



**Facultad  
de  
Ciencias**

**ESTUDIOS BIOMECÁNICOS  
MEDIANTE DISPOSITIVOS INTELIGENTES  
Biomechanical studies using smart devices**

**Trabajo de Fin de Grado  
para acceder al  
GRADO EN FÍSICA**

**Autora: Celia Arnaiz Diestro**

**Director: Francisco Matorras Weinig  
Junio - 2023**

# Resumen

En este Trabajo de Fin de Grado se ha explorado la utilidad de los sensores del teléfono móvil para abordar la biomecánica de la marcha. Para ello se evaluaron distintas aplicaciones y se seleccionó la más flexible: Sensor Logger. Para obtener un análisis preciso de los resultados medidos se ha creado un código de Matlab para generar gráficas que representen visualmente dichos datos.

Antes de comenzar con el análisis de la marcha se llevaron a cabo una serie de experimentos sencillos en el laboratorio con el fin de familiarizarnos con los sensores y establecer una base sólida sobre su funcionamiento, y en ellos mostraron las posibilidades del uso de estos dispositivos en experimentos de física de bachillerato o en los primeros cursos de la carrera.

Además, se han realizado pruebas que involucran actividades más complejas, como los saltos, ya que su estudio ofrece información relevante sobre las características y la eficiencia del movimiento humano, y han permitido definir la metodología utilizada en la biomecánica de la marcha.

Por último, se ha realizado un estudio sobre la biomecánica de la marcha. Para ello se ha caracterizado el caso más sencillo, es decir el andar, y se han podido determinar sus parámetros espaciotemporales, como la duración del ciclo de paso, las fases de apoyo y balanceo, entre otros. Este análisis se ha extendido a situaciones similares, realizando la misma prueba con el móvil en una ubicación diferente, andando rápido, corriendo, etc. También se han caracterizado los parámetros de estos casos de la marcha y se han podido comparar los resultados obtenidos en las distintas pruebas llevadas a cabo.

**Palabras clave:** Acelerómetro, biomecánica, marcha.

# Abstract

This work has explored the usefulness of mobile phone sensors to address the biomechanics of gait. To do this, different applications were evaluated and the most flexible was selected: Sensor Logger. In order to obtain an accurate analysis of the measured results, a Matlab code has been created to generate graphs that represent visually this data.

Before starting with the gait analysis, a series of simple experiments were carried out in the laboratory, in order to familiarize ourselves with the sensors and establish a solid base on their functioning. By carrying out these experiments, the sensors showed the possibilities of using these devices in high school physics experiments or in the first courses of the career.

Furthermore, tests involving more complex activities, such as jumping, have been carried out, since their study offers relevant information about the characteristics and efficiency of human movement, and has made it possible to define the methodology used in gait biomechanics.

Finally, a study on the biomechanics of gait has done. Firstly, the simplest case, that is walking, has been characterized and its spatiotemporal parameters, such as the duration of the step cycle and stance and swing phases, have been determined. This analysis has been extended to similar situations, performing the same test with the mobile in a different location, walking fast, running, etc. The gait parameters of these cases have also been characterized and the results obtained in the different tests carried out have been compared.

**Key words:** Accelerometer, biomechanics, gait.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>5</b>
1.1. Objetivos	5
1.2. Sensores del móvil y sus aplicaciones en la biomecánica	6
1.2.1. Acelerómetro	7
1.2.2. Giroscopio	8
1.2.3. Barómetro	9
1.3. Evaluación de la app utilizada	9
1.4. Procesamiento de datos	10
<b>2. Evaluación del dispositivo experimental</b>	<b>12</b>
2.1. Validación de la aplicación	12
2.2. Diseño de pruebas simples en el laboratorio	13
2.2.1. Carril de aire	13
2.2.2. Carril de aire con inclinación	14
2.2.3. Mesa de aire	15
2.2.4. Péndulo	17
2.2.5. Caída libre	19
<b>3. Evaluación de saltos verticales</b>	<b>21</b>
3.1. Metodología de los saltos verticales con el móvil	21
3.1.1. Salto con el móvil en el tobillo	21
3.1.2. Salto con el móvil en el bolsillo de atrás	24
3.2. Comparación de saltos	25
3.2.1. Comparación entre saltos del mismo tipo	25
3.2.2. Comparación entre saltos con distinta ubicación del móvil	26
<b>4. Estudio biomecánico de la marcha</b>	<b>28</b>
4.1. Biomecánica de la marcha	28
4.2. Andando con el móvil en el tobillo	29
4.3. Andando con el móvil en la cadera	33
4.4. Andando con el móvil en la mano	35
4.5. Andando rápido con el móvil en el tobillo	36
<b>5. Carrera y casos especiales de la marcha</b>	<b>39</b>
5.1. Corriendo con el móvil en el tobillo	39
5.2. Cuestas	40
5.2.1. Subiendo cuesta	40
5.2.2. Bajando cuesta	41
5.3. Escaleras	42
5.3.1. Subiendo escaleras	43

5.3.2. Bajando escaleras . . . . .	43
5.4. Andando en una cinta de correr . . . . .	44
5.5. Comparación de los distintos tipos de marcha . . . . .	46
<b>6. Conclusiones</b>	<b>48</b>
6.1. Trabajo futuro . . . . .	49

# Capítulo 1

## Introducción

El presente Trabajo de Fin de Grado tiene como objetivo analizar el funcionamiento de algunos de los sensores de medición del teléfono móvil y determinar hasta qué punto pueden ser útiles para estudios biomecánicos tales como la marcha.

