbar, como se observa en la figura 8. Es necesario mencionar que las IMUs se componen de giroscopios, acelerómetros, magnetómetros, un microprocesador y un sensor de temperatura. Entonces, por medio de estas IMUs se obtuvieron la aceleración lineal, la velocidad angular y el campo magnético para cada dirección (X, Y y Z), la matriz de rotación de 3x3 de cada eje y temperatura en grados Celsius. Cabe destacar que para realizar la toma de registros en el BMI System Lab, el usuario debe de firmar un consentimiento informado que fue aprobado con anterioridad por el comité de ética de la UMH.

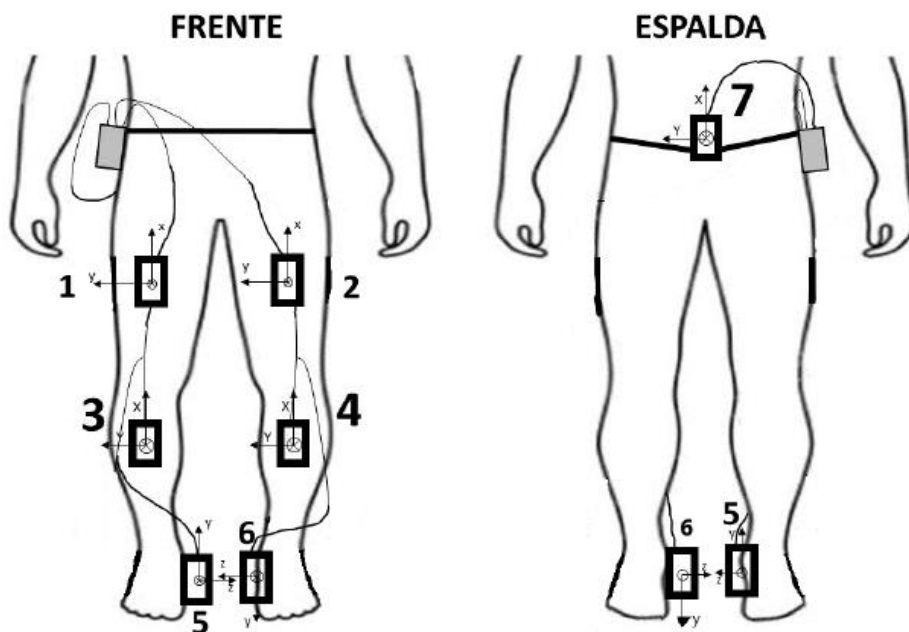


Figura 8. Localización de las siete IMUs en miembros inferiores (Juan, 2021).

3.2 Análisis y mejoras de los algoritmos previos

3.2.1 Algoritmo de detección de principales fases de la marcha por medio de datos obtenidos de sensores de medición inercial y detección de parada-movimiento

Como se mencionó anteriormente, en el BMI Systems Lab, ubicado en la UMH, se cuenta con un algoritmo que detecta las principales fases de la marcha por medio de sensores de medición inercial que se realizó en colaboración con la UDEM. El algoritmo utiliza registros de tres IMUs, una colocada en la región lumbar y otras dos en los pies, y está compuesto por distintas etapas. Como se observa en la figura 9, en la etapa 1 se utiliza la función *detrend* de MATLAB para eliminar la tendencia lineal que existe en la IMU lumbar. En la etapa 2 se utiliza un filtro Butterworth pasa-bajas de cuarto orden con frecuencia de corte de 7 Hz con la intención de asegurar que se presenten solamente los componentes de frecuencia asociados con la marcha. En la etapa 3 se usa la función de MATLAB *cumtrapz*, que calcula la integral acumulada de una señal. El resultado se procesa en la etapa 4, que se encarga de derivar lo obtenido con la CWT, que es un filtro gaussiano para obtener una estimación de la derivada y suaviza la señal. En la etapa 5 se realiza la identificación de los puntos mínimos de la señal que se obtuvo en la etapa anterior, los cuales corresponden a los contactos iniciales. En la etapa 6, se vuelve a aplicar una segunda derivada con CWT en filtro gaussiano y se obtiene la sobreaceleración de la IMU lumbar donde se muestran los cambios en la aceleración en el lapso que ocurrió la marcha. Finalmente, en la etapa 7 se encuentran los puntos máximos de la señal anterior para detectar los contactos finales de la marcha del usuario (Cárdenas & Molina, 2021).

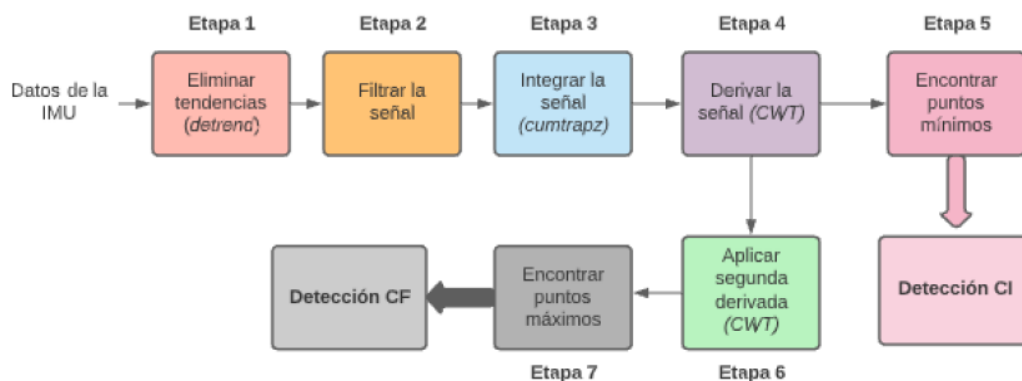


Figura 9. Diagrama de bloques del algoritmo de detección de las principales fases de la marcha (Cárdenas & Molina, 2021).

Tras un análisis preliminar del algoritmo de MATLAB de detección de las principales fases de la marcha por medio de sensores de medición inercial, se adecuaron los valores de variables que eran específicas para cada tipo de registro, tanto para los de marcha continua como para los que tienen presencias de obstáculos. Esto se realizó con el objetivo de que el algoritmo fuera más generalizado y que no dependiera de características propias del registro. Posteriormente, se creó una variable de tipo *struct* donde se guardaron todos los posibles resultados que pueden servir para la detección de las principales fases de la marcha, específicamente las muestras donde ocurren los contactos iniciales y contactos finales de cada pie, detección de inconsistencias y porcentajes de las fases de apoyo tanto para la pierna izquierda como para la pierna derecha.

Por otra parte, al igual que en el algoritmo anterior, se eliminaron del código de detección de parada-movimiento las funciones y variables que dependían de características del tipo de registro, por lo que fue necesario establecer un método generalizado que detecte los instantes en los que el usuario se encuentra parado o en movimiento. El método seleccionado fue utilizar nuevamente los parámetros obtenidos de las siete IMUs, específicamente de las aceleraciones lineales en cada eje y las orientaciones angulares en cada eje para obtener una señal acumulada para cada muestra del registro obtenido. Posteriormente, en dicha señal acumulada se utilizó el procesamiento de ventanas, el cual selecciona un número de muestras que se recorre en toda la señal y por medio de un umbral se detectan las muestras donde ocurren el inicio y fin de la marcha del usuario para crear un vector que tenga como valor 0 cuando el usuario esté parado y 1 cuando el usuario se encuentre en marcha. Esto sirve para después detectar las principales fases de la marcha únicamente en los segmentos donde el vector sea igual a 1, es decir, cuando el usuario se encuentre en movimiento.

Después de hacer los cambios en ambos algoritmos y corroborar su funcionamiento, se procedió a hacer la integración de ellos, donde se utilizó el vector mencionado anteriormente para detectar las fases de apoyo y balanceo en cada miembro inferior únicamente cuando el usuario se encuentre en movimiento, esto con la finalidad de obtener los resultados finales de cada segmento a analizar,

los cuales son la cantidad de inconsistencias detectadas, las muestras donde ocurren los contactos iniciales y finales de cada pie, así como los porcentajes y las desviaciones estándar de cada fase principal de la marcha. Finalmente, se incorporó una variable en la parte del algo que se encarga de obtener las gráficas que guarda la muestra donde se inicia el movimiento del usuario en cada segmento para poder visualizar de mejor forma las partes de la señal en donde se detecta la parada-movimiento al igual que las fases de apoyo y balanceo como en la figura 10. De igual manera, se puede observar la señal derivada en la que se detectan los contactos iniciales de la marcha del usuario, la señal de sobreaceleración para detectar los contactos finales y los segmentos donde ocurren las fases de apoyo y balanceo de cada pierna que coinciden con las partes del registros en las que el usuario únicamente se encuentra en movimiento.

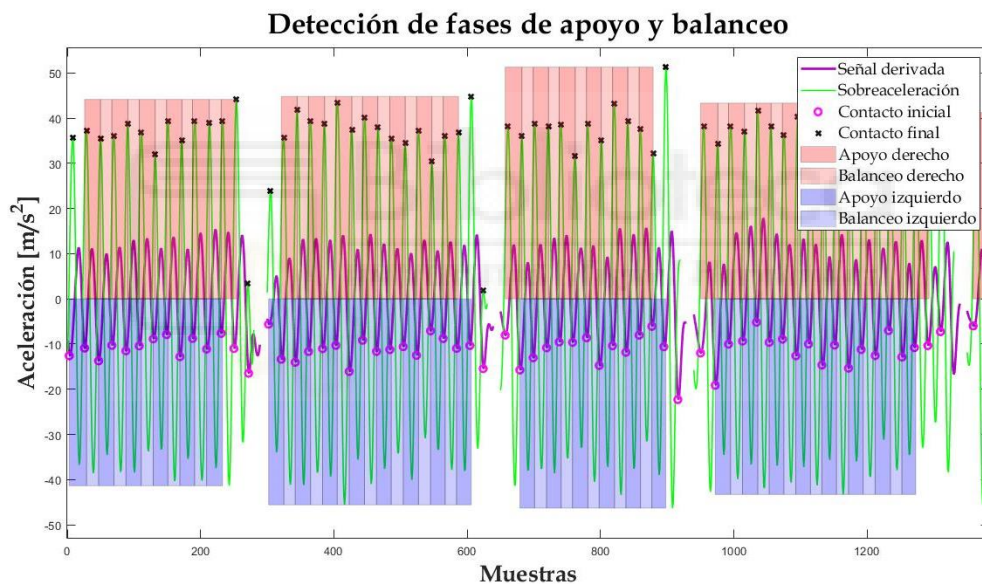


Figura 10. Detección de las principales fases de la marcha únicamente en segmentos donde el usuario se encuentra en movimiento.

3.2.2 Algoritmo de cálculo de ángulos articulares

El algoritmo previo para el cálculo de los ángulos articulares de miembros inferiores (Juan, 2021) se modificó para incorporar cambios a las matrices de rotación de cada IMU, ya que al utilizar las antiguas no se obtenía el posicionamiento recomendado por la marca del fabricante Technaid. Por esta razón, se propusieron las siguientes matrices de rotación con base en la figura 8 para cada uno de las siete IMUs disponibles:

- IMU 1= [0 1 0 ; 0 0 1; 1 0 0]
- IMU 2= [0 1 0 ; 0 0 1; 1 0 0]
- IMU 3= [0 1 0; 0 0 1; 1 0 0] .
- IMU 4= [0 1 0; 0 0 1; 1 0 0]
- IMU 5= [-1 0 0; 0 1 0; 0 0 -1]
- IMU 6= [-1 0 0; 0 -1 0; 0 0 1]
- IMU 7= [0 1 0; 0 0 -1; -1 0 0]

En la figura 11 se pueden observar los ángulos articulares del miembro inferior de un nuevo registro del set C. En la gráfica superior se muestra el ángulo de la cadera para ambos miembros inferiores, mientras que en la segunda gráfica se observa el ángulo de la rodilla y en la gráfica inferior los ángulos del tobillo. En la figura, los ángulos de la pierna derecha están representados en color azul y los ángulos de la pierna izquierda en color rojo.

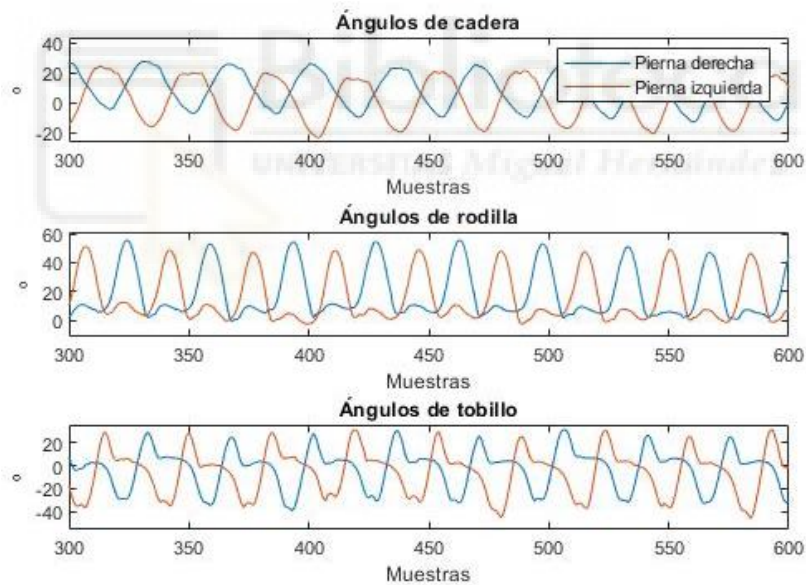


Figura 11. Resultado de algoritmo de cálculo de ángulos articulares de miembro inferior (Juan, 2021).

3.3 Detección de principales fases de la marcha por medio de ángulos articulares del tobillo

Una vez obtenidos los ángulos articulares se compararon dichos ángulos con las señales explicadas en la sección 3.2.1 del algoritmo de detección de fases principales de la marcha, es decir, la señal de sobreaceleración donde se obtienen sus puntos máximos o contactos finales y la señal derivada en la cual se obtienen

los contactos iniciales representados como el mínimo de dicha señal para determinar visualmente la muestra en la que ocurren los dos tipos de contactos durante la marcha del usuario. Al realizar esta comparación se pudo observar que los ángulos del tobillo son los más significativos ya que se pueden identificar de mejor manera los contactos iniciales y finales. Sin embargo, se tuvo que realizar un procesamiento de señal a ambas señales para poder identificar los contactos iniciales y los contactos finales de la marcha del usuario. Este procesamiento, que se observa en la figura 12, se basa en la metodología realizada por Cardenas y Molina (2021). Primero se utilizó la función *detrend* de MATLAB para eliminar la tendencia lineal de ambas señales de los tobillos. Posteriormente, se utilizó un filtro Butterworth pasa-bajas de segundo orden con frecuencia de corte de 1.8 Hz. Este valor de frecuencia se obtuvo por medio de un análisis espectral de los ángulos del tobillo en ambas piernas, con el que se detectaron dos componentes principales en el espectro en 0.8 Hz y en 1.7 Hz como se muestra en la figura 13. En la siguiente etapa del algoritmo se usa la función de MATLAB *cumtrapz* para calcular la integral acumulada de cada señal. Después, se utiliza la CWT en las señales procesadas para obtener sus respectivas derivadas y suavizar las señales. Una vez obtenidas las señales filtradas de cada tobillo, se identificó por medio de la función de MATLAB *findpeaks* los puntos mínimos y máximos de ambas señales, que coinciden con los contactos iniciales y finales de la marcha del usuario, respectivamente. El resultado de este procesamiento se puede observar en la figura 14, donde la señal roja corresponde a la señal filtrada de los ángulos del tobillo derecho y la señal azul hace referencia a la señal filtrada de los ángulos del tobillo izquierdo.

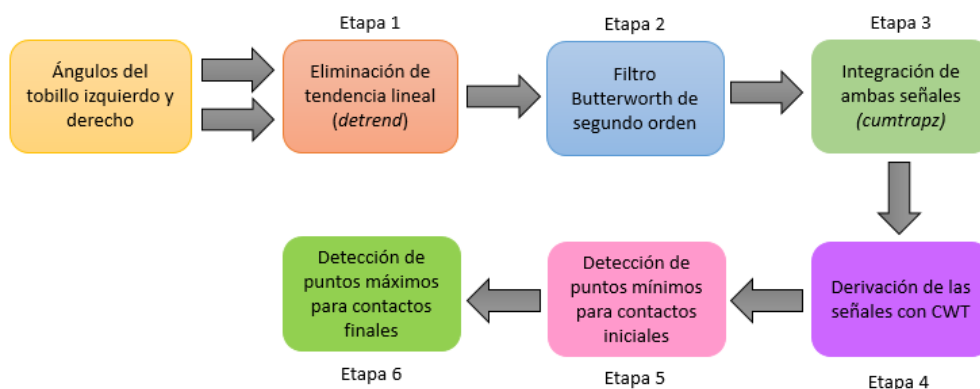


Figura 12. Diagrama de detección de las principales fases de la marcha por medio de los ángulos articulares de ambos tobillos.