Además de la introducción, en la que se presentan los objetivos del trabajo, los sensores empleados y sus aplicaciones en el análisis de la marcha, este TFG consta de los siguientes apartados:

Un primer capítulo en el que se desarrollan una serie de experimentos en el laboratorio para comprender el funcionamiento de los sensores, y familiarizarse con sus capacidades y sus limitaciones, para poder establecer las bases para el análisis de la marcha humana.

En segundo lugar, un capítulo en el que se estudian los parámetros biomecánicos de los saltos verticales, para obtener información sobre la eficiencia y las características del movimiento humano, antes de comenzar el análisis de la marcha.

A continuación, un capítulo dedicado al estudio biomecánico de la marcha, en el que se va a caracterizar el caso más sencillo, es decir, caminar. Se va a analizar el caso de la marcha tomando medidas con el móvil en distintas ubicaciones para encontrar qué diferencias hay entre ellas.

Por último, un capítulo en el que se extenderá el análisis a otras situaciones similares como correr y otros casos especiales de la marcha, como pueden ser subir y bajar escaleras.

### 1.1. Objetivos

En la actualidad, todos los teléfonos inteligentes vienen equipados de una gran variedad de sensores, como acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y barómetro. El uso conjunto de estos sensores permite obtener un informe bastante completo sobre los movimientos humanos, y por ello, en los últimos años han ganado popularidad en el análisis biomecánico de la marcha.

Este TFG tiene como objetivo explorar el potencial de estos sensores, abordando el estudio biomecánico de la marcha mediante su uso, y con ello evaluar su utilidad en el análisis de distintos movimientos. De esta forma su estudio podría brindar nuevas aplicaciones de los sensores del móvil en ámbitos como la medicina, el deporte o la enseñanza.

Dado que no se tiene control total sobre el sistema de medición, este estudio tiene un enfoque mayormente cualitativo, sin poner un gran énfasis en la precisión de las medidas ni en la

evaluación de las incertidumbres. No obstante, a pesar de no realizar un estudio detallado de los errores, se ha podido obtener una estimación del error de los sensores a partir de una serie de experimentos simples.

Se ha evaluado principalmente la eficacia y la viabilidad de la aplicación del móvil empleada, como herramienta para llevar a cabo diversos estudios mediante un dispositivo sencillo, accesible para cualquier persona. También se ha buscado entender desde un punto de vista físico cualitativo, aspectos de la biomecánica de estos movimientos cotidianos que, sin embargo implican una gran complejidad biomecánica.

## 1.2. Sensores del móvil y sus aplicaciones en la biomecánica

Los teléfonos móviles vienen equipados de una amplia variedad de sensores, incluyendo el acelerómetro, que detecta la aceleración lineal del dispositivo; el giroscopio, que mide la velocidad angular y la orientación; el magnetómetro, que permite determinar la orientación en relación con el campo magnético terrestre; el barómetro, que mide la presión atmosférica y se utiliza para estimar la altitud; el sensor de GPS, que proporciona información sobre la ubicación geográfica y el sensor de luz, que detecta la intensidad de la luz ambiente. Sin embargo, en este trabajo nos centraremos en el acelerómetro, el giroscopio y el barómetro. Estos sensores son una herramienta valiosa para el estudio de los movimientos humanos, lo que permite obtener información precisa y detallada sobre cómo se mueve una persona en distintas situaciones.

En los últimos años, estos sensores han ganado reconocimiento en el análisis biomecánico de la marcha, gracias a su capacidad para obtener los parámetros espaciotemporales. La sencillez de uso y la portabilidad de los teléfonos móviles hacen que sean accesibles para cualquier usuario, y su tamaño permite realizar numerosas pruebas, con el dispositivo en distintas ubicaciones. Estas ventajas que presentan los teléfonos móviles frente a otros aparatos de medición, como aquellos basados en vídeo o aparatos de laboratorio, cuya instalación y funcionamiento son más complejos, han alentado investigaciones sobre el alcance de los sensores del móvil, que podrían desempeñar un papel importante en el futuro, e incluso reemplazar dispositivos médicos más costosos.

Existen aplicaciones que permiten utilizar de forma simultánea estos sensores, y así obtener un amplio conjunto de características del movimiento realizado, como la velocidad, la aceleración, la orientación del cuerpo y las fuerzas gravitacionales [1]. Su utilización se está convirtiendo en la opción más conveniente y accesible para el análisis de la marcha, dado que los trastornos de la marcha tienen un impacto significativo en sus características, y pueden manifestarse mediante cambios en la velocidad, longitud de la zancada, simetría y estabilidad al caminar, etc.

El análisis biomecánico de la marcha tiene multitud de aplicaciones, especialmente en el ámbito médico, ya que su estudio permite diagnosticar enfermedades neurodegenerativas, esclerosis múltiple, tumores cerebrales y mielopatías, entre otros.

Por ejemplo, en el caso del Parkinson, se utiliza el análisis de la fuerza de reacción del suelo en el ciclo de la marcha del paciente para su detección. En este tipo de diagnóstico, además de la fuerza de reacción del suelo durante la marcha, también son importantes el tiempo de apoyo y de balanceo y el tiempo de la zancada, que se emplean para distinguir a pacientes con parkinson de otros sanos [1]. La prueba “Timed Up and Go” (TUG) también ha adquirido mucho interés en los últimos años como método para el diagnóstico del parkinson. Se trata de una prueba en la que se desarrollan actividades cotidianas como sentarse y levantarse, levantarse y moverse, caminar, etc, y la duración de su ejecución en personas sanas es conocida [2].

Por lo tanto, el avance tecnológico experimentado en los últimos años ha posibilitado el seguimiento y mejora de numerosos tratamientos.

### 1.2.1. Acelerómetro

El acelerómetro es un sensor incorporado en el teléfono móvil que permite medir la aceleración en tres dimensiones, proporcionando información sobre los cambios de aceleración en términos de dirección y magnitud. La aceleración lineal medida por el teléfono móvil se deriva del acelerómetro, pero también utiliza un giroscopio y un magnetómetro, para anular los efectos del campo gravitatorio terrestre en el sensor.

El acelerómetro del móvil está hecho típicamente de una placa de silicio, y consta de una masa interna suspendida mediante resortes. Cuando el móvil experimenta un movimiento, el acelerómetro responde a los cambios de aceleración generando una fuerza proporcional a ella. Es decir, la aceleración causada por el movimiento provoca una fuerza sobre la masa interna, causando su desplazamiento relativo, con respecto al móvil. Estos desplazamientos son detectados por el capacitor, que convierte la aceleración experimentada por el teléfono en una señal eléctrica proporcional a ella.

Un capacitor básico consta de dos placas metálicas separadas por un espacio de aire, como se muestra en la Figura 1.1. Estas placas se conectan a una batería, de forma que la carga se acumula en ellas: la placa superior se carga positivamente y la inferior negativamente, generando un flujo de corriente. Cuando las placas alcanzan una carga suficiente, la corriente se detiene, ya que la batería no tiene la potencia suficiente para seguir forzando la carga a través del espacio.

En el caso del acelerómetro, el capacitor funciona de forma similar, pero ahora una de las placas es la carcasa del acelerómetro y la otra es la masa sísmica. De esta forma, cuando el acelerómetro está en reposo, no fluye corriente a través del capacitor, pero al mover la masa sísmica o la placa superior, se genera un cambio en la distribución de la carga y comienza a fluir la corriente a través del capacitor. Así, este acelerómetro, compuesto por un capacitor de dos placas puede calibrarse sometiéndolo a aceleraciones conocidas y midiendo las corrientes resultantes, para así establecer una relación entre ellas [3].

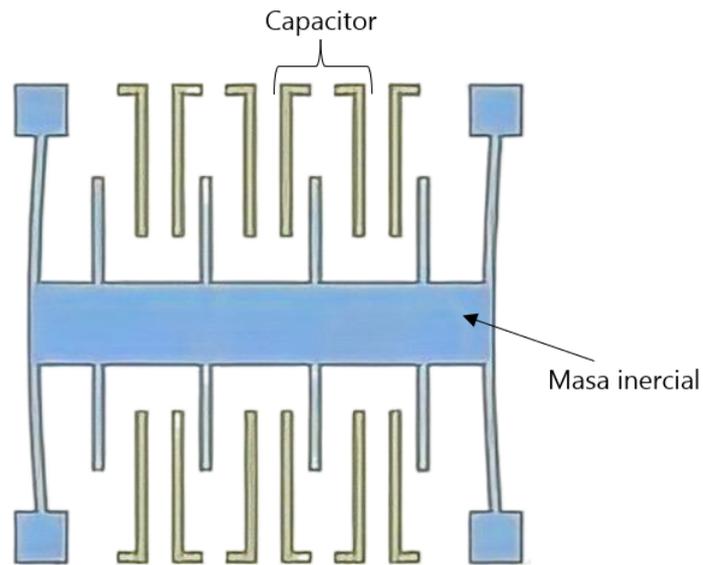


Figura 1.1: Esquema de un acelerómetro de silicio.