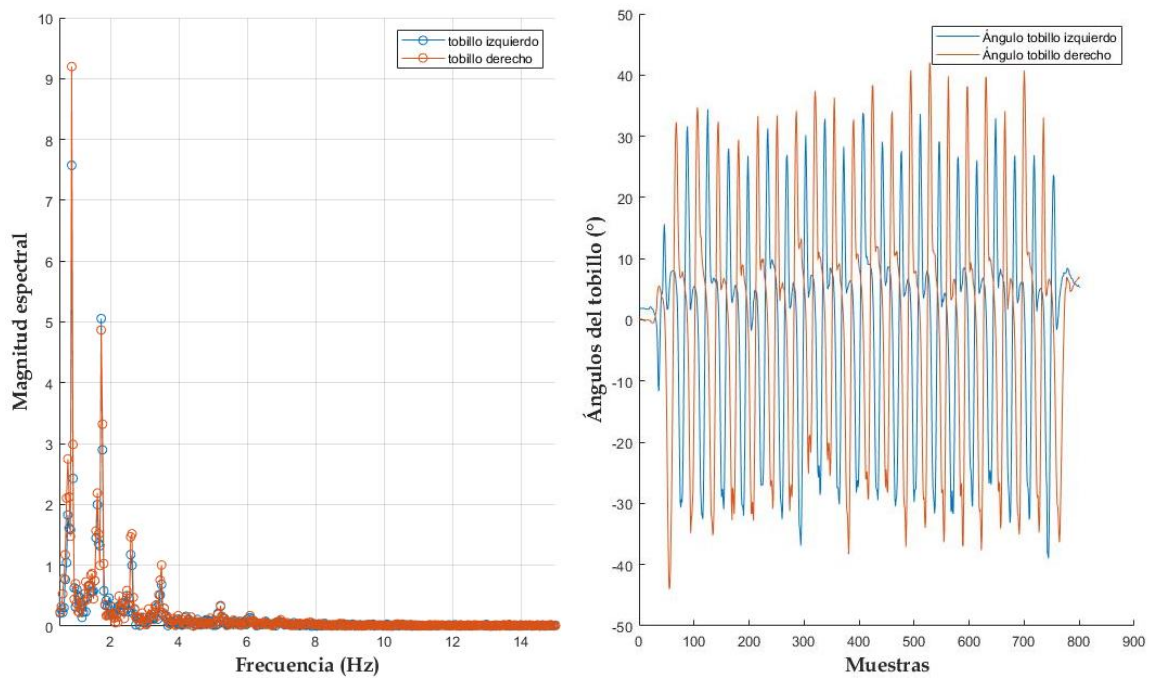


Figura 13. Espectro de frecuencia de un registro del set principal junto con ángulos del tobillo.

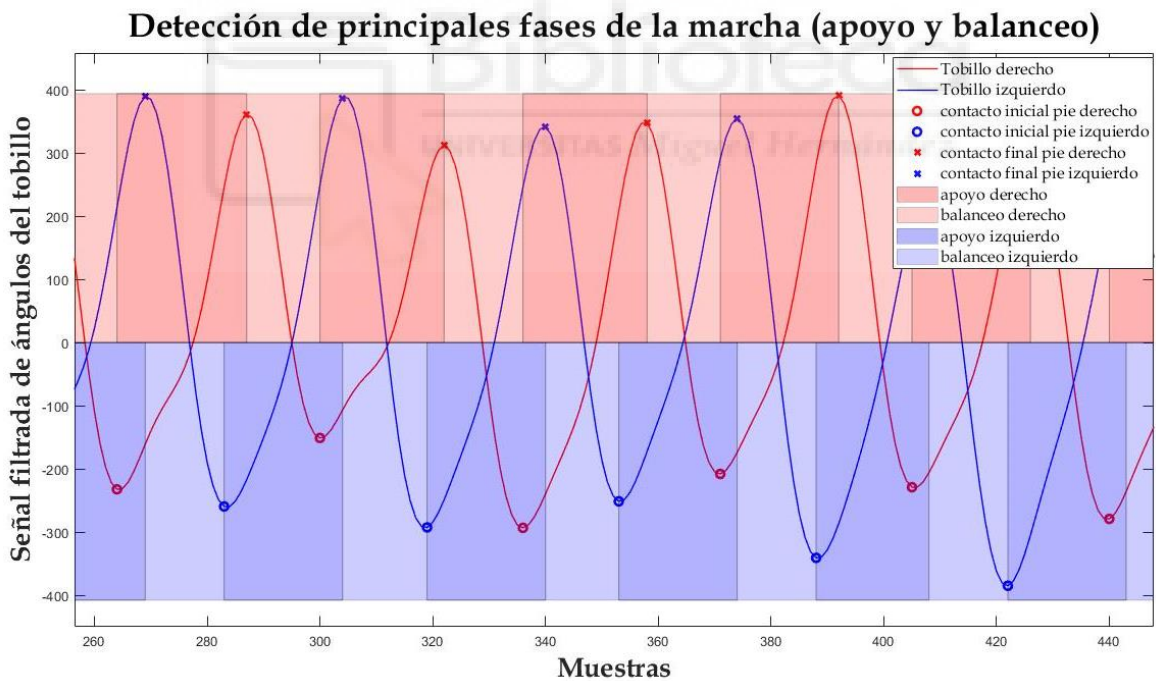


Figura 14. Resultado del procesamiento para detectar las principales fases de la marcha por medio de los ángulos articulares de ambos tobillos.

En la figura 15 se puede observar un ejemplo de la detección de los contactos iniciales en ambos algoritmos junto a la toma de video de la marcha del usuario. En este caso, el punto mínimo de la señal filtrada del tobillo izquierdo coincide con el contacto inicial del pie izquierdo. Por otro lado, en la figura 16 se

muestra un ejemplo de la detección de contactos finales comparando ambos algoritmos, donde puede notarse que el punto máximo de la señal filtrada del tobillo derecho coincide con el contacto final del pie derecho.

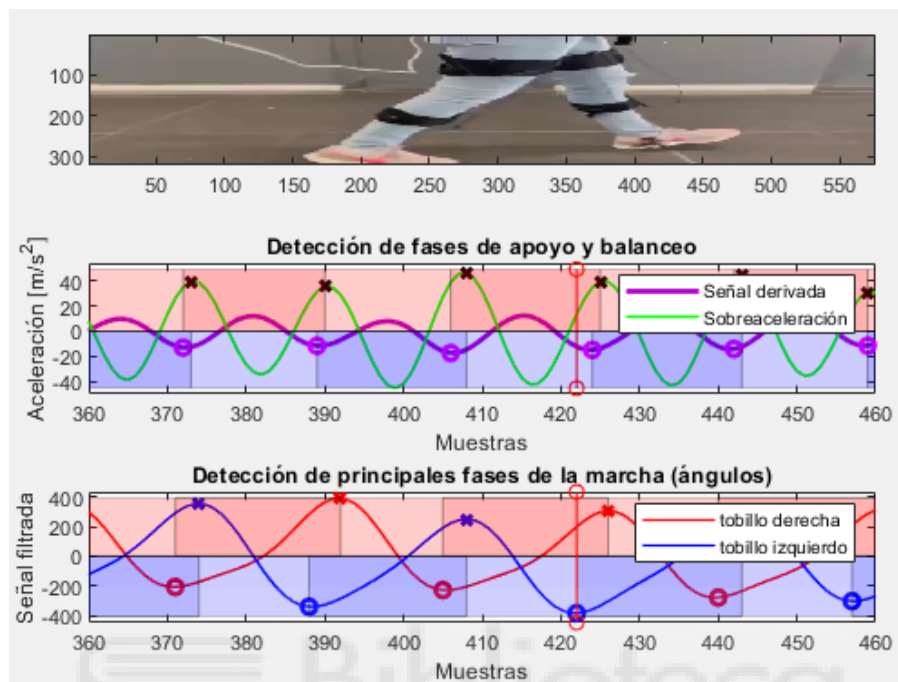


Figura 15. Comparación de contactos iniciales para ambos algoritmos que detectan las principales fases de la marcha.

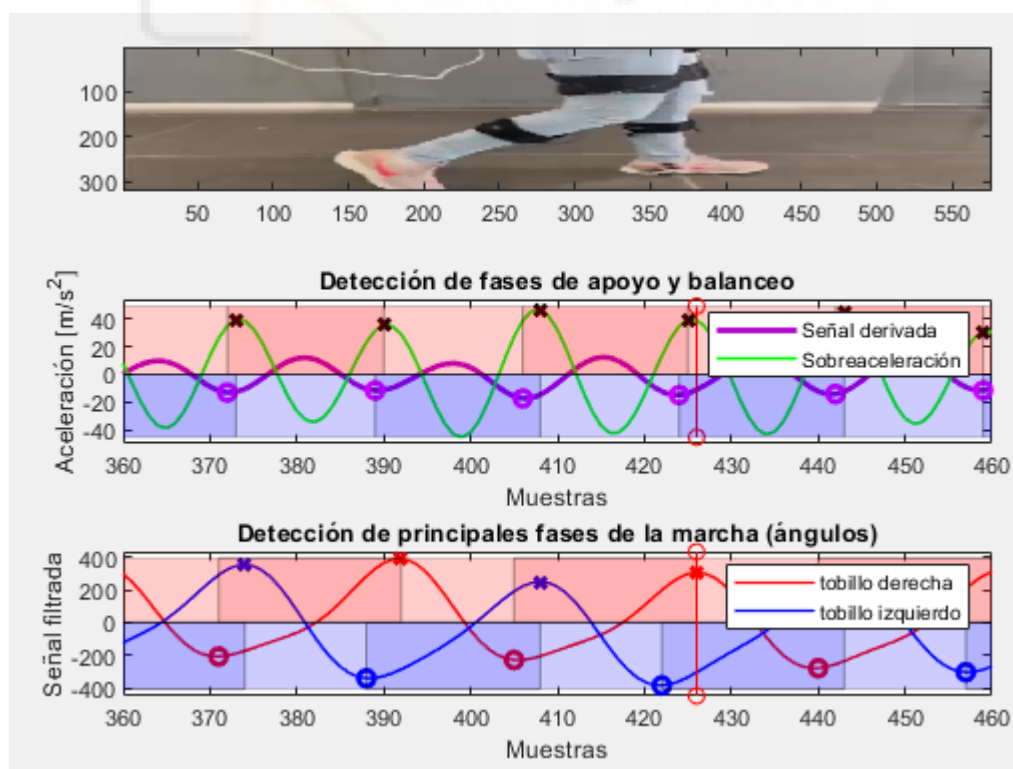


Figura 16. Comparación de contactos finales para ambos algoritmos que detectan las principales fases de la marcha.

3.4 Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos articulares de la rodilla

Tras obtener los ángulos articulares del miembro inferior, se implementó un método para detectar las principales fases de la marcha (apoyo y balanceo) mediante el uso de los ángulos articulares de la rodilla. Como se puede observar en la figura 11 de la sección 3.3 del capítulo, el ángulo de la rodilla está compuesto por dos ondas. La primera corresponde a la fase de apoyo de la marcha y la segunda cuando desciende el ángulo de la rodilla corresponde a la fase de balanceo del usuario. Con la finalidad de detectar los contactos iniciales y los contactos finales del usuario durante su marcha, se realizó el siguiente procesamiento de señal. De acuerdo con el diagrama de flujo que se muestra en la figura 17, primero se derivaron los ángulos de la rodilla izquierda y derecha para la detección de los contactos finales, ya que se pudo observar que la fase de apoyo termina en la segunda onda, cuando el ángulo de la rodilla asciende hasta la mitad. Después, se utilizó un filtro Butterworth pasa-bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 2 Hz para suavizar la señal y examinar los puntos clave de las señales filtradas de acuerdo a lo obtenido en el análisis espectral de los ángulos articulares del miembro inferior que se muestra en la figura 18. Al observar la frecuencia en la que se encuentran los componentes principales de la señal se determinó que al utilizar la frecuencia de corte establecida anteriormente se adquiere una mejor señal para detectar los puntos clave del ciclo de la marcha.

Posteriormente, se utilizó la función de *findpeaks* para obtener los puntos máximos y mínimos de ambas señales para determinar los contactos iniciales y finales del usuario, respectivamente. Como se puede observar en la figura 19, se localizaron dos puntos clave para determinar las muestras donde ocurre el contacto inicial del usuario, el cual coincide con un mínimo de ambas señales filtradas que corresponde al primer punto clave, y un primer máximo que hace referencia al segundo punto clave. Por esta razón se propuso obtener un promedio entre ambos puntos para ubicar los contactos iniciales. Finalmente, se pudieron identificar los contactos finales, ya que coincide con el segundo punto máximo de las señales filtradas.

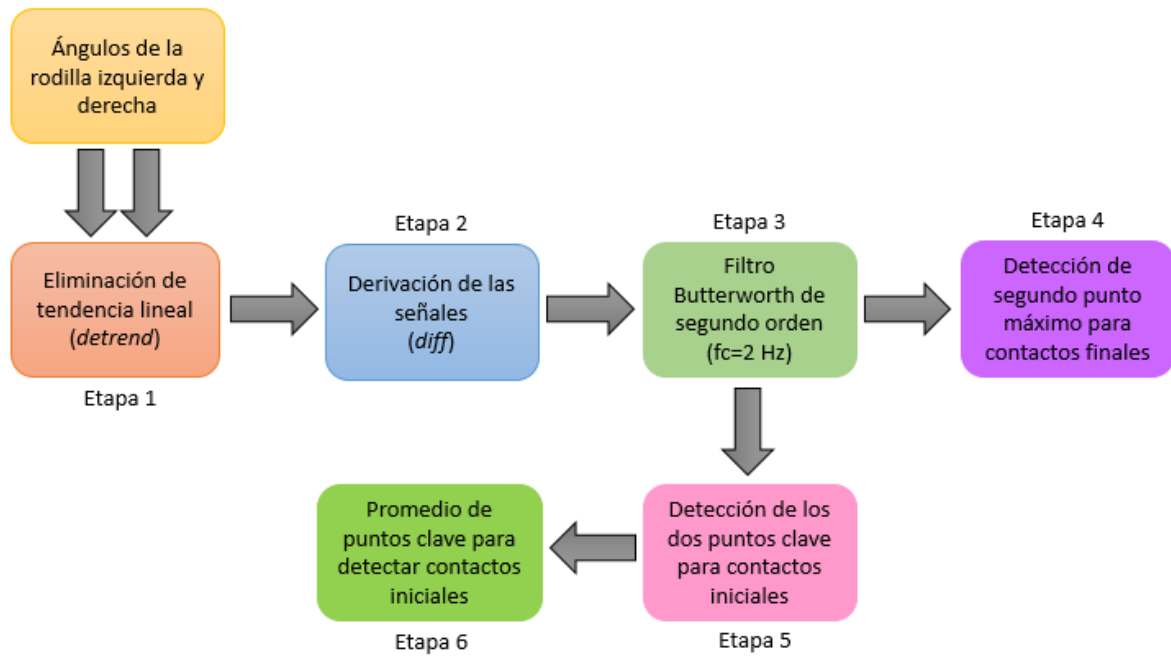


Figura 17. Diagrama de flujo sobre la detección de contactos iniciales y finales para determinar las principales fases de la marcha.

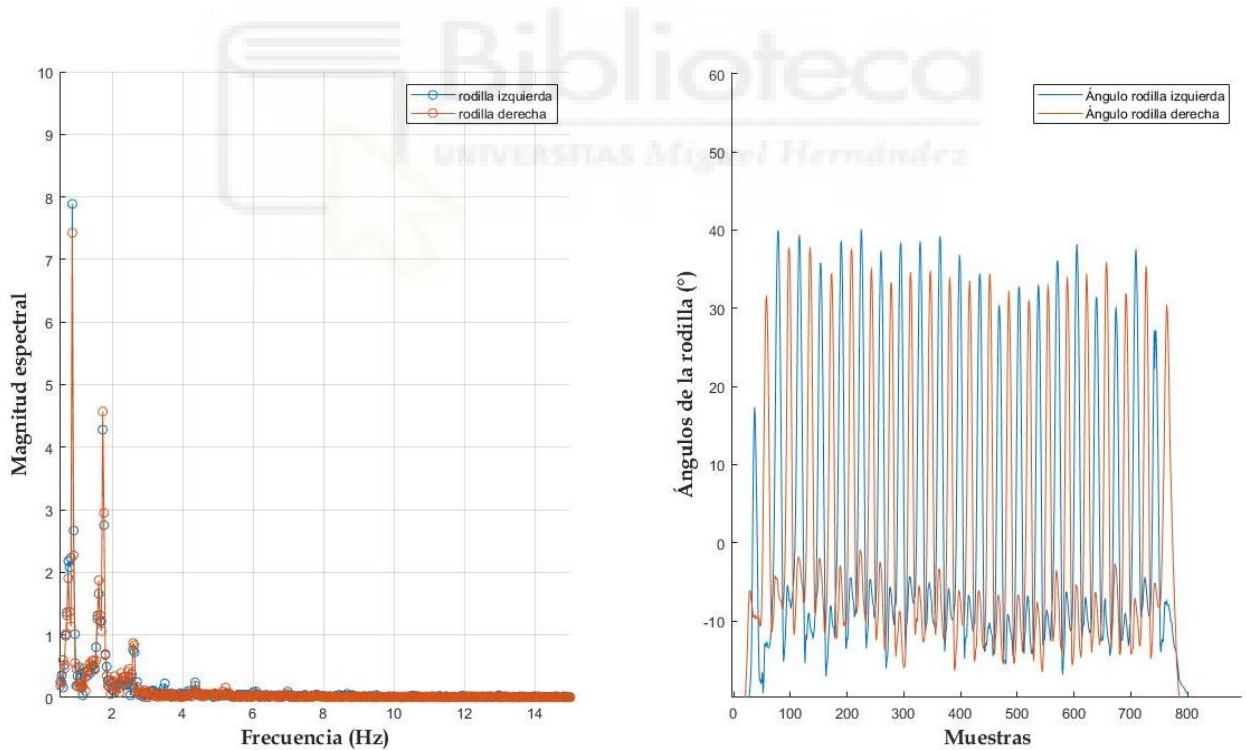


Figura 18. Espectro de frecuencia junto con ángulos de la rodilla.