En la figura 1.2 se observa la dirección de cada uno de los ejes del acelerómetro, que varía según la disposición del móvil. Generalmente, el eje  $y$  se corresponde con la dirección vertical, el  $x$  con la horizontal y el  $z$  con la transversal a ambas, pero se especificará la correspondencia de cada eje en cada caso concreto.

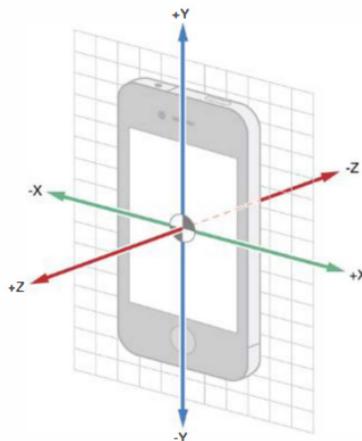


Figura 1.2: Direcciones de los ejes del acelerómetro del móvil

### 1.2.2. Giroscopio

El giroscopio es un sensor que mide la velocidad angular y la orientación del teléfono en tres dimensiones. Se compone de un brazo de accionamiento que gira sobre un eje fijo, denominado estátor. Cuando el teléfono sufre una rotación, el giroscopio experimenta una fuerza debido al efecto de Coriolis, que es una consecuencia del movimiento del brazo de accionamiento en un plano distinto al de la rotación del móvil. La fuerza resultante causa una flexión, o deflexión, en el estátor, que se traduce en un cambio medible en la resistencia del giroscopio, que lo convierte

en señales eléctricas que son procesadas por el teléfono. En la figura 1.3, se pueden observar las direcciones de giro de cada uno de los ejes del giroscopio [4].

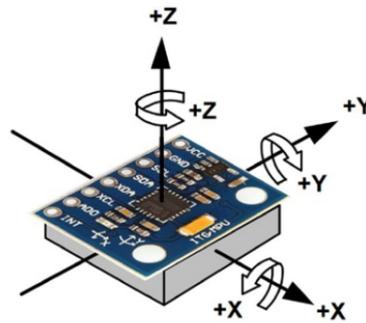


Figura 1.3: Dirección de la rotación de cada eje del giroscopio

### 1.2.3. Barómetro

El barómetro es un sensor del móvil que registra la presión atmosférica. Se compone de una cavidad llena de gas, que se encuentra completamente cerrada. En la parte superior de la cavidad hay una membrana, que tiene una red de resistencias, y a medida que la presión atmosférica varía, la membrana experimenta alteraciones en su forma, que provocan cambios en la estructura cristalina de las resistencias, alterando su resistividad. Estos cambios en las resistencias se interpretan como variaciones en la presión atmosférica.

Este sensor se utiliza principalmente para estimar la altitud barométrica, ya que la presión disminuye a medida que la altitud aumenta. De esta forma, a partir de la lectura del barómetro y de algoritmos matemáticos, este sensor puede proporcionar una estimación de la altitud con respecto al nivel del mar. A pesar de que una calibración completa es difícil, este sensor detecta con precisión la diferencia relativa entre posiciones de algunos metros.

## 1.3. Evaluación de la app utilizada

En el proceso de selección de la aplicación utilizada en este trabajo, se han considerado tres apps que emplean los sensores del móvil: Toolbox [5], Phyphox [6] y Sensor Logger [7]. Estas aplicaciones ofrecen la posibilidad de utilizar una amplia gama de sensores del teléfono. Sin embargo, se han encontrado algunas diferencias en la configuración de la frecuencia de muestreo. Phyphox tiene una frecuencia de muestreo predeterminada de 100 Hz y no permite modificarla. Por otro lado, Toolbox ofrece dos posibles frecuencias de muestreo, de 1 o 100 Hz. Sensor Logger ofrece mayor variedad en esta selección, permitiendo elegir la frecuencia de muestreo que mejor se ajuste al experimento realizado, entre 1, 10, 50, 100 o 200 Hz. Además, esta última permite realizar pruebas con varios sensores de manera simultánea, lo cual ha sido un factor determinante para su elección.

Cada una de estas aplicaciones cuenta con su propio display, donde se pueden visualizar los resultados de las pruebas realizadas. Para extraer los datos, pueden realizarse pantallazos de los

resultados mostrados en la propia aplicación. En la Figura 1.4 se observa la interfaz de visualización del acelerómetro en la aplicación utilizada. Pueden verse las aceleraciones medidas en cada componente ( $x$ ,  $y$  y  $z$ ) o el módulo de las 3. El resto de los sensores muestran sus resultados de manera similar.

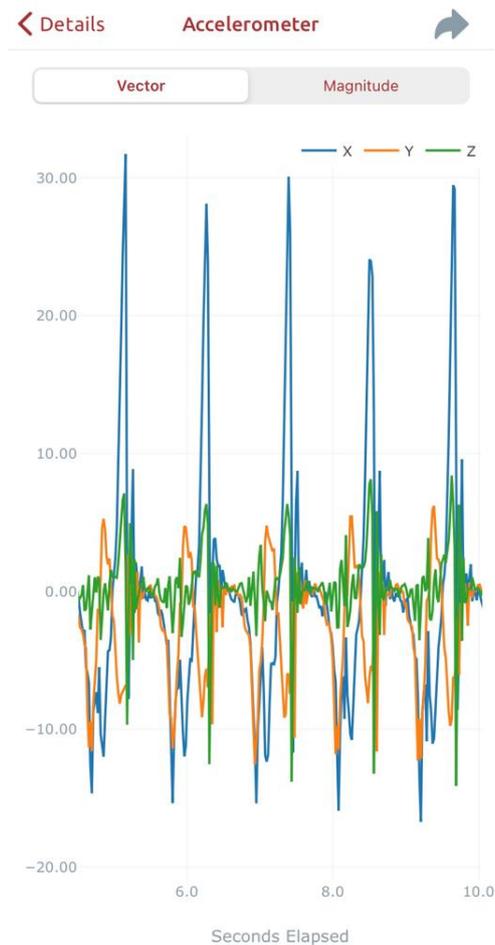


Figura 1.4: Captura de pantalla del display del acelerómetro en la aplicación Sensor Logger.

Sin embargo, además de esta opción, también la aplicación también genera archivos en formato CSV que contienen los datos de las pruebas realizadas. En este trabajo se han utilizado estos archivos CSV para procesarlos en Matlab, como se indica en el siguiente apartado.

## 1.4. Procesamiento de datos

En el apartado anterior se ha mencionado que en lugar de coger los resultados directamente en la aplicación, se han extraído los datos en formato CSV y se han procesado mediante Matlab. Aunque Matlab requiere más trabajo, a diferencia de Sensor Logger, permite generar nuestras propias variables, superponer distintas medidas, calcular valores, etc. De esta forma, la representación de los datos proporciona mayor flexibilidad para explorar los resultados y permite realizar un análisis más completo.

Por tanto, se ha creado un código de Matlab que carga los datos del archivo CSV corres-

pendiente y los almacena en variables individuales. A continuación, se representan estos datos en cuatro subgráficas, que muestran las componentes  $x$ ,  $y$  y  $z$  y el módulo de las tres componentes en función del tiempo.

Este código se ha utilizado inicialmente para representar los resultados del acelerómetro, pero también se ha empleado para representar los resultados del giroscopio. Realizando algunas modificaciones en el código, se han obtenido gráficas que muestran los resultados del acelerómetro y del giroscopio conjuntamente. Con esta representación, mostrada en la Figura 1.5, se obtiene una visualización completa de los dos conjuntos de datos.

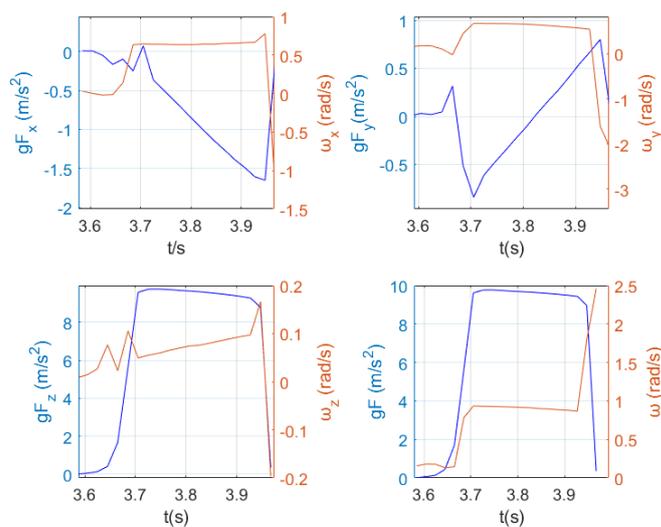


Figura 1.5: Gráficas obtenidas a través de Matlab a partir de un archivo CSV de los datos medidos por Sensor Logger.

La Figura 1.5 presenta cuatro subgráficas, que muestran los resultados de una prueba medida por Sensor Logger. La aceleración se representa en azul, y la velocidad angular en rojo. Para una mejor visualización de los resultados, se ha asignado un eje  $y$  para las medidas del acelerómetro a la izquierda de cada gráfica y otro eje  $y$  para las medidas del giroscopio, a la derecha de cada gráfica.

## Capítulo 2

# Evaluación del dispositivo experimental

Se han llevado a cabo una serie de pruebas simples y experimentos en el laboratorio para comprender el funcionamiento, la orientación y otros aspectos relacionados con los sensores del móvil. Estos experimentos permiten la familiarización con las capacidades y con las limitaciones de los sensores y las incertidumbres asociadas, y por tanto establecer las bases para el análisis de la marcha humana mediante el uso de dichos sensores.