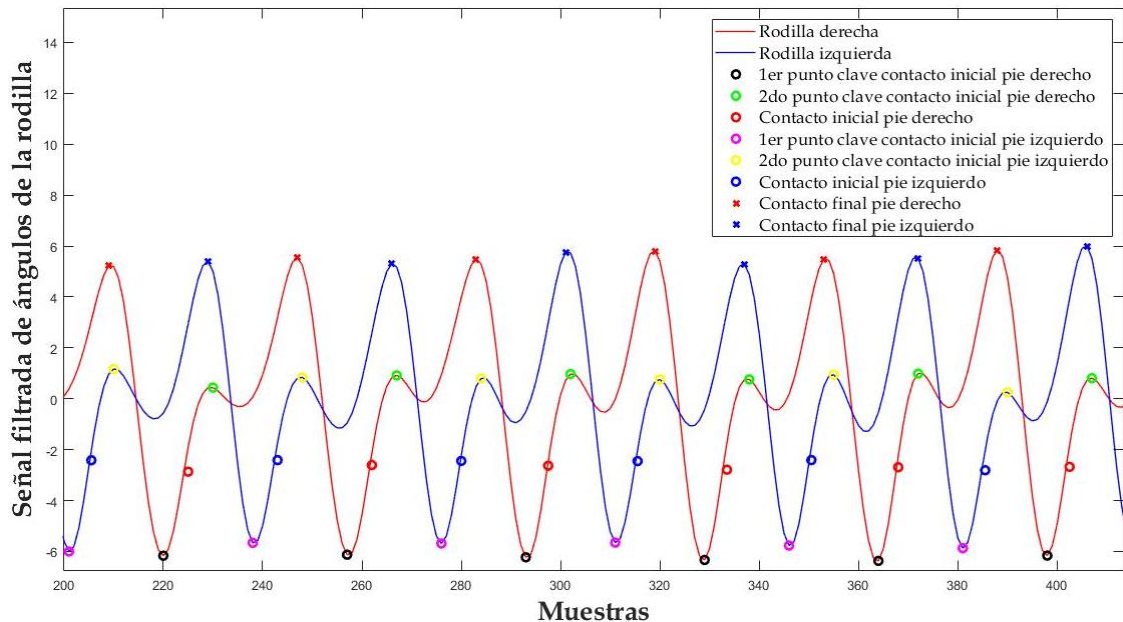


Figura 19. Señal filtrada de ángulos de la rodilla con localización de contactos iniciales y contactos finales.

El resultado de este procedimiento se puede observar en la figura 20, donde la señal roja corresponde a la señal filtrada de los ángulos de la rodilla derecha y la señal azul hace referencia a la señal filtrada de los ángulos de la rodilla izquierda. También se obtienen las principales fases de la marcha. En este caso, las fases de apoyo corresponden a los fragmentos donde primero se presenta un contacto inicial antes de un contacto final, mientras que las fases de balanceo hacen referencia a los segmentos donde primero se presenta un contacto final antes del siguiente contacto inicial.

Una vez realizado lo anterior, se procedió a realizar una comparación con el algoritmo que detecta las principales fases de la marcha por medio de la aceleración en el eje Z de la IMU lumbar. En la figura 21, se puede observar la detección de los contactos iniciales en los algoritmos junto con la toma de video de la marcha del usuario, en este caso los contactos iniciales coinciden con el punto promedio de los puntos claves explicados anteriormente de la señal filtrada de la rodilla izquierda. Por otro lado, en la figura 22 se muestra un ejemplo de la detección de contactos finales comparando con ambos algoritmos. En este caso, puede observarse que el punto máximo de las señales filtradas de la rodilla izquierda coincide con el contacto final para dicha rodilla.

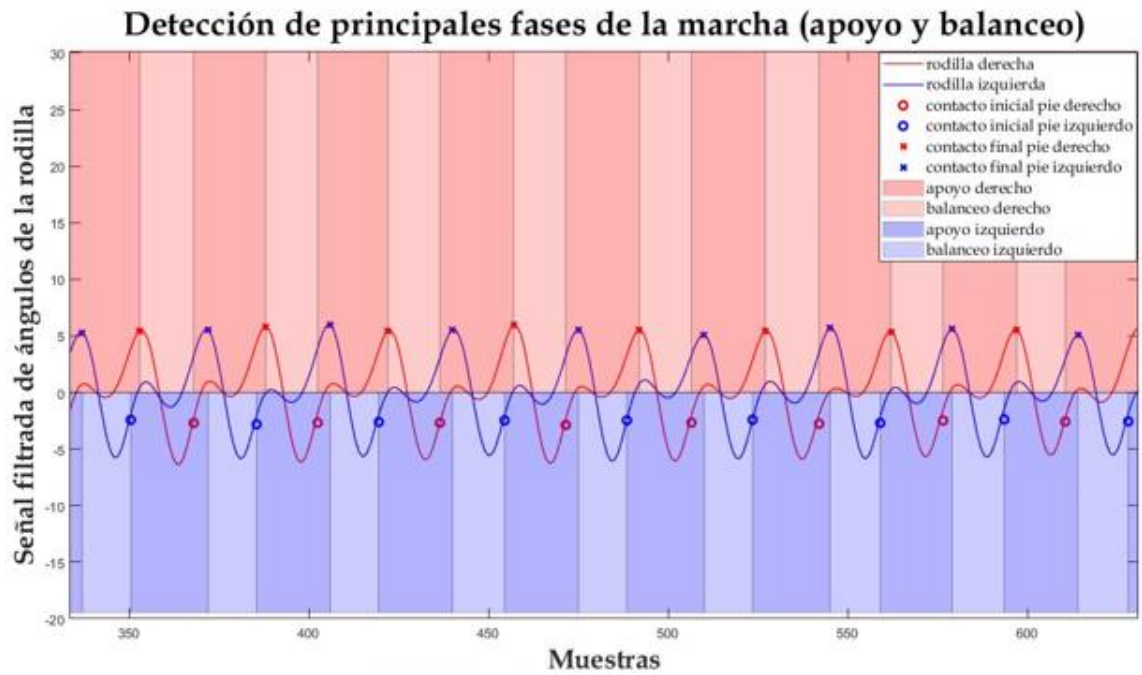


Figura 20. Señal filtrada de ángulos de la rodilla con localización de contactos iniciales y contactos finales.

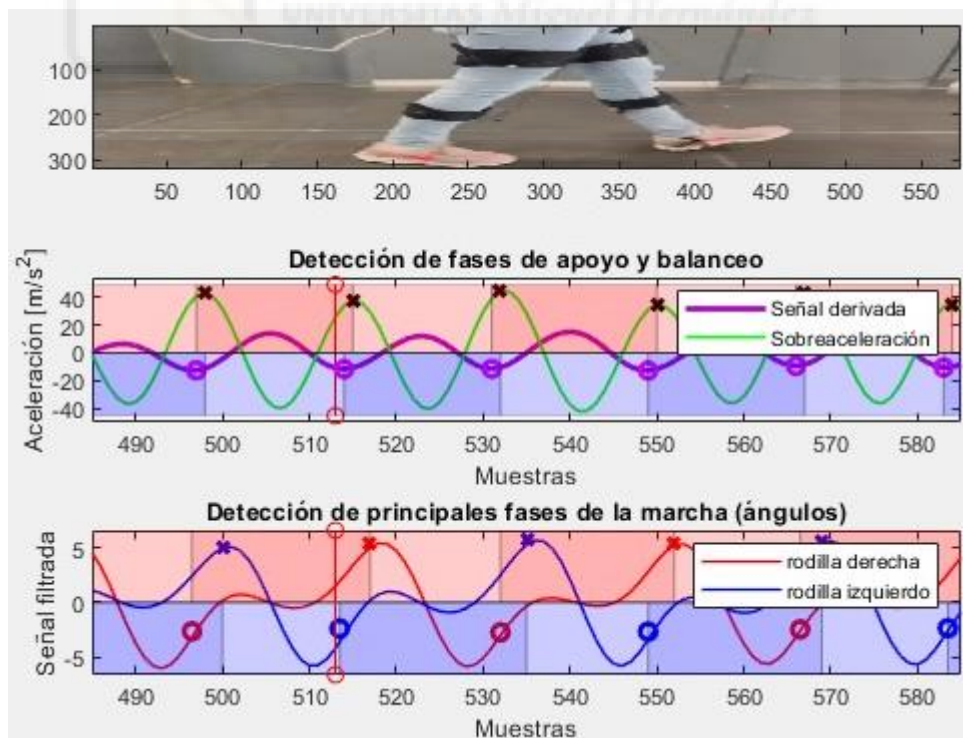


Figura 21. Comparación de contactos iniciales para ambos algoritmos que detectan las principales fases de la marcha.

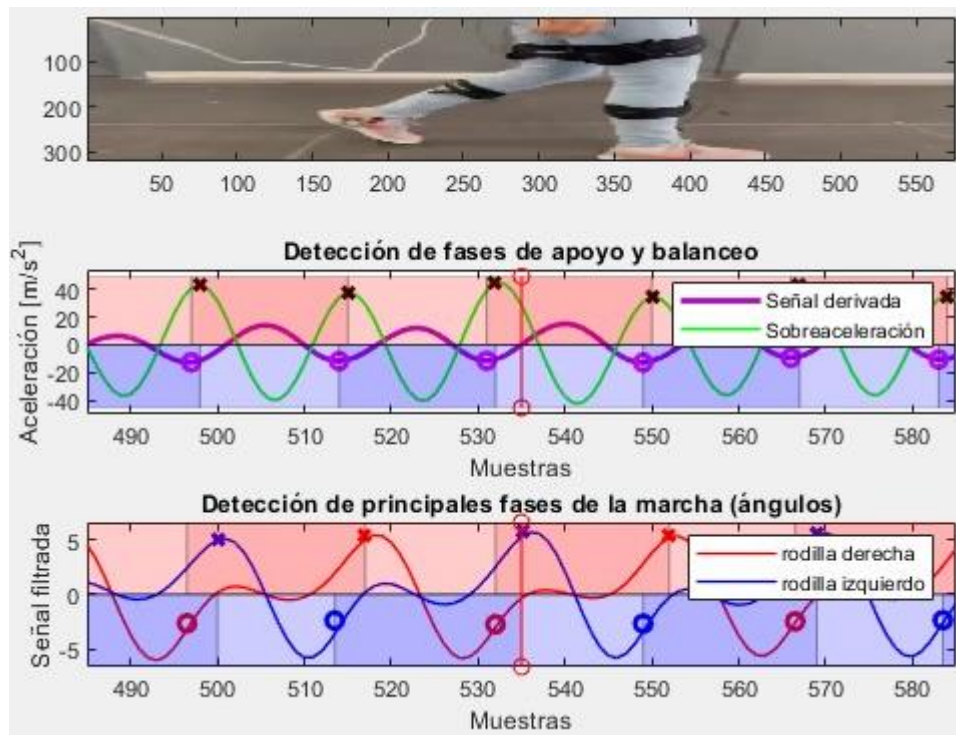


Figura 22. Comparación de contactos finales para ambos algoritmos que detectan las principales fases de la marcha.



4. RESULTADOS



4. RESULTADOS

En esta sección se mostrarán los resultados obtenidos de la metodología explicada anteriormente para cada uno de los algoritmos creados, los cuales fueron validados con diferentes tipos de registros que se explicarán a continuación.

4.1 Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos en el set principal (set C)

Como se mencionó anteriormente en el apartado 3.1 de la sección de metodología, el set C se considera como el set principal ya que el usuario realizó una marcha continua de aproximadamente 25 segundos y con las pruebas realizadas se busca comprobar si los resultados obtenidos en los algoritmos coinciden con los establecidos teóricamente, además por cada prueba se realizó una toma de video para corroborar si las muestras detectadas como contactos iniciales y contactos finales son las correctas.

4.1.1 Uso de algoritmo que utiliza los ángulos del tobillo para la detección de las principales fases de la marcha

En la figura 23 se muestra un segmento que representa la detección de las fases de apoyo y balanceo en un registro de este set. También se observa en color rojo la señal procesada de los ángulos del tobillo derecho, por medio de esta señal se pueden detectar los contactos iniciales del pie derecho representados como círculos rojos que coincide con los puntos mínimos de la señal, de igual manera se pueden establecer los contactos finales indicados en la figura como cruces rojas que corresponden a los puntos máximos de dicha señal. Por otra parte en color azul se observa la señal filtrada que proviene de los ángulos del tobillo izquierdo en la que se pueden detectar los contactos iniciales del pie izquierdo como círculos azules que se determinan con los puntos mínimos de la señal y se localizan los contactos finales como cruces azules representados como los puntos máximos de esta señal. Por otro lado, se pueden identificar los segmentos donde ocurren las principales fases de la marcha en cada pierna, las zonas oscuras indican las muestras donde ocurre las fases de apoyo y las zonas claras representan las fases

de balanceo. Al analizar dichas fases se pudo observar que en las secciones donde ocurre las fases de apoyo de cada pierna concurre con las fases de balanceo del pie contrario, además las fases de apoyo tienen más tiempo de duración que las fases de balanceo lo cual es correcto teóricamente ya que se espera que la fase de apoyo sea de un 60 % y la de balanceo el 40% restante.

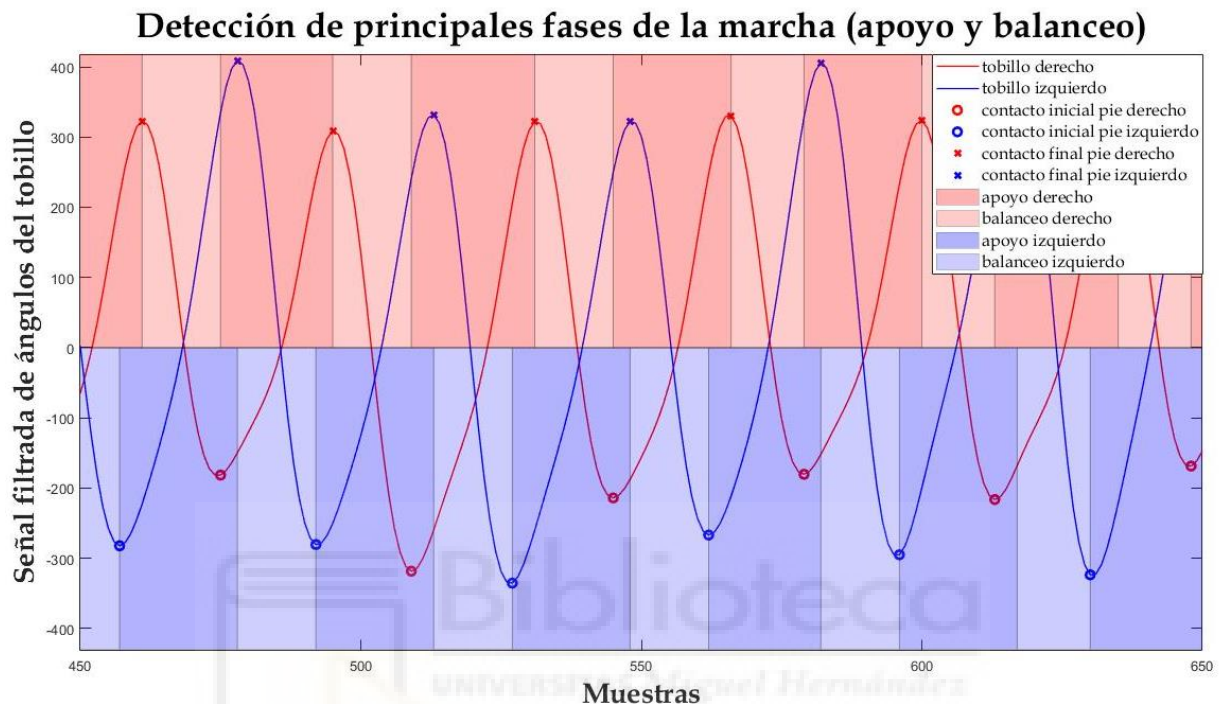


Figura 23. Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo (Set principal)

De igual manera, se corroboró el funcionamiento de este algoritmo al colocar las señales de los ángulos articulares de ambas piernas ya que en cada fase de la marcha se espera cierta forma para cada uno de ellos.

En la figura 24, se puede observar en color azul la señal que representa los ángulos de la cadera izquierda y en color rojo la señal que representa los ángulos de la cadera derecha, cuando ocurre la fase apoyo de la pierna derecha el ángulo de la cadera derecha empieza a disminuir mientras que con el ángulo de la cadera izquierda ocurre lo contrario, es decir, su ángulo comienza a incrementarse ya que se encuentra en la fase de balanceo.

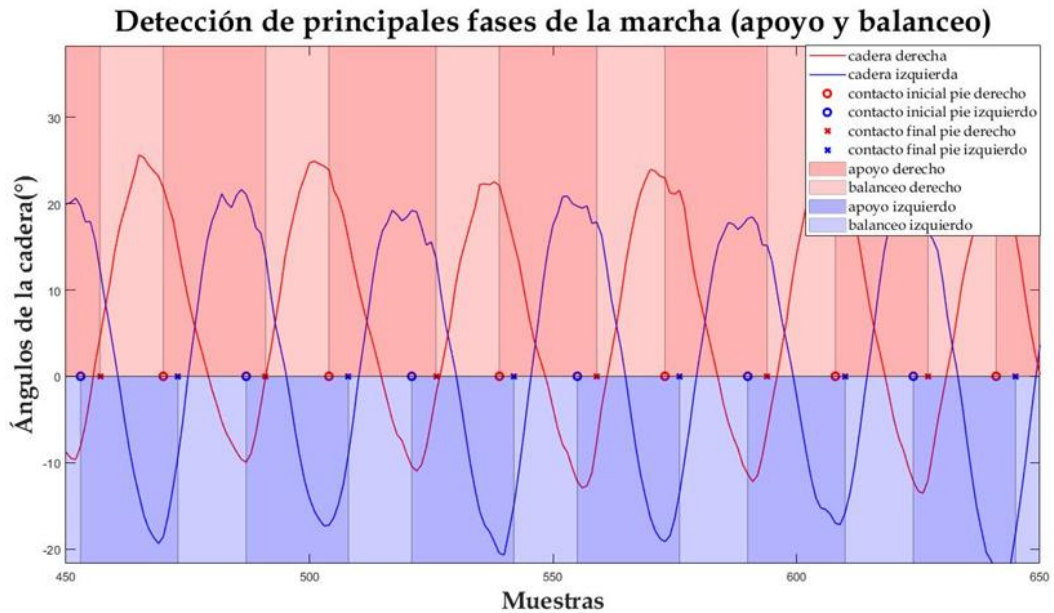


Figura 24. Representación de los ángulos de la cadera con respecto a la detección de las principales fases de la marcha.