Los experimentos realizados incluyen el uso del acelerómetro y giroscopio del móvil, y en ellos se han realizado movimientos conocidos para determinar la sensibilidad y la estabilidad de los datos registrados. Los experimentos realizados incluyen movimiento en carril y mesa de aire, de péndulo y caída libre. .

### 2.1. Validación de la aplicación

Antes de comenzar con los experimentos específicos del estudio se realizaron una serie de pruebas preliminares de los sensores para tener una idea de cómo de útiles podían llegar a ser para el objetivo propuesto. En primer lugar, se realizaron pruebas simples con las tres aplicaciones consideradas, para comprobar que las tres funcionaban adecuadamente.

Una vez seleccionada la aplicación Sensor Logger, se realizaron pruebas que incluyeron movimientos sencillos simulando el movimiento de un péndulo, giros del móvil con respecto a los distintos ejes y pruebas en el ascensor.

A través de estas pruebas sencillas se han comprendido las coordenadas y direcciones de cada eje, así como familiarizarse con ello. Además, han servido para descartar el uso del barómetro debido a que toma mediciones cada segundo, lo que impide obtener información útil. En cuanto al acelerómetro y al giroscopio, se ha seleccionado la frecuencia de muestreo de 50 Hz, lo que implica que toman 50 mediciones por segundo. Las unidades en que mide el acelerómetro son metros por segundo al cuadrado, y el giroscopio en radianes por segundo.

El funcionamiento del acelerómetro del móvil es similar en dispositivos distintos, ya que se basan en los mismos principios físicos y utilizan tecnologías similares para medir la aceleración. Sin embargo, pueden existir diferencias en su precisión y calidad dependiendo del modelo del teléfono. Por esta razón, también se realizaron varias pruebas como las anteriores con tres móviles diferentes antes de comenzar con los experimentos del trabajo: iPhone 11, Xiaomi 10 Lite y

Samsung s10. Se simuló el movimiento del péndulo y se tomaron medidas dentro del coche, que pueden verse en la Figura 2.1 y no se observaron diferencias significativas.

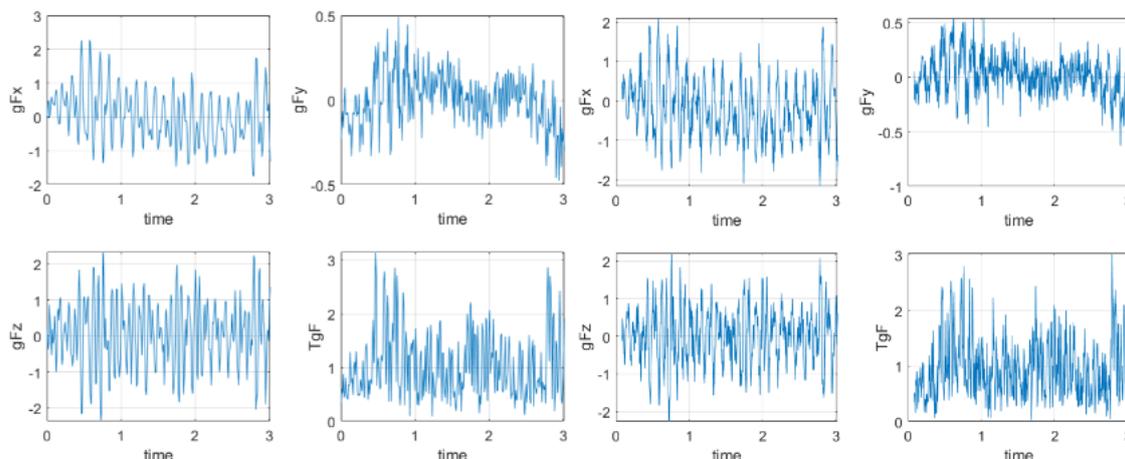


Figura 2.1: Resultados obtenidos por el acelerómetro del iPhone y del Xiaomi respectivamente al tomar medidas en el coche.

La Figura 2.1 muestra que al tomar medidas de la misma prueba con distintos dispositivos se obtienen resultados similares. Se observa alguna diferencia pequeña, pero hay que tener en cuenta que es complicado comenzar a medir exactamente en el mismo instante en los dos dispositivos. Por tanto, se verificó que los resultados proporcionados por móviles distintos son consistentes, para un mismo experimento.

## 2.2. Diseño de pruebas simples en el laboratorio

### 2.2.1. Carril de aire

El dispositivo de este experimento está compuesto por un carril de aire en el que se ha colocado un carrito con el teléfono móvil, tal como muestra la Figura 2.2. El carril de aire se caracteriza por el uso de un sistema de aire comprimido, que crea una capa de aire entre la superficie del carril y los objetos que se mueven sobre él para casi eliminar el rozamiento.