En la figura 25, se puede observar en color azul la señal que representa los ángulos de la rodilla izquierda y en color rojo la señal que representa los ángulos de la rodilla derecha. La detección en este caso es correcta ya que la primera curva que representa la primera flexión de la rodilla coincide con la segunda curva de la otra señal que indica la segunda flexión de la rodilla contraria.

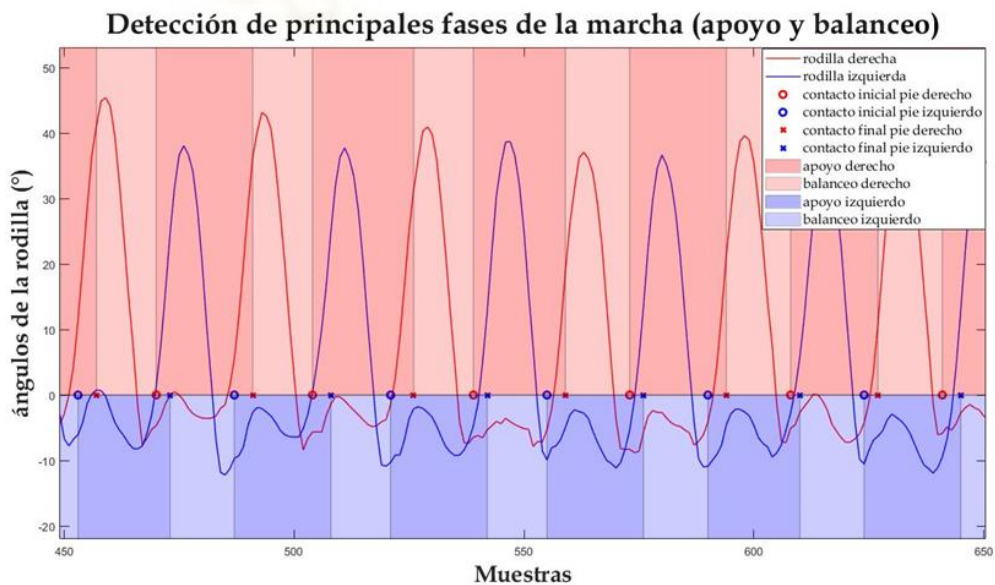


Figura 25. Representación de los ángulos de la rodilla con respecto a la detección de las principales fases de la marcha.

En la figura 26, se puede observar en color azul la señal que representa los ángulos del tobillo izquierdo y en color rojo la señal de los ángulos del tobillo derecho, se puede corroborar el funcionamiento de este algoritmo ya que durante la fase de apoyo de la pierna derecha el tobillo derecho tiene una leve elevación hasta que cae abruptamente mientras que la otra pierna está en fase de balanceo por lo que se alterna el movimiento del tobillo izquierdo, es decir, ocurre una gran elevación de su ángulo hasta que vuelve a descender.

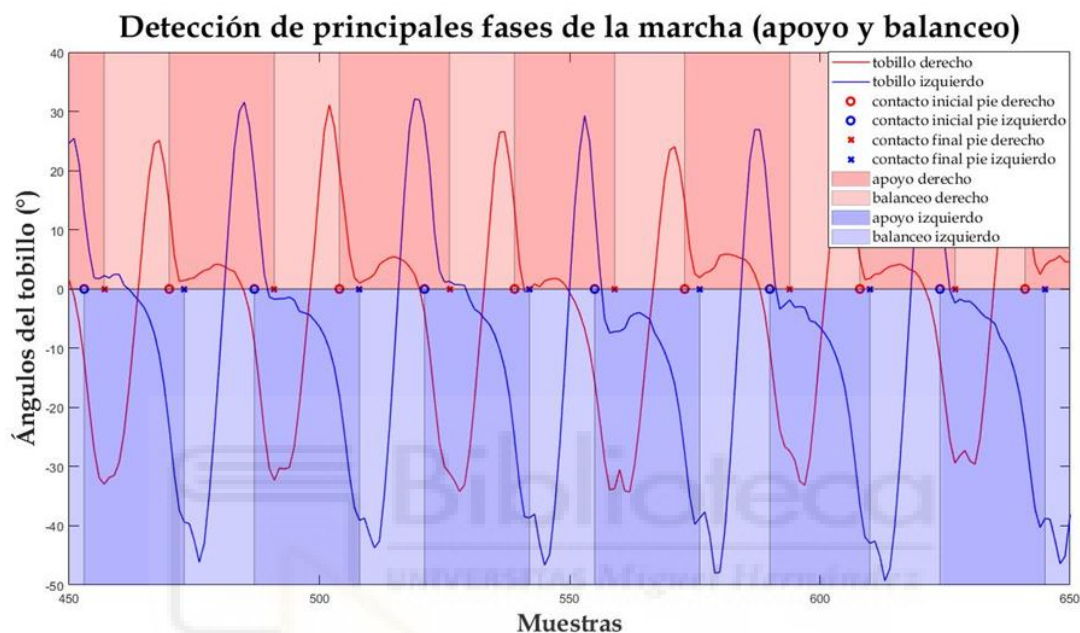


Figura 26. Representación de los ángulos del tobillo con respecto a la detección de las principales fases de la marcha.

En la tabla 1, se plasman los valores obtenidos junto con su respectiva desviación estándar de el tiempo de paso, porcentaje de tanto la fase de apoyo como la fase balanceo para ambas piernas en cuatro usuarios distintos. Como se puede observar en dicha tabla, se obtuvo un promedio diferente en los usuarios en los parámetros mencionados anteriormente, esto se debe a que cada persona tiene su propia forma de realizar su marcha, por ejemplo el usuario 4 tarda más en completar su marcha que los otros usuarios por lo que su tiempo de paso será mayor. Sin embargo, los resultados adquiridos coinciden con los valores esperados independientemente del tiempo de paso ya que el porcentaje teórico para la fase de apoyo debe ser aproximadamente de un 60% y para la fase de balanceo un 40%. Mencionar tiempo de paso.

Tabla 1. Resultados del algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo (Set principal)

Usuario	Pierna Izquierda			Pierna Derecha		
	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)
1	1.15±0.03	59.92±0.53	40.08±0.53	1.15±0.03	61.26±1.50	38.74±1.50
1	1.16±0.04	60.12±1.98	39.88±1.98	1.15±0.03	59.41±4.59	40.59±4.59
1	1.14±0.03	58.74±6.28	41.26±6.28	1.16±0.05	61.39±2.52	38.61±2.52
1	1.16±0.05	61.14±2.15	38.86±2.15	1.15±0.05	60.68±1.73	39.32±1.73
1	1.18±0.05	61.75±3.40	38.25±3.40	1.17±0.04	61.22±3.00	38.78±3.00
Promedio	1.2±0.04	60.3±2.9	39.7±2.87	1.2±0.04	60.8±2.67	39.2±2.67
2	1.15±0.03	60.80±3.25	39.20±3.25	1.16±0.05	61.07±2.77	38.93±2.77
2	1.14±0.04	60.25±2.70	39.75±2.70	1.14±0.03	58.19±3.01	41.81±3.01
2	1.16±0.04	59.58±2.34	40.42±2.34	1.17±0.05	57.05±5.00	42.95±5.00
2	1.15±0.02	61.83±2.24	38.17±2.24	1.15±0.03	58.47±3.53	41.53±3.53
2	1.13±0.03	60.04±3.56	39.96±3.56	1.14±0.03	61.20±2.35	38.80±2.35
Promedio	1.1±0.03	60.5±2.8	39.5±2.8	1.2±0.04	59.2±3.33	40.8±3.33
3	1.14±0.03	59.45±5.08	40.55±5.08	1.14±0.05	61.68±3.55	38.32±3.55
3	1.12±0.02	61.37±1.96	38.63±1.96	1.14±0.03	60.29±2.13	39.71±2.13
3	1.13±0.04	61.04±2.17	38.96±2.17	1.16±0.04	61.11±3.20	38.89±3.20
3	1.12±0.04	61.83±2.24	38.17±2.24	1.13±0.03	59.67±1.93	40.33±1.93
3	1.13±0.05	62.68±2.83	37.32±2.83	1.14±0.05	60.79±2.60	39.21±2.60
Promedio	1.1±0.04	61.3±2.86	38.7±2.86	1.1±0.04	60.7±2.68	39.3±2.68
4	1.43±0.05	59.27±3.21	40.73±3.21	1.41±0.05	60.71±2.28	39.29±2.28
4	1.47±0.06	58.25±3.38	41.75±3.38	1.49±0.05	62.50±5.60	37.50±5.60
4	1.45±0.05	60.42±2.86	39.58±2.86	1.43±0.07	61.48±2.94	37.50±2.94
4	1.40±0.07	58.05±4.65	41.95±4.65	1.38±0.05	61.89±4.22	38.11±4.22
Promedio	1.4±0.06	59.2±3.53	40.7±3.53	1.4±0.05	61.6±3.76	38.1±3.76
Promedio General	1.2±0.04	60.3±3.02	39.6±3.02	1.2±0.04	60.6±3.11	39.4±3.11

4.1.2 Uso de algoritmo que utiliza los ángulos de la rodilla para la detección de las principales fases de la marcha

En la figura 27 se muestra una sección del resultado gráfico que indica la detección de las fases de apoyo y balanceo en un registro de este set. En color rojo se visualiza la señal filtrada de los ángulos de la rodilla derecha en la cual se pueden localizar los contactos iniciales del pie derecho representados como círculos rojos, de la misma manera se pueden establecer los contactos finales indicados como cruces rojas que coinciden con los puntos máximos de dicha señal. Por otro lado, en color azul se observa la señal filtrada de los ángulos del tobillo izquierdo para detectar los contactos iniciales del pie izquierdo representados como círculos azules y los contactos finales como cruces azules los cuales son los puntos máximos de esta señal. Además, se pueden ver las secciones en las que ocurren las fases de la marcha en cada pierna, los segmentos oscuros representan las

partes donde se presentan las fases de apoyo y las zonas claras corresponden a las fases de balanceo. Al examinar la presencia de estas fases a lo largo de la marcha del usuario se pudo identificar que en las partes donde suceden las fases de apoyo de cada pierna coincide con las fases de balanceo del pie contrario, asimismo las fases de apoyo cuentan con una duración de tiempo mayor que las fases de balanceo, esto indica que el algoritmo cumple con lo deseado ya que se espera que la fase de apoyo sea de un 60 % y la de balanceo el 40% sobrante.

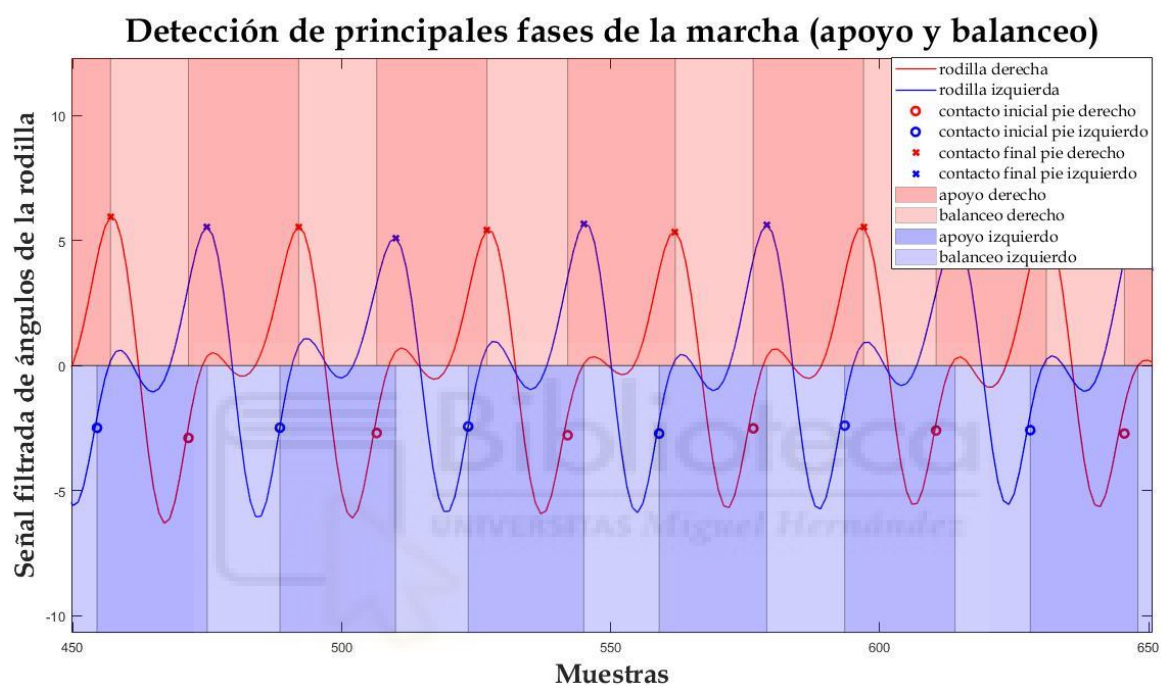


Figura 27. Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos de la rodilla (Set principal)

En la figura 28, se puede observar lo mismo que en la figura anterior solo que en vez de proyectar la señal filtrada de los ángulos de la rodilla ahora se presentan los ángulos de la cadera en ambas piernas para corroborar el funcionamiento del algoritmo ya que se esperan distintos resultados para cada ángulo, es decir, en este caso cuando la pierna derecha se encuentra en su fase de apoyo el ángulo de la cadera derecha empieza a descender mientras que sucede lo contrario con la pierna izquierda ya que está en su fase de balanceo por lo que el ángulo de la cadera izquierda va a ir en ascenso. El ángulo de la cadera derecha está indicado en color rojo, en cambio el ángulo de la cadera izquierda es la señal en color azul.

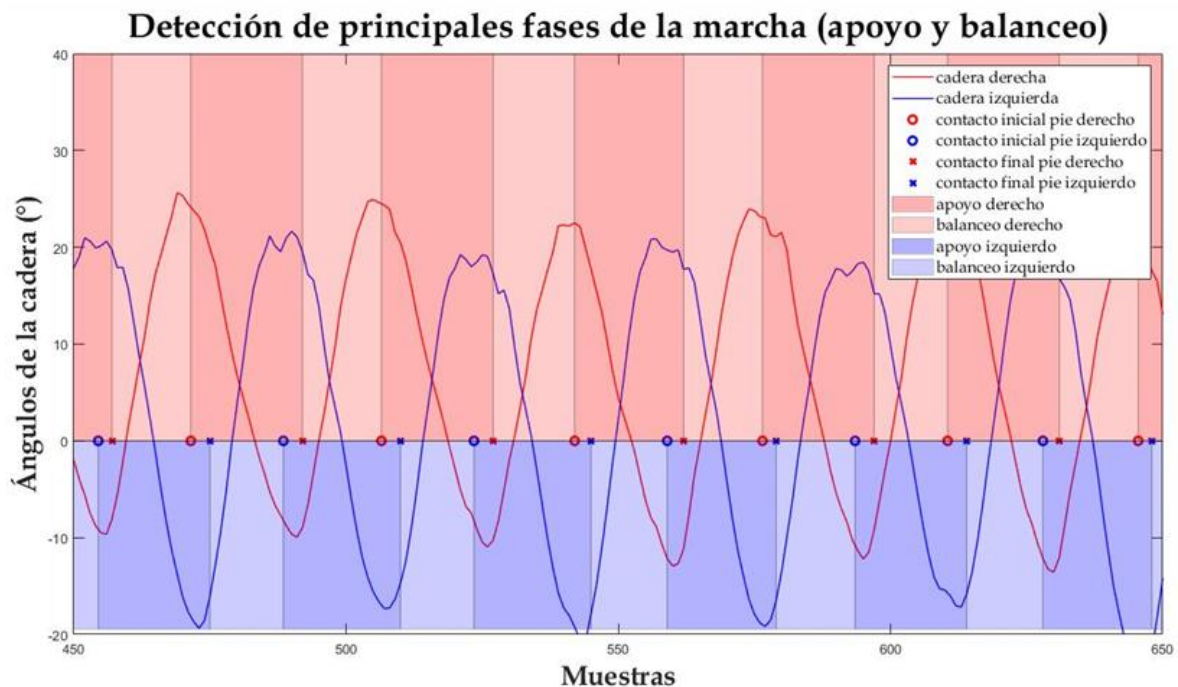


Figura 28. Representación de los ángulos de la cadera con respecto a la detección de las principales fases de la marcha mediante los ángulos de la rodilla.

Por otra parte, en la figura 29 se corroboró el funcionamiento del algoritmo al analizar si el comportamiento de los ángulos de la rodilla eran los adecuados mientras sucedían las distintas fases de la marcha del usuario mientras realizaba su marcha, en este caso el procesamiento realizado en el algoritmo es correcto ya que en la fase de apoyo se espera encontrar una primera curva de flexión al igual que una parte de la segunda curva pero solo el incremento de ésta, en la fase de balanceo sucede lo esperado ya que continúa con la segunda curva de flexión, es decir, termina con el resto del incremento hasta que vuelve a descender abruptamente para finalizar el ciclo de la marcha. Además se puede observar que cuando ocurre la primera curva en un ángulo al mismo tiempo se presenta la segunda curva del ángulo contrario.

Detección de principales fases de la marcha (apoyo y balanceo)

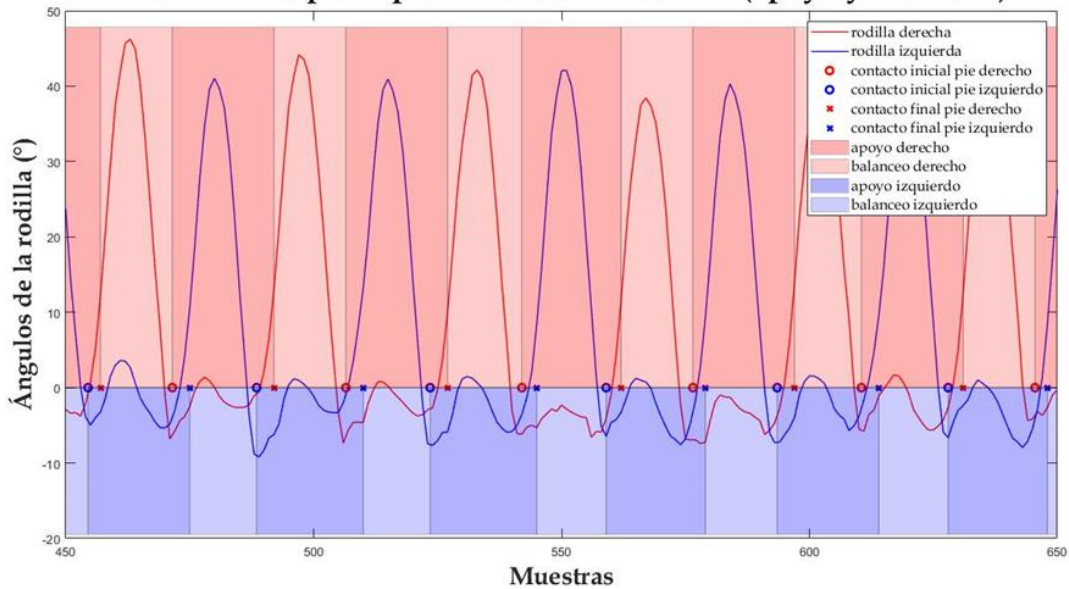


Figura 29. Representación de los ángulos de la rodilla con respecto a la detección de las principales fases de la marcha mediante los ángulos de la rodilla.

En la figura 30 se puede ver en color rojo los ángulos obtenidos del tobillo derecho y en color azul los del tobillo izquierdo, en este caso ambos ángulos son correctos ya que en la fase de apoyo de la pierna derecha se espera un leve incremento en el ángulo del tobillo derecho hasta que empieza a descender mientras que en la pierna contraria se encuentra en la fase de balanceo por lo que el ángulo del tobillo izquierdo empieza a incrementarse en ese instante.

Detección de principales fases de la marcha (apoyo y balanceo)

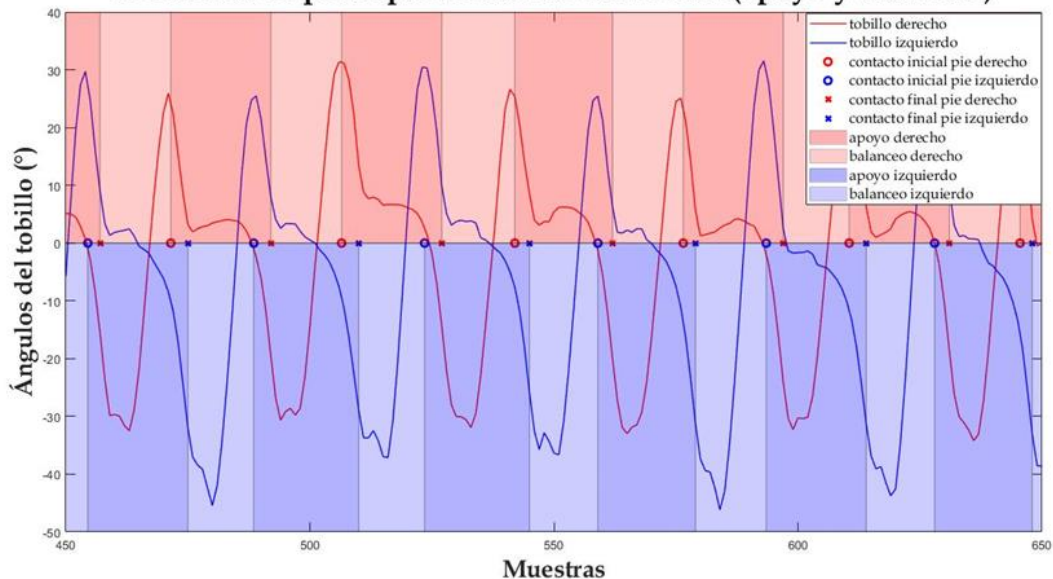


Figura 30. Representación de los ángulos del tobillo con respecto a la detección de las principales fases de la marcha mediante los ángulos de la rodilla.

En la tabla 2, se plasman los parámetros obtenidos, junto con su respectiva desviación estándar, de el tiempo de paso, porcentaje calculado en la fase de apoyo y la fase balanceo para ambas piernas en cuatro usuarios. Como se puede observar en esta tabla, se obtuvo un promedio de 5 registros por usuario en los parámetros mencionados los cuales fueron diferentes entre sí ya que cada persona tiene su manera de realizar su marcha, por ejemplo el usuario 3 realiza una marcha más rápida que el resto de los usuarios y con el usuario 4 sucede lo contrario. Sin embargo, los resultados coinciden con los valores esperados independientemente del tiempo de paso ya que el porcentaje establecido para la fase de apoyo debe ser de un 60% y para la fase de balanceo un 40%.

Tabla 2. Resultados del algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos de la rodilla(Set principal)

Usuario	Pierna Izquierda			Pierna Derecha		
	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)
1	1.19±0.07	60.52±1.5	39.48±1.5	1.19±0.07	58.69±1.54	41.31±1.54
1	1.15±0.05	60.28±0.98	39.77±0.98	1.14±0.06	57.88±3.55	42.12±3.55
1	1.14±0.06	60.66±3.88	39.34±3.88	1.16±0.04	59.71±1.19	40.29±1.19
1	1.15±0.05	60.01±1.83	39.99±1.83	1.16±0.04	59.48±0.89	40.52±0.89
1	1.15±0.03	61.59±1.02	38.41±1.02	1.15±0.04	58.77±1.30	41.23±1.30
Promedio	1.2±0.05	60.6±1.8	39.4±1.8	1.2±0.05	58.9±1.7	41.1±1.7
2	1.16±0.04	61.76±3.40	38.24±3.40	1.15±0.04	58.64±1.81	41.36±1.81
2	1.18±0.05	61.17±4.93	38.83±4.93	1.18±0.04	59.63±2.63	40.37±2.63
2	1.18±0.04	61.87±1.56	38.13±1.56	1.17±0.03	60.61±3.09	39.39±3.09
2	1.17±0.02	60.74±0.95	39.26±0.95	1.17±0.03	60.95±1.02	39.05±1.02
2	1.17±0.03	59.94±0.83	40.06±0.83	1.16±0.04	60.16±2.41	39.84±2.41
Promedio	1.2±0.05	61.1±2.3	38.9±2.3	1.2±0.04	60.0±2.2	40.0±2.2
3	1.10±0.01	60.28±1.17	39.72±1.17	1.10±0.02	59.00±1.21	41.00±1.21
3	1.11±0.02	60.86±2.49	39.14±2.49	1.10±0.02	58.78±1.29	41.22±1.29
3	1.09±0.03	60.57±2.63	39.43±2.63	1.11±0.04	61.72±4.03	38.28±4.03
3	1.11±0.02	60.99±0.67	39.01±0.67	1.10±0.03	60.25±2.21	39.75±2.21
3	1.11±0.02	60.89±0.74	39.11±0.74	1.12±0.03	61.15±1.21	38.85±1.21
Promedio	1.1±0.03	60.8±1.9	39.2±1.9	1.1±0.03	60.2±2.1	39.8±2.1
4	1.47±0.02	61.77±1.32	38.23±1.32	1.47±0.03	60.40±0.78	39.60±0.78
4	1.49±0.03	61.29±1.82	38.71±1.82	1.48±0.03	59.43±1.53	40.57±1.53
4	1.50±0.05	61.43±1.65	38.57±1.65	1.49±0.05	59.36±2.23	40.64±2.23
4	1.47±0.03	61.75±2.07	38.25±2.07	1.47±0.03	59.45±1.39	40.55±1.39
Promedio	1.5±0.03	61.6±1.4	38.4±1.4	1.5±0.3	59.7±1.8	40.3±1.8
Promedio General	1.2±0.03	61.0±1.4	39.0±1.4	1.2±0.03	59.7±1.8	40.3±1.8

4.1.3 Discusión sobre los algoritmos de detección de las principales fases de la marcha mediante los ángulos articulares

Los resultados descritos en la sección 4.1.1 y 4.1.2 indican que la detección de los contactos iniciales y contactos finales en ambos algoritmos es correcta debido a que el promedio general de los parámetros obtenidos son los esperados, es decir, se obtuvo un porcentaje aproximado al 60% en la fase de apoyo y un 40% en la fase de balanceo. Además de manera gráfica se pudo comprobar que las fases de apoyo y balanceo se contraponen a las fases del otro pie, es decir, cuando se detecta la fase de apoyo del pie derecho al mismo tiempo ocurre la fase de balanceo del pie izquierdo y posteriormente cuando el pie derecho inicia con la fase de balanceo asimismo el pie izquierdo inicia con su fase de apoyo. Sin embargo el algoritmo más práctico es el que utiliza la señal filtrada de los ángulos del tobillo debido a que solo se deben de localizar dos puntos clave, como se mencionó anteriormente, los puntos mínimos de la señal corresponden a los contactos iniciales y los puntos máximos a los contactos finales, en cambio con el algoritmo que utiliza la señal filtrada de los ángulos de la rodilla se deben de obtener tres puntos claves y en algunos casos se detectaron muestras erróneas lo que ocasiona que en las secciones restantes de la marcha del usuario no se detecten adecuadamente las principales fases de la marcha.

4.2 Evaluación de la detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en otros sets

En este apartado se mostrarán los resultados obtenidos tanto de manera gráfica como cuantitativa del tiempo de paso, porcentaje de las principales fases de la marcha con su respectiva desviación estándar en cada pierna del usuario mientras está realizando su ciclo de la marcha. Se evaluará el algoritmo que utiliza la señal filtrada de los ángulos del tobillo ya que, como se comentó en la sección pasada, ha sido el más práctico de ejecutar en comparación con el que utiliza la señal filtrada de los ángulos de la rodilla. Los sets con los que se va a evaluar este algoritmo son los explicados en la sección 3.1 del apartado de metodología en los que el usuario realiza su marcha en distintas condiciones. En el set A el usuario inicia su ciclo de la marcha en la cinta de una caminadora a 4 km/h, después la

velocidad va a disminuir a 3 km/h mientras el usuario sigue caminando y finalmente vuelve a disminuir la velocidad a 2 km/h. En el set B, el usuario realiza su marcha en la caminadora pero se empieza a detener ante la aparición de un obstáculo que está representado en forma de láser, una vez que desaparece ese obstáculo se reanuda la marcha y así sucesivamente.

4.2.1 Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos en el set A

En este set se tuvo que realizar un análisis espectral de los ángulos del tobillo ya que se buscan componentes más significativos en la magnitud espectral del registro, por esta razón se decidió hacer un cambio en la frecuencia de corte en el filtro Butterworth pasa-bajas que utiliza este algoritmo.

En la figura 30, se observa el análisis espectral cuando el usuario realiza su marcha en un inicio a 4 km/h por lo que se mantiene la frecuencia de corte a 1.8 Hz para este caso.

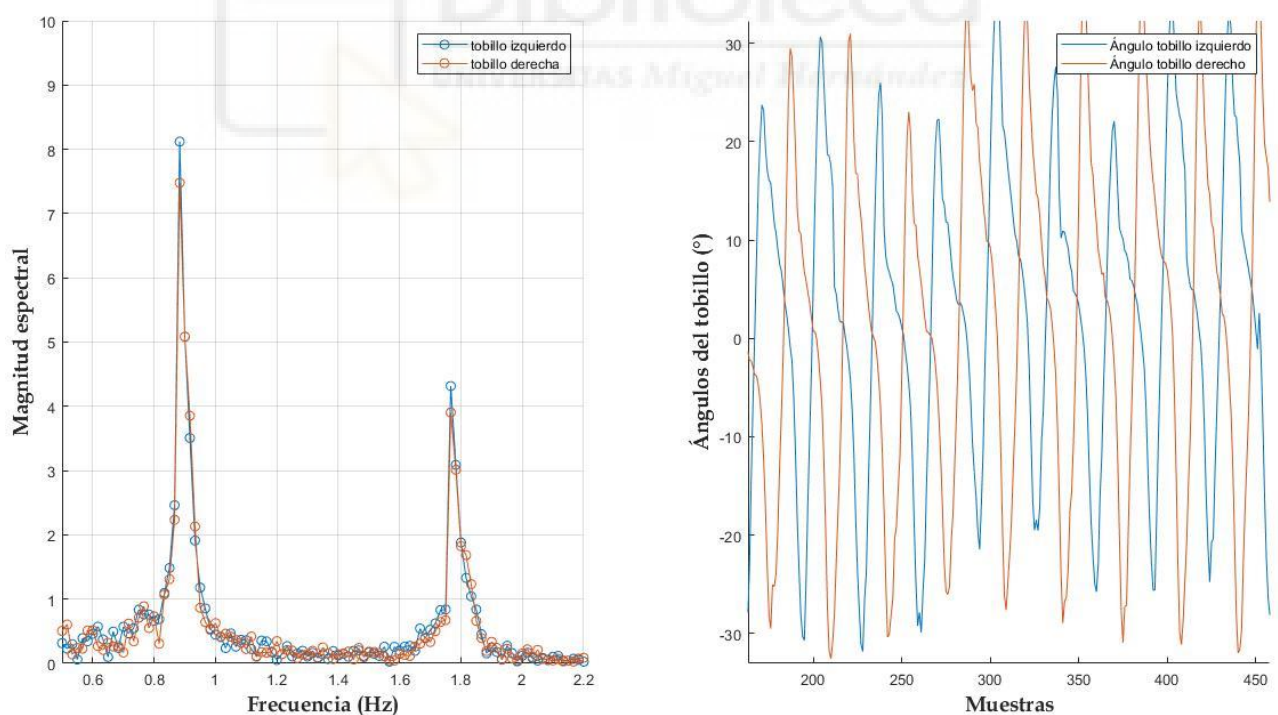


Figura 29. Espectro de frecuencia de set A mientras el usuario realiza su marcha en cinta a 4 km/h junto con ángulos del tobillo.

En la figura 31, se muestra de manera gráfica la detección de las principales fases de la marcha en el set A cuando el usuario se encuentra en movimiento en la

cinta de una caminadora. En color azul se muestra la señal filtrada del ángulo tobillo izquierdo, mediante la cual se localizan los contactos iniciales y finales que realiza la pierna izquierda, los puntos máximos representados con cruces azules son los contactos finales y los puntos mínimos indicados como círculos azules son las muestras donde ocurren los contactos iniciales de dicha señal. De igual forma, la señal filtrada del ángulo del tobillo derecho es la representada en color rojo, por medio de esta señal se pueden detectar los contactos iniciales, indicados como círculos rojos, y los contactos finales, localizados como cruces rojas. Además, se pueden observar los segmentos donde ocurren ambas fases de la marcha en cada pierna, las zonas oscuras indican las secciones de las fases de apoyo y las zonas claras las fases de balanceo. Al analizar el comportamiento en dichas fases se pudo obtener que en las secciones donde suceden las fases de apoyo de cada pierna coincide con las fases de balanceo del pie contrario, además las fases de apoyo contienen un tiempo de duración mayor que las fases de balanceo, esto es lo que espera obtener debido a que la fase de apoyo refleja un 60 % del ciclo de la marcha y la de balanceo el otro 40%.

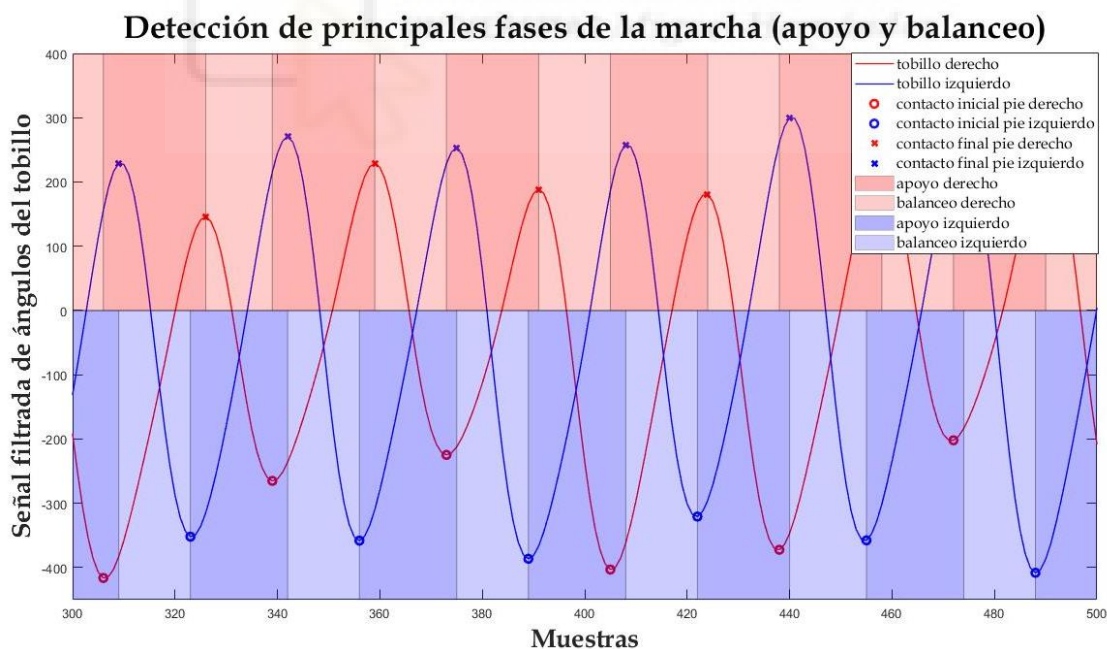


Figura 31. Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en el set A cuando el usuario realiza su marcha en cinta a 4 km/h

Después se volvió a realizar un análisis espectral cuando el usuario realiza su marcha en un inicio a 4 km/h, se muestra en la figura 32, por lo que se tuvo que

cambiar la frecuencia de corte a 1.5 Hz para mantener únicamente los componentes significativos de los ángulos del tobillo.