Se ha comprobado con un nivel que el carril se encuentra paralelo al suelo, sin inclinación, de forma que se espera que la velocidad del móvil situado en el carril sea constante, y por tanto, su aceleración nula. De acuerdo a la disposición del móvil, se mueve en la dirección del eje  $y$  negativo. La dirección del eje  $z$  corresponde con la dirección vertical y el eje  $x$  con la dirección perpendicular a ambas, es decir, hacia la derecha, observando el móvil desde la parte izquierda de la Figura 2.2.



Figura 2.2: Dispositivo experimental utilizado en la prueba realizada en el carril de aire

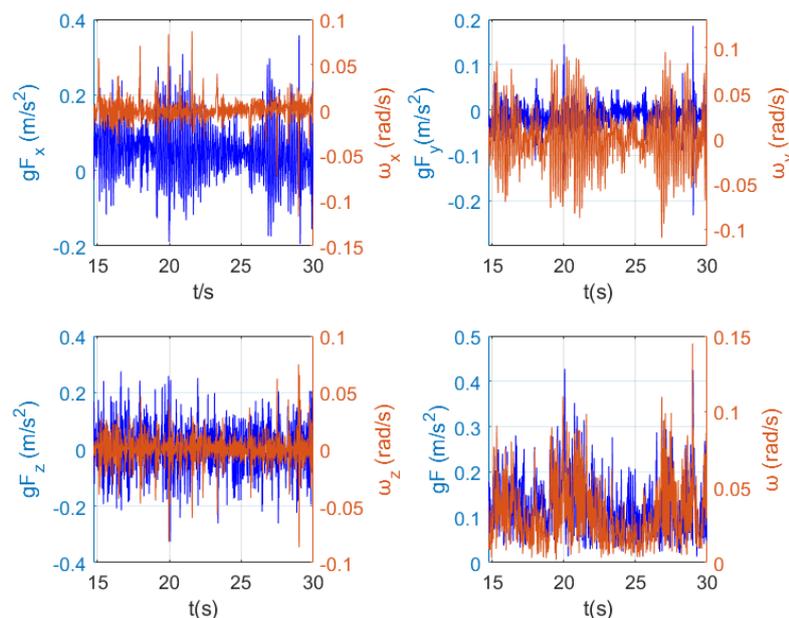


Figura 2.3: Resultados obtenidos en la prueba del carril de aire, que muestran las aceleraciones registradas, representadas en color azul, y las velocidades angulares, representadas en color rojo.

Los resultados obtenidos en la figura 2.3 confirman lo esperado, ya que muestran aceleración prácticamente nula excepto pequeñas fluctuaciones, debidas al aire del carril. La velocidad angular también tiene valores muy próximos a cero, lo que indica que el móvil no experimentó rotaciones significativas, más que algunas pequeñas debidas a los golpes del aire.

Dado que las irregularidades en las magnitudes medidas son debidas a las condiciones del aire, este experimento no sirve para estimar el error de las mediciones de los sensores.

### 2.2.2. Carril de aire con inclinación

Este nuevo experimento consta del mismo dispositivo que el anterior, pero se ha inclinado el carril  $10^\circ$  con respecto al suelo, con el objetivo de estudiar un movimiento uniformemente acelerado. Ahora esperamos en la componente  $y$ :  $g \cdot \sin(\theta)$ .