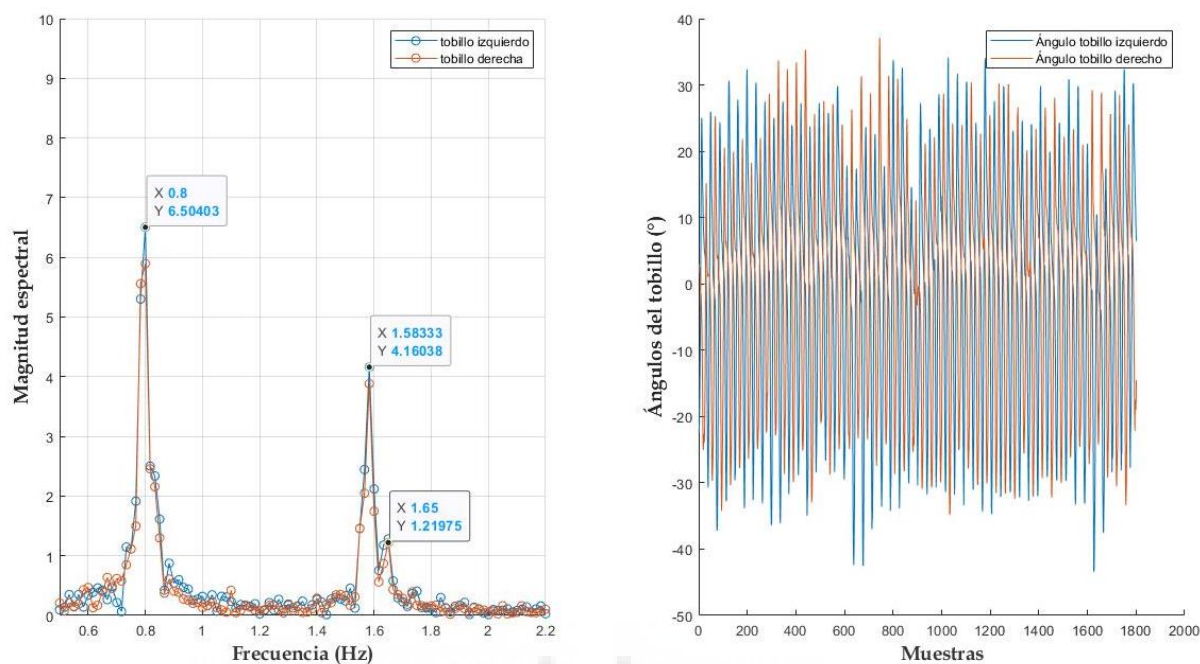


Figura 32. Espectro de frecuencia de set A mientras el usuario realiza su marcha en cinta a 3 km/h junto con ángulos del tobillo.

En la figura 33, se vuelve a mostrar de manera gráfica la detección de las principales fases de la marcha en el set A cuando el usuario se encuentra en movimiento en la cinta de una caminadora a 3 km/h. En color azul se muestra la señal filtrada del ángulo tobillo izquierdo, también se ubican los contactos iniciales y finales del miembro inferior izquierdo, los puntos máximos representados gráficamente como cruces azules son los contactos finales y los puntos mínimos en círculos azules son las muestras donde ocurren los contactos iniciales de la señal mencionada. Asimismo, la señal filtrada del ángulo del tobillo derecho está en color rojo, se lograron detectar los contactos iniciales, indicados como círculos rojos, y los contactos finales, localizados como cruces rojas. Además, se pueden observar los segmentos en los que se presentan ambas fases del ciclo de la marcha para cada pierna, las zonas oscuras indican las secciones de las fases de apoyo y las zonas claras las fases de balanceo. Al analizar el comportamiento se puede deducir que el resultado fue exitoso ya que en los segmentos del registro donde suceden las fases de apoyo de cada pierna concurre con las fases de balanceo del

pie contrario y se mantienen los porcentajes teóricos de las principales fases de la marcha en ambas piernas.

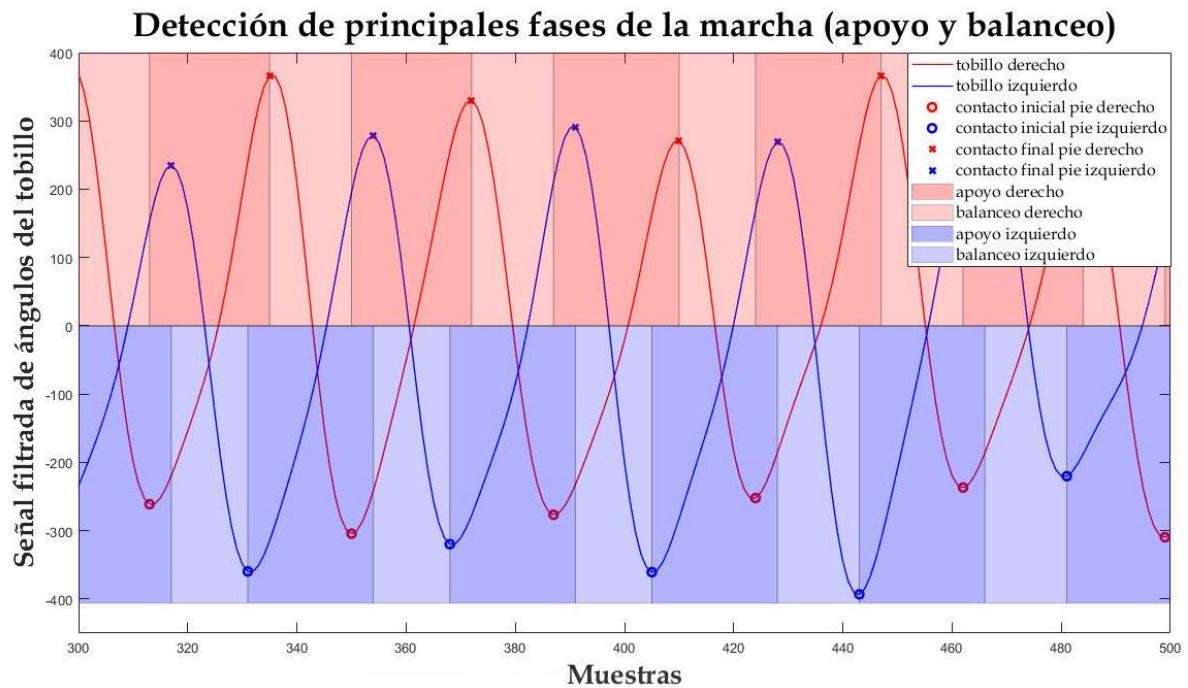


Figura 33. Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en el set A cuando el usuario realiza su marcha en cinta a 3 km/h

Finalmente, en la figura 34 se muestra el análisis espectral de los ángulos del tobillo un registro del set A donde el usuario se encuentra en marcha cuando la velocidad de la caminadora es de 2 km/h, en este caso se volvió a cambiar la frecuencia de corte a 1.2 Hz para mantener solamente los componentes espectrales importantes de los ángulos de ambos tobillos.

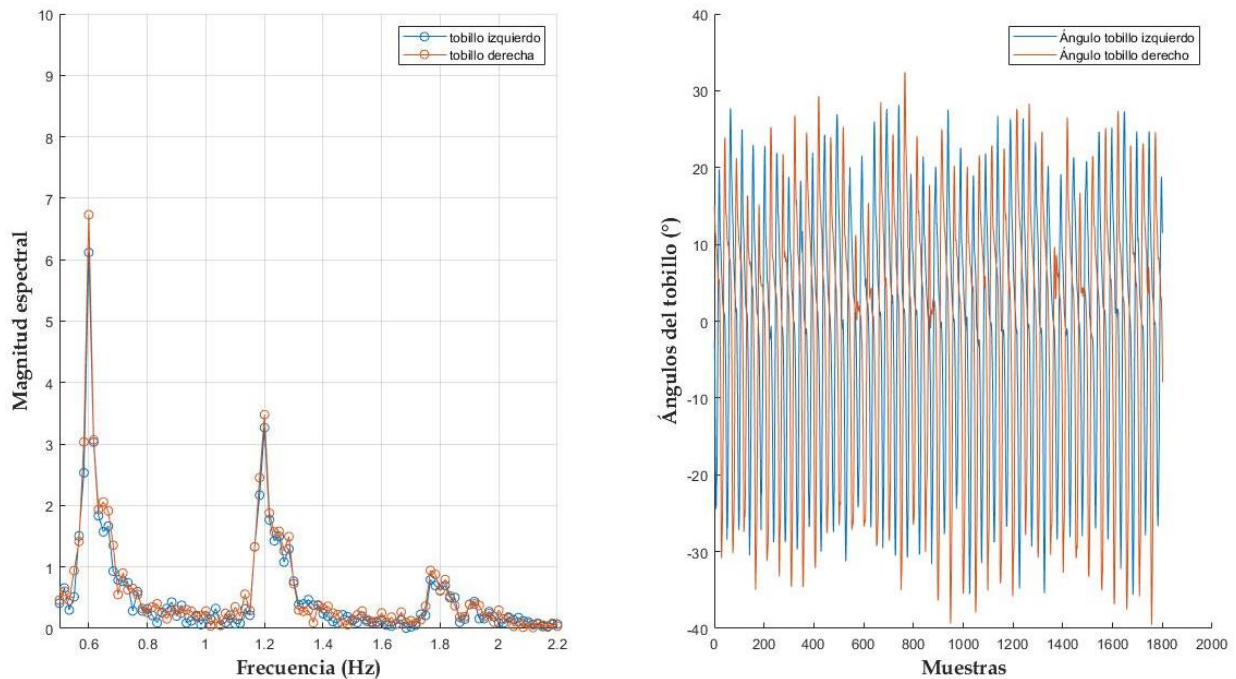


Figura 34. Espectro de frecuencia de set A mientras el usuario realiza su marcha en cinta a 2 km/h junto con ángulos del tobillo.

En la figura 35, se muestra de manera gráfica la detección de las principales fases de la marcha en el set A mientras el usuario realiza su marcha en la cinta de una caminadora a 2 km/h. En color rojo se muestra la señal filtrada del ángulo tobillo derecho, también se ubican los contactos iniciales y finales de su respectiva pierna, los puntos mínimos indicados como círculos rojos son los contactos iniciales y los puntos mínimos de la misma señal vistos como cruces rojos son las muestras donde ocurren los contactos finales. De igual manera, se observa la señal filtrada del ángulo del tobillo izquierdo en color azul, se lograron detectar los contactos iniciales, localizados como círculos azules, y los contactos finales, indicados como cruces azules. Por otra parte, se pueden ver los segmentos donde ocurren las principales fases del ciclo de la marcha para cada pierna, las secciones oscuras indican las fases de apoyo y las secciones claras las fases de balanceo. Al analizar el comportamiento se puede establecer que el resultado cumple con lo esperado ya que en los segmentos donde suceden las fases de apoyo de cada pierna coincide con las fases de balanceo del pie contrario y se siguen mantienen los porcentajes teóricos de las principales fases de la marcha en ambas piernas.

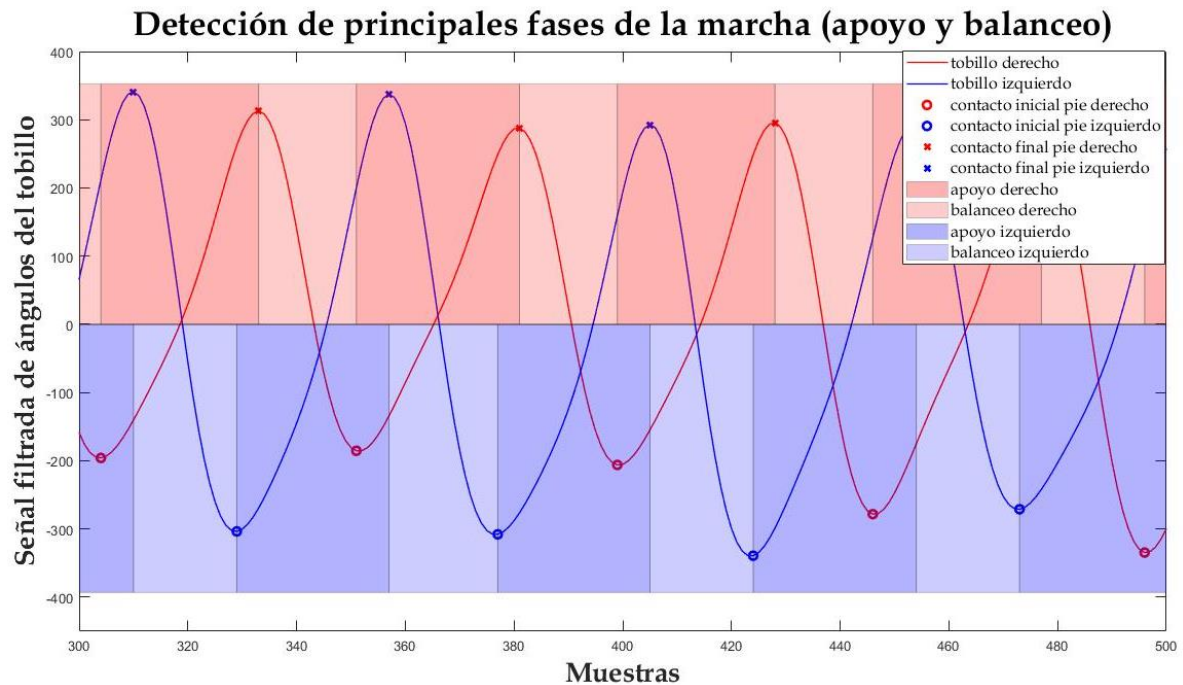


Figura 35. Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en el set A cuando el usuario realiza su marcha en cinta a 2 km/h

En la Tabla 3, se presentan los resultados adquiridos en ocho registros de un solo usuario sobre los parámetros del ciclo de la marcha para cada pierna con su desviación estándar los cuales son: tiempo de paso, porcentaje en la fase de apoyo y porcentaje en la fase de balanceo. En este set se pudieron analizar los parámetros mencionados en distintas velocidades de la cinta de la caminadora, por está razón se establece que el algoritmo funciona correctamente ante estos cambios. Por ejemplo al disminuir la velocidad de la cinta se espera que el tiempo de paso del usuario aumente lo cual ve reflejado en los resultados de esta tabla, de igual forma en las partes donde el usuario se encuentra en movimiento a una velocidad de 4 km/h se ve una menor duración del tiempo de paso. Por otro lado, se plasmaron los resultados adecuados para los porcentajes de las fases del ciclo de la marcha, sin embargo se observó que en la menor velocidad del registro (2 km/h) estos valores se acercan más a los establecidos teóricamente. Esto puede suceder debido a los cambios realizados en las frecuencias de corte para cada condición.

Tabla 3. Resultados del algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos de la rodilla(Set A)

Usuario	Velocidad (km/h)	Pierna Izquierda			Pierna Derecha		
		Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)
5	2	1.63±0.15	60.44±2.02	39.56±2.02	1.64±0.11	61.99±1.29	38.01±1.29
5	2	1.65±0.11	61.59±1.63	38.41±1.63	1.65±0.07	62.50±1.31	37.50±1.31
5	2	1.70±0.12	60.02±1.71	39.98±1.71	1.69±0.08	59.95±1.51	40.05±1.51
5	2	1.61±0.11	60.10±3.13	39.90±3.13	1.61±0.07	61.40±1.12	38.6±1.12
5	2	1.65±0.13	61.08±1.49	38.92±1.49	1.64±0.12	61.37±2.28	38.63±2.28
5	2	1.52±0.12	59.33±3.31	40.67±3.31	1.51±0.12	61.01±2.92	38.99±2.92
5	2	1.70±0.09	61.78±1.11	38.22±1.11	1.70±0.06	61.45±1.39	38.55±1.39
5	2	1.62±0.11	61.17±1.85	38.83±1.85	1.63±0.07	61.97±1.35	38.03±1.35
Promedio		1.6±0.12	60.7±2.0	39.3±2.0	1.6±0.09	61.5±1.6	38.5±1.6
5	3	1.26±0.05	60.56±1.64	39.44±1.64	1.26±0.04	61.43±1.39	38.57±1.39
5	3	1.40±0.06	60.76±1.37	39.24±1.37	1.39±0.07	60.73±2.17	39.27±2.17
5	3	1.38±0.05	61.08±1.36	38.92±1.36	1.37±0.06	60.10±2.12	39.90±2.12
5	3	1.37±0.07	60.34±1.44	39.66±1.44	1.37±0.08	60.19±2.01	39.81±2.01
5	3	1.40±0.04	60.54±1.40	39.46±1.40	1.40±0.05	60.39±2.39	39.61±2.39
5	3	1.33±0.13	59.43±2.99	40.57±2.99	1.34±0.10	60.56±2.09	39.44±2.09
5	3	1.35±0.04	60.65±1.27	39.35±1.27	1.34±0.05	59.93±2.12	40.07±2.12
5	3	1.37±0.03	60.69±1.49	39.31±1.49	1.37±0.02	60.83±1.31	39.17±1.31
Promedio		1.4±0.06	60.5±1.6	39.5±1.6	1.4±0.06	60.5±2.0	39.5±2.0
5	4	1.12±0.03	57.73±1.89	42.27±1.89	1.12±0.04	58.25±1.66	41.75±1.66
5	4	1.20±0.03	60.66±1.20	39.34±1.20	1.20±0.04	60.55±1.50	39.45±1.50
5	4	1.17±0.02	60.38±1.32	39.62±1.32	1.17±0.03	60.26±1.21	39.74±1.21
5	4	1.22±0.02	61.02±1.34	38.98±1.34	1.22±0.03	60.97±1.55	39.03±1.55
5	4	1.19±0.03	60.86±1.34	39.14±1.34	1.19±0.03	60.18±1.72	39.82±1.72
5	4	1.21±0.04	60.65±1.79	39.35±1.79	1.21±0.05	60.69±1.50	39.31±1.50
5	4	1.19±0.04	60.03±1.14	39.97±1.14	1.20±0.03	59.41±1.31	40.59±1.31
5	4	1.23±0.05	60.32±1.62	39.68±1.62	1.24±0.04	60.70±1.29	39.30±1.29
Promedio		1.2±0.03	60.2±1.5	39.8±1.5	1.2±0.03	60.1±1.5	39.9±1.5
Promedio General		1.4±0.07	60.5±1.7	39.5±1.7	1.4±0.06	60.7±1.7	39.3±1.7

4.2.2 Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en el set B

Como se observa en la figura 36, se realizó un análisis espectral para determinar los componentes más notorios de la magnitud espectral de los ángulos del tobillo obtenidos del registro seleccionado, debido a esto se cambió la frecuencia de corte a utilizar en el filtro Butterworth pasa-bajas que utiliza este algoritmo.

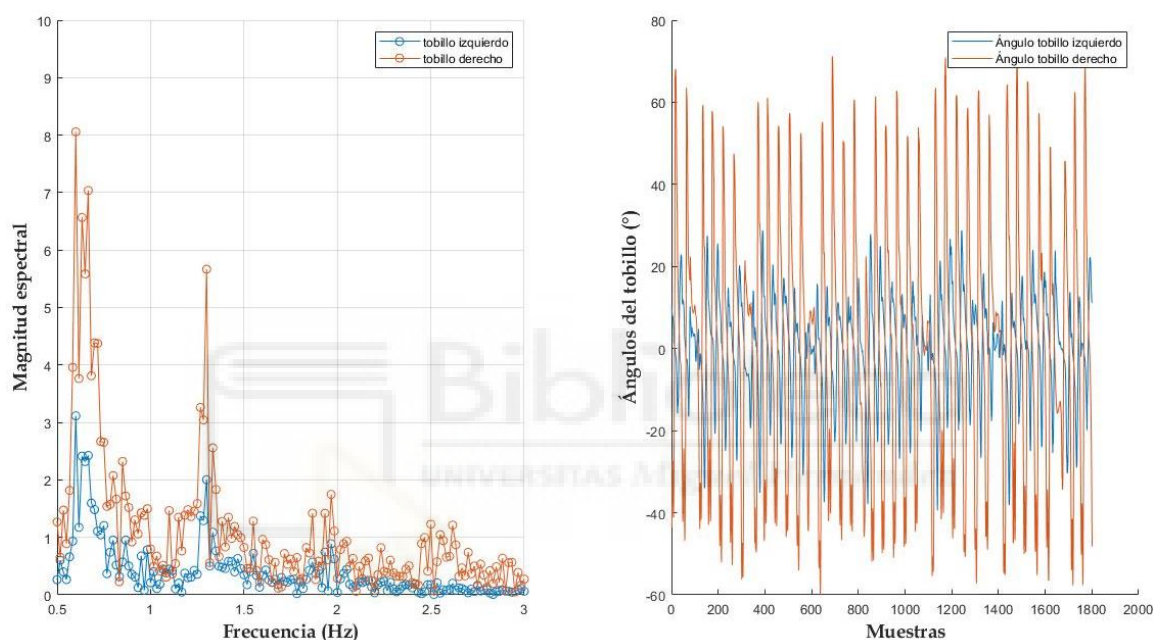


Figura 36. Espectro de frecuencia de set B junto con ángulos del tobillo.

En la figura 37, se muestra una gráfica acerca de la detección de las principales fases de la marcha en el set B mientras el usuario realiza su marcha hasta que se detiene por la presencia de un obstáculo. En color rojo se muestra la señal procesada del ángulo del tobillo derecho, además se localizan los contactos iniciales y finales de la pierna derecha, los contactos iniciales son los puntos mínimos indicados como círculos azules y los puntos mínimos de la misma señal vistos como cruces azules es donde se presentan los contactos finales. Por otro lado, se ve la señal procesada del ángulo del tobillo izquierdo en color azul, se pudieron obtener los contactos iniciales, ubicados como círculos azules, y los contactos finales, localizados como cruces azules. Además se puede ver una línea

vertical de color magenta que representa el instante en el que aparece el obstáculo. De igual forma, se pueden ver las secciones en las que ocurre cada fase principal del ciclo de la marcha para ambas piernas, los segmentos oscuros indican las fases de apoyo y las claras son las fases de balanceo. Con el comportamiento observado en dichos segmentos se puede establecer que el resultado no cumple con lo esperado ya que cuando el usuario se detiene ante la presencia del obstáculo el algoritmo empieza a realizar detecciones erróneas por lo que los valores obtenidos en los porcentajes de las principales fases de la marcha son incorrectos. En la sección 4.4, se muestra en la figura 46 la detección correcta de la fase de apoyo y balanceo mediante la integración de este algoritmo con el que establece las muestras donde el usuario realiza su marcha y en las que se encuentra parado.

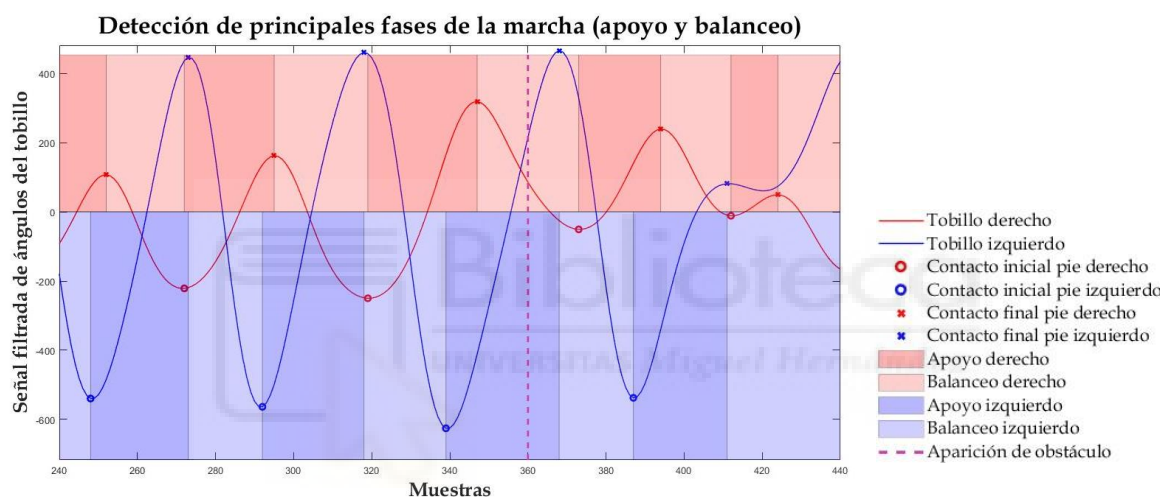


Figura 37. Detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo en el set B que ante la presencia de un obstáculo el usuario se detiene

A continuación, en la Tabla 4 se muestran los resultados obtenidos al realizar la integración entre el algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo y el código que detecta si el usuario está parado o en caminata. En este caso, al observar que los porcentajes de ambas fases coinciden con los establecidos en el marco teórico se puede determinar que la localización de los contactos iniciales y finales en ambas piernas para este set ha sido correcta. Además, el promedio del tiempo de paso de cada pierna es similar entre los registros analizados de este usuario.

Tabla 4. Resultados del algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante ángulos del tobillo junto con detección de parado-movimiento (Set B)

Usuario	Pierna Izquierda			Pierna Derecha		
	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)
1	1.52 ± 0.08	60.85 ± 1.20	39.15 ± 1.20	1.55 ± 0.11	59.42 ± 2.04	40.58 ± 2.04
1	1.51 ± 0.08	59.50 ± 2.44	40.50 ± 2.44	1.52 ± 0.08	60.15 ± 1.30	39.85 ± 1.30
1	1.52 ± 0.08	59.57 ± 0.35	40.43 ± 0.35	1.50 ± 0.06	59.55 ± 1.04	40.45 ± 1.04
1	1.50 ± 0.05	59.98 ± 1.26	40.02 ± 1.26	1.50 ± 0.07	61.11 ± 1.26	38.89 ± 1.26
1	1.50 ± 0.06	60.21 ± 1.88	39.79 ± 1.88	1.52 ± 0.07	60.74 ± 0.99	39.26 ± 0.99
1	1.53 ± 0.09	59.35 ± 1.15	41.65 ± 1.15	1.54 ± 0.08	60.52 ± 1.50	39.48 ± 1.50
1	1.51 ± 0.07	61.60 ± 0.88	38.40 ± 0.88	1.53 ± 0.08	61.03 ± 1.92	38.97 ± 1.92
1	1.49 ± 0.05	60.06 ± 0.41	39.94 ± 0.41	1.50 ± 0.06	61.35 ± 1.75	38.65 ± 1.75
Promedio General	1.5 ± 0.07	60.1 ± 1.2	39.9 ± 1.2	1.5 ± 0.08	60.5 ± 1.5	39.5 ± 1.5

4.3 Gráficas para análisis de ángulos los ángulos articulares de miembro inferior

En la figura 38, se muestran los ángulos articulares detectados en cada pierna de un usuario del set principal (set C) por medio del algoritmo de detección de las principales fases mediante ángulos del tobillo junto con su respectiva desviación estándar que se muestra en un tono azul más claro, también se puede observar una línea marcada en el 60% del ciclo de la marcha para analizar el comportamiento cada ángulo de acuerdo a la fase de la marcha en la que se encuentra. En este set, se puede indicar que los resultados adquiridos son correctos ya que de acuerdo a Yañez (2018), los ángulos del miembro inferior tienen la cadera inician la fase de apoyo con una flexión a 20-30 grados que mientras avanza la fase de apoyo disminuye hasta que entra en extensión, es decir, su ángulo se vuelve negativo y posteriormente inicia la fase de balanceo en el que este ángulo entra en un período nuevo de flexión, esto indica que el ángulo empieza a incrementarse hasta un máximo de 30 grados y se mantiene hasta que vuelve a suceder un contacto inicial. Para el ángulo de la rodilla, en el contacto inicial puede iniciar con una flexión entre 0-5 grados, tras el comienzo de la fase de apoyo la rodilla entra en una flexión cerca del 15% del ciclo de la marcha, después comienza a extenderse hasta que alcanza un punto mínimo de la flexión de 0-3% en el 40% del ciclo de marcha, una vez que se acerca la terminación de la fase de apoyo inicia la segunda curva de flexión abrupta que durante la fase de balanceo sigue aumentando hasta que se extiende y finaliza en una posición cerca de 0-3 grados. Por otra parte, en el tobillo ocurren dos movimientos, plantarflexión a la acción que

hace que incremente el ángulo entre la parte dorsal del pie y la tibia y la dorsiflexión realiza lo inverso; cuando inicia la fase de apoyo empieza el leve arco de plantarflexion, después entra en una dorsiflexión hasta que inicia empieza a disminuir abruptamente el ángulo que entra en la sección de plantarflexion hasta que llega al punto mínimo y una vez que en la fase de balanceo empieza a aumentar el ángulo hasta que llega al siguiente contacto inicial.

Por otro lado, en la figura 39 se muestran los ángulos obtenidos en el algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos de la rodilla, en este caso se siguió en mismo formato que en la figura anterior, es decir, en un tono más oscuro se muestra el promedio del ángulo entre un contacto inicial y el siguiente, en un tono más claro se identifica la desviación estándar y hay una línea vertical que indica el 60% del ciclo de la marcha o mejor conocido como el fin de la fase de apoyo. El resultado obtenido en cada ángulo para este algoritmo ha sido correcto debido a lo explicado anteriormente por Yañez (2018).

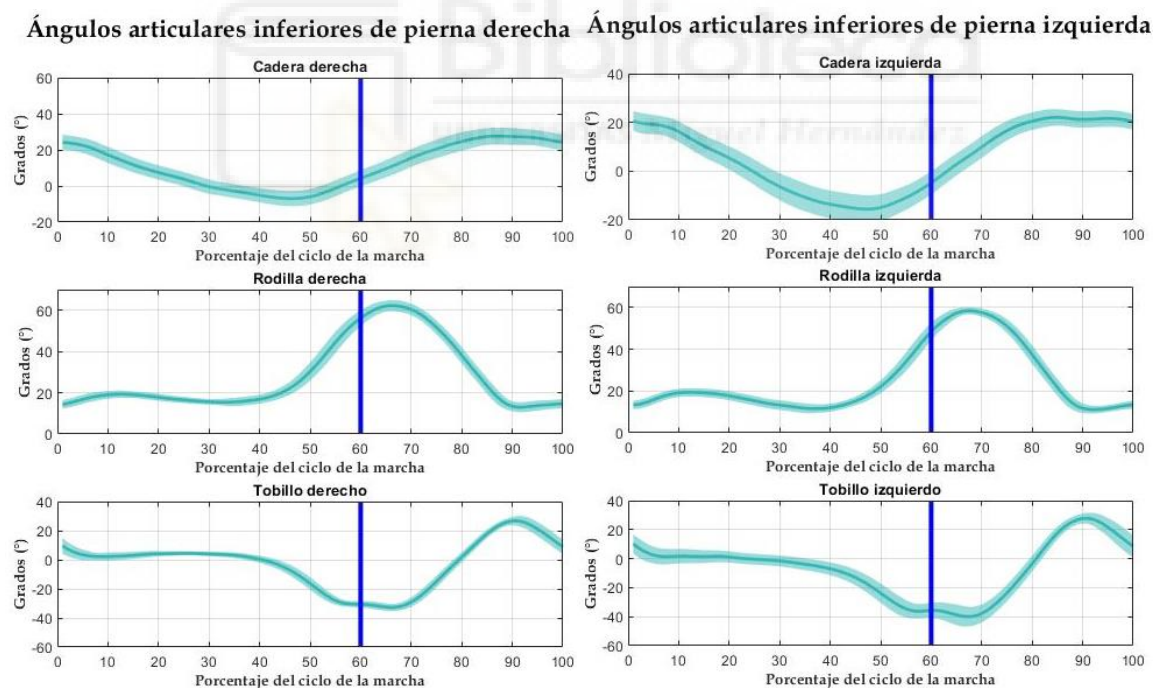


Figura 38. Ángulos detectados en cada pierna de un usuario del set principal (set C) por medio del algoritmo de detección de las principales fases mediante ángulos del tobillo

Ángulos articulares inferiores de pierna derecha Ángulos articulares inferiores de pierna izquierda

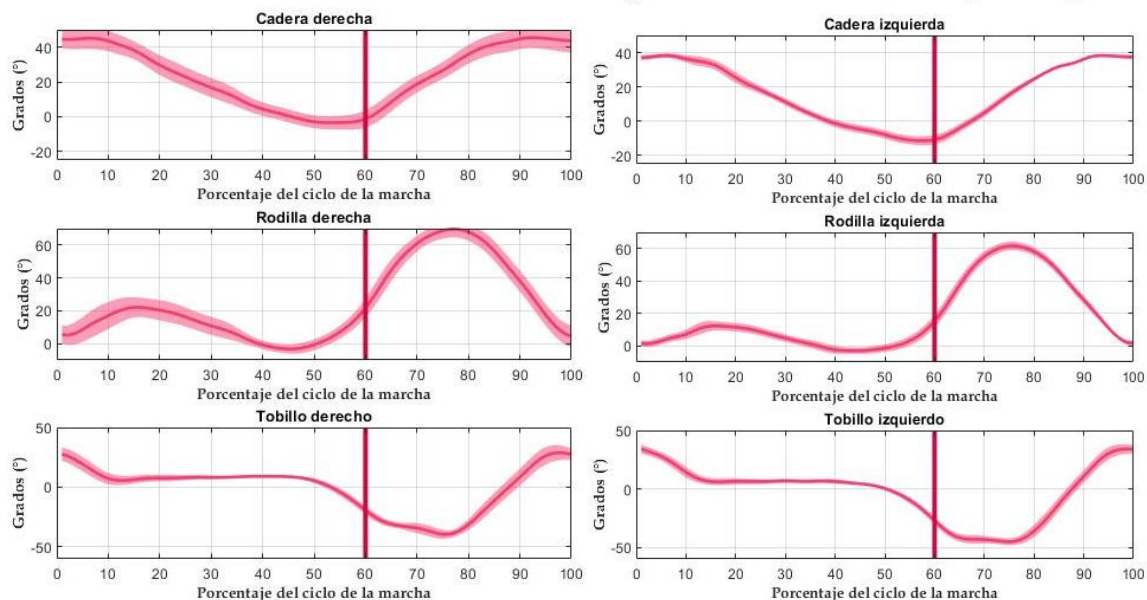


Figura 39. Ángulos detectados en cada pierna de un usuario del set principal (set C) por medio del algoritmo de detección de las principales fases mediante ángulos de la rodilla

En las figuras 40, 41 y 42, se muestran los ángulos obtenidos por un usuario del set A en el que suceden cambios de velocidades en la cinta de la caminadora, 2 km/h, 3 km/h y 4 km/h respectivamente. En este caso, de acuerdo a lo establecido por Yañez (2018) los ángulos de la cadera y el tobillo en ambas piernas conservan el comportamiento esperado, sin embargo el ángulo de la rodilla es diferente al indicado, por esta razón el algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante este ángulo no es el indicado para este set y se debe utilizar el que hace uso de los ángulos del tobillo. También se observa que mientras se incrementa la velocidad de la cinta, se incrementa la desviación estándar de los ángulos de interés.

Ángulos articulares inferiores de pierna derecha **Ángulos articulares inferiores de pierna izquierda**

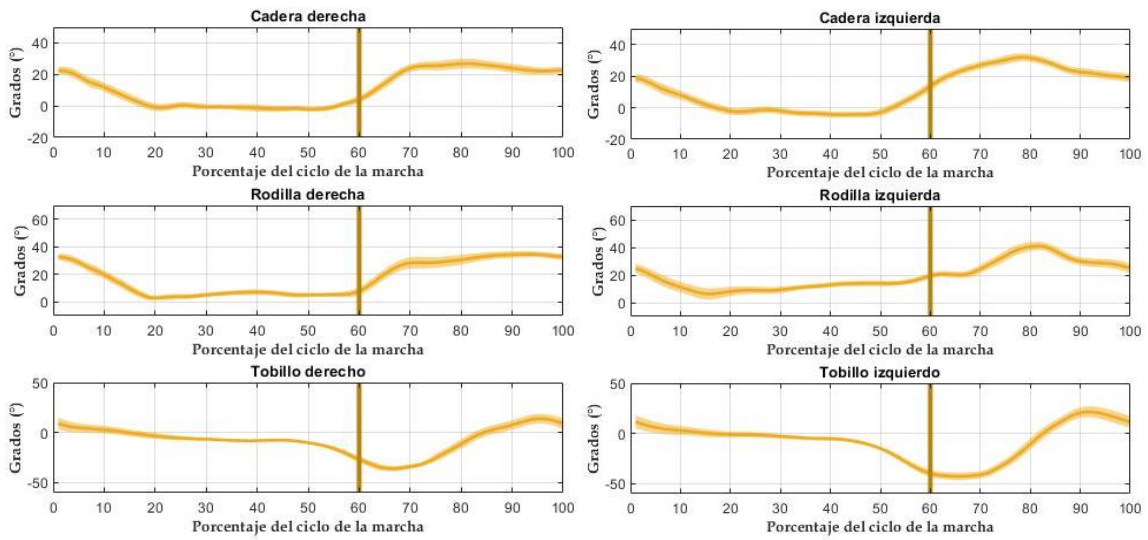


Figura 40. Ángulos detectados en las fases de la marcha en cada pierna de un usuario del set A a velocidad de 2 km/h

Ángulos articulares inferiores de pierna derecha **Ángulos articulares inferiores de pierna izquierda**

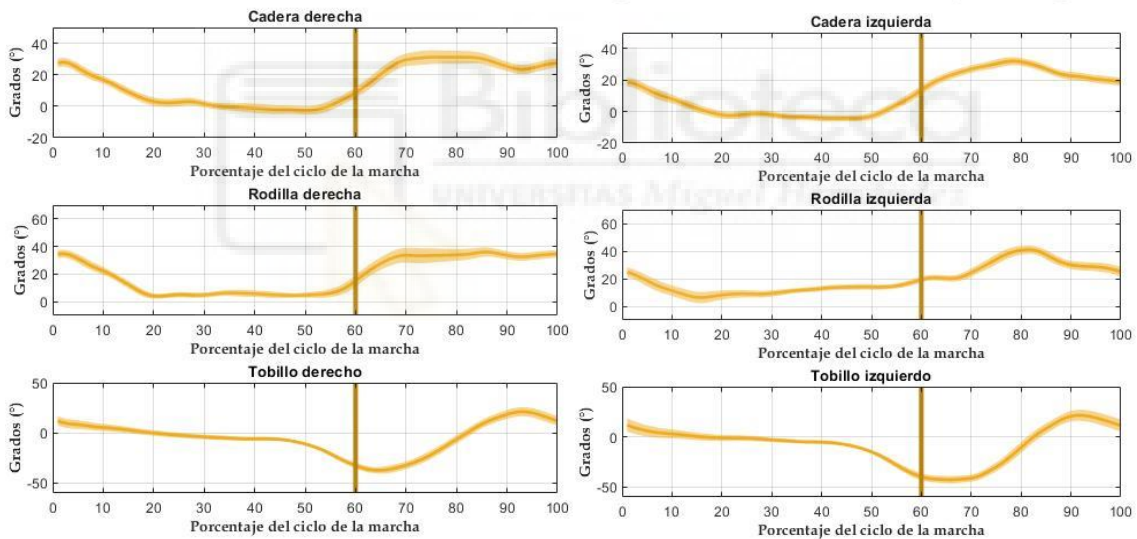


Figura 41. Ángulos detectados en las fases de la marcha en cada pierna de un usuario del set A a velocidad de 3 km/h

Ángulos articulares inferiores de pierna derecha Ángulos articulares inferiores de pierna izquierda

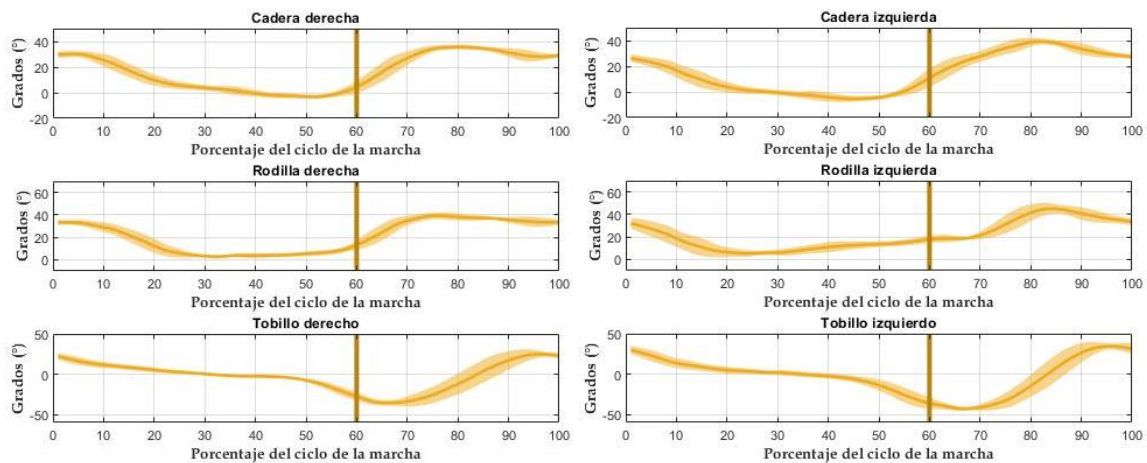


Figura 42. Ángulos detectados en las fases de la marcha en cada pierna de un usuario del set A a velocidad de 4 km/h

4.4 Integración del algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo con algoritmo de parada-movimiento

En la figura 43, se muestra el resultado del algoritmo que detecta los lapsos de parada-movimiento del usuario en forma de un vector, es decir, cuando se tiene un valor de 0 la persona se encuentra detenida y si se encuentra en movimiento tendrá un valor de 1, de esta forma se establecen las muestras donde se busca ejecutar el algoritmo de detección de principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo.

En la figura 44, se puede observar el resultado gráfico de la integración entre el algoritmo que detecta las principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo con la localización de los lapsos en los que el usuario se encuentra en movimiento. Se hizo uso de un registro del set principal ya que el usuario esperaba alrededor de 3 a 5 segundos para poder iniciar su marcha, por esta razón al principio de las muestras de la gráfica no se detecta ninguna fase de la marcha ya que la persona está parada, después el usuario comienza su caminata por lo tanto se ubican las principales fases hasta que el usuario vuelve a detenerse. En este caso, los valores de tiempo de paso, porcentajes de las fases de apoyo y balanceo junto con su desviación estándar se mantienen constantes ya que ocurre solo un lapso de la marcha del usuario.



Figura 43. Resultado de la integración de algoritmo que detecta las principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo junto con la detección de los lapsos de parada-movimiento.

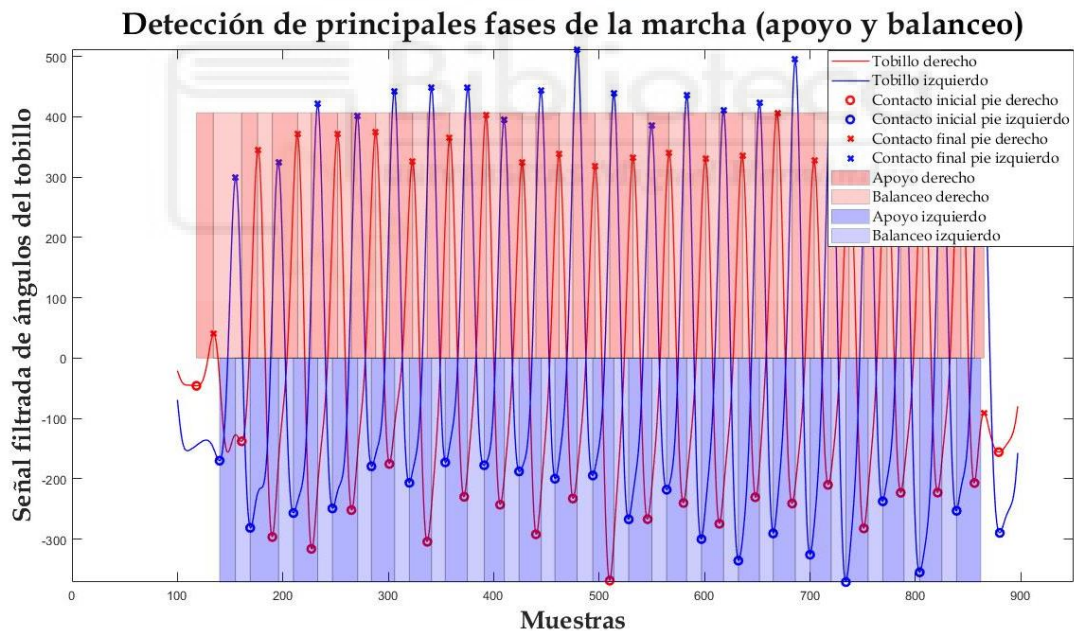


Figura 44. Resultado de la integración de algoritmo que detecta las principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo junto con la detección de los lapsos de parada-movimiento.

En la figura 45, se muestra el vector de detección de los lapsos de parada y movimiento del usuario en color verde, cuando este vector se encuentra en cero indica las muestras en las que el usuario está parado, en cambio cuando se realiza la marcha ese vector pasa a ser igual a 1. Por lo tanto, en la figura 46, se muestra el resultado de la integración de ambos algoritmos en el set B. En los registros de

este set si es necesaria la detección de los lapsos en los se lleva a cabo la marcha ya que, como se mencionó en la sección 4.2.2, si no se realiza esto, se empiezan a detectar fallos en la localización de los contactos iniciales y finales debido a los lapsos de parado del usuario ante la aparición del obstáculo.



Figura 45. Resultado de la detección de los lapsos de parado-movimiento en un registro del set B.

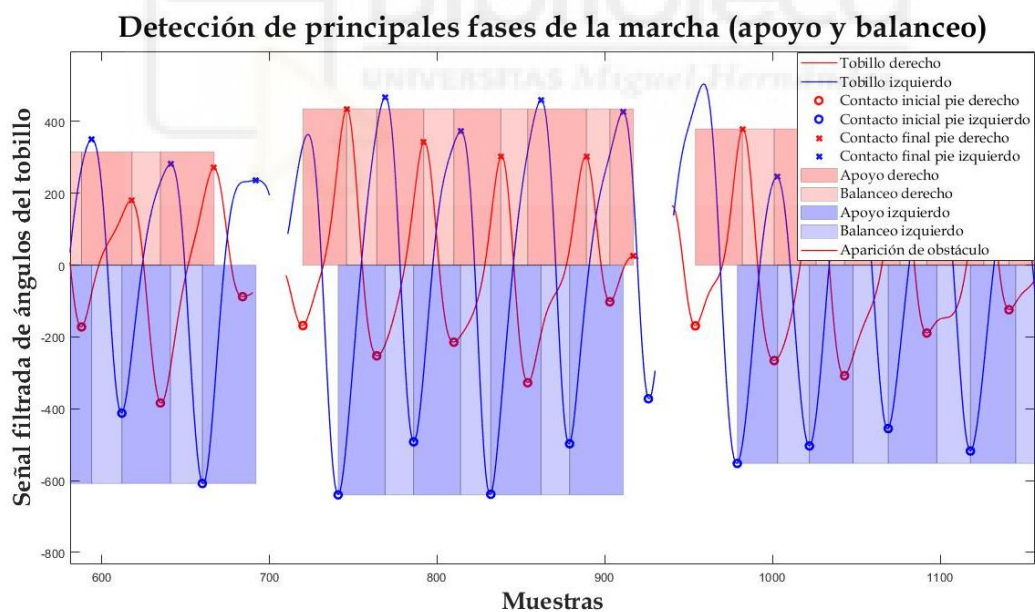


Figura 46. Resultado de la integración de algoritmo que detecta las principales fases de la marcha mediante los ángulos del tobillo junto con la detección de los lapsos de parado-movimiento.

5. CONCLUSIONES



5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5.1 Conclusiones

En este proyecto se implementaron dos algoritmos para la detección de las principales fases de la marcha, el primero utiliza los ángulos del tobillo y el segundo los ángulos de la rodilla. Aunque en el set de comprobación, el set C, ambos algoritmos funcionaron de manera correcta, para los demás sets es recomendable utilizar el algoritmo que detecta las fases mediante los ángulos del tobillo ya que, a diferencia del código que usa los ángulos de la rodilla, éste solamente detecta dos puntos, los mínimos de la señal procesada que corresponden a los contactos iniciales y los máximos que indican los contactos finales. Cabe destacar que para utilizar los registros del set B en los que el usuario realiza lapsos de parada-movimiento es necesario utilizar el algoritmo de detección detecta los segmentos en los que la persona está detenida debido a que se presentan fallos en la detección de las principales fases justo cuando el usuario deja de realizar su marcha ante la presencia de un obstáculo.

Por otra parte es importante establecer correctamente las matrices de rotación debido a que en el BMI Systems Lab se utilizó un sistema de posicionamiento diferente al recomendado por Technaid para utilizar las funciones proporcionadas por ellos mismos que sirven para calcular los ángulos de las articulaciones del miembro inferior.

5.2 Trabajos futuros

En trabajos futuros, se recomienda usar la nueva posición de las IMUs ya que se presentaron problemas para calcular los ángulos de la rodilla y cadera en los sets anteriores debido a la posición que se tenía anteriormente de estos sensores, además con las matrices de rotación establecidas para el set principal que utilizan el nuevo posicionamiento se logró detectar de mejor manera los ángulos articulares del miembro inferior y consecuentemente se realiza una mejor detección de las principales fases de la marcha ya sea con los ángulos del tobillo o de la rodilla. También se puede realizar una combinación de los contactos iniciales y finales que establecen los dos algoritmos para obtener un algoritmo que tome en

cuenta las muestras detectadas tanto en el ángulo de la rodilla como el del tobillo. Por otra parte, se puede mejorar la detección de la frecuencia de corte estableciendo un umbral ya que para cada usuario se tuvo que implementar una diferente frecuencia de corte debido a que la marcha es distinta en cada persona y en las condiciones en las que se realiza. Finalmente, al analizar los ángulos obtenidos para el set principal se pudo notar que es más sencillo ubicar las subfases del ciclo de la marcha ya sea con la localización de máximos y mínimos de la señal o al observar los cruces que puede presentarse entre ángulos, con esto se puede establecer un algoritmo más detallado de las fases de la marcha para llevar a cabo una terapia de rehabilitación más personalizada para el usuario.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cárdenas, A., Molina, A. (2021). *Detección de las fases principales de la marcha utilizando sensores inerciales de movimiento*. Universidad de Monterrey.
2. CERMI. (2021). *Derechos Humanos y Discapacidad Informe España 2020*. Recuperado de: <https://www.cermi.es/sites/default/files/docs/novedades/Informe%20Espa%C3%B1a%202020.pdf>
3. 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.
4. Giner, M. (2019). *Detección de obstáculos durante la marcha a partir de señales EEG*. Trabajo Fin de Grado, Universidad Miguel Hernández de Elche.
5. Gómez, M. (2016). *Análisis de la marcha: evaluación de un exoesqueleto aplicado a la marcha asistida*. Universidad Politécnica de Madrid. Recuperado de: <https://core.ac.uk/download/pdf/148679697.pdf>
6. INEGI. (2020). *Discapacidad*. Recuperado de: <http://www.cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
7. 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
8. López Pozo, A. D. (2021). *Interfaz gráfica para medición de ángulos de extremidades inferiores del cuerpo humano por medio de sensores inerciales*.
9. 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
10. McCamley, J. D. (2013). Gait analysis using a single wearable inertial measurement unit.
 11. Muñoa, T. (2015). *Discapacidad Motora*. UNAV. Recuperado de: <https://dadun.unav.edu/bitstream/10171/39658/1/Teresa%20Mu%C3%B1o%20a%20TFG%20Pedagog%C3%ADa.%20pdf.pdf>
 12. OMS. (2020). *Discapacidad y salud*. Recuperado el 24/05/21 de: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>
 13. Juan, J. (2021). Reconstrucción de trayectorias cinemáticas durante la marcha a partir de señales EEG. Trabajo fin de Máster, Universidad Miguel Hernández de Elche.
 14. Rodríguez, T. A., Blanco, L. S., Álvarez, J. M., Nin, A. F., Agustín, D. G., Morcigo, B. M., & Sosa, M. V. (2019). *Evaluación de la marcha utilizando unidades de medición inercial*.
 15. Sosa, D., Arias, M., Lugo, E. (2017). Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 38, 29.
 16. Technaid. (2020). *Tecnologías para investigación en rehabilitación humana*. Recuperado de <https://www.technaid.com/es/>
 17. Technaid. (2014). *MANUAL DE USUARIO Sistema de Captura de Movimiento Tech-MCS V.3.0*.
 18. Trojaniello, D., Cereatti, A., & Della Croce, U. (2014). *Accuracy, sensitivity and robustness of five different methods for the estimation of gait temporal parameters using a single inertial sensor mounted on the lower trunk*. *Gait & posture*, 40(4), 487-492. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.07.007
 19. Villa, A., Gutiérrez, E., & Pérez, J. (2008). *Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría*. *Revista Ingeniería biomédica*, 2(3), 16-26.

20. Yáñez Arias, S. A. (2018). *Estudio comparativo de sistemas de análisis de marcha basados en sensores inerciales y cámaras infrarrojas.*