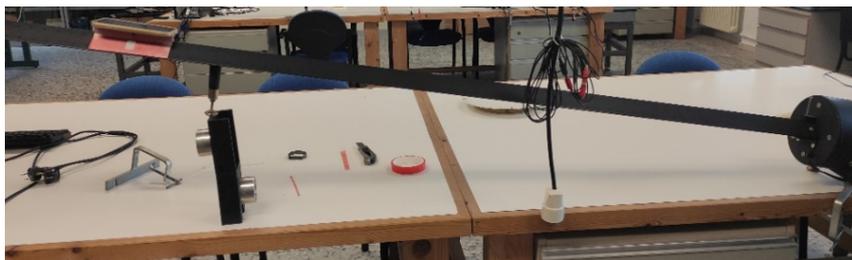


Figura 2.4: Dispositivo experimental utilizado en el carril con inclinación

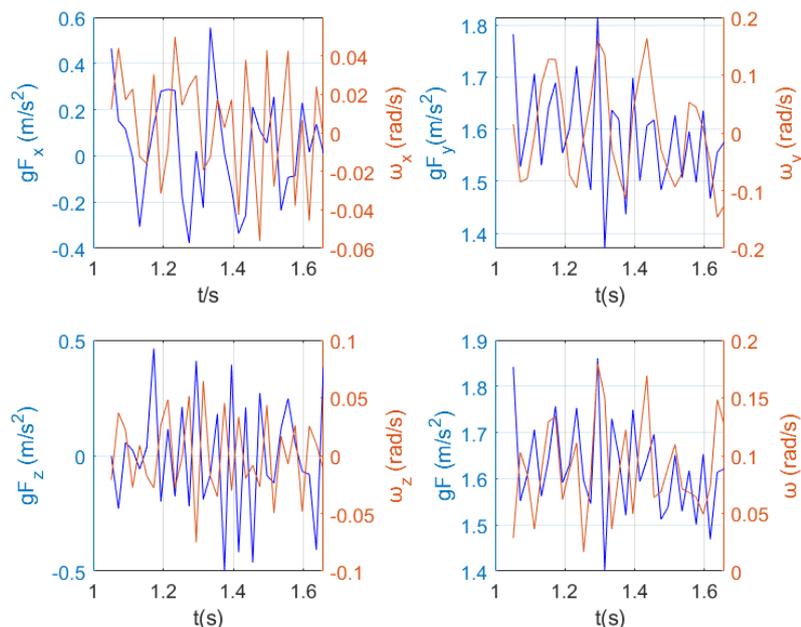


Figura 2.5: Resultados obtenidos en la prueba del carril de aire con una inclinación de  $10^\circ$ .

Los resultados obtenidos en la aceleración del eje  $y$  son compatibles con los esperados, ya que, asumiendo que no hay rozamiento, la aceleración de la componente  $y$  debería ser  $a_y = g \cdot \sin(10) = 1.7 \text{ m/s}^2$ . En la figura 2.5 se observa que el valor medido está en torno a  $1.6 \text{ m/s}^2$ . Además, la aceleración va disminuyendo a medida que desciende por el carril de aire, ya que la fuerza de rozamiento induce una aceleración negativa.

La velocidad angular, se mantiene prácticamente nula con oscilaciones muy pequeñas debidas al aire del carril, como ocurría en el caso anterior.

### 2.2.3. Mesa de aire

Se ha realizado un experimento utilizando una mesa de aire con el objetivo de estudiar los resultados obtenidos con los sensores del teléfono móvil, para adquirir más información sobre su funcionamiento y precisión. El móvil se ha colocado horizontalmente en la mesa tal como se muestra en la figura 2.6. El movimiento que ha realizado el dispositivo ha sido hacia la izquierda, en la dirección negativa del eje  $y$ . La dirección del eje  $z$  es la dirección vertical durante la prueba, y la del eje  $x$  es la dirección transversal a las dos anteriores. Se colocó el móvil directamente

sobre la mesa, sin necesidad de usar un disco, ya que este no soportaba el peso.

Se ha estudiado el movimiento del móvil sobre la mesa, después de comprobar con un nivel que no presenta inclinación, aunque sí un ligero abombamiento. Al igual que en el caso del carril, en estas condiciones se espera obtener aceleración nula. Durante el experimento se ha intentado que el móvil se moviera en línea recta, aunque ha sido complicado evitar algún pequeño giro debido al aire.



Figura 2.6: Dispositivo experimental utilizado en esta prueba

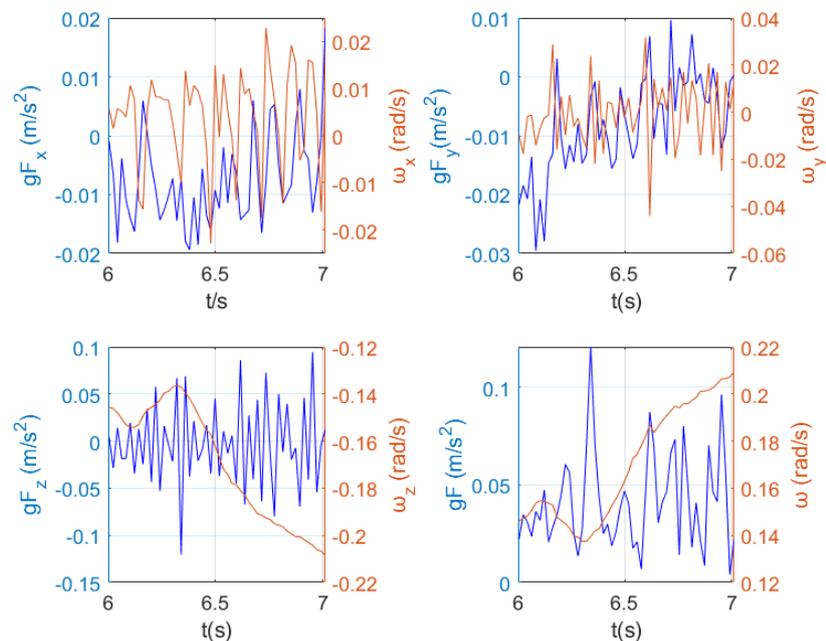


Figura 2.7: Resultados obtenidos en la prueba de la mesa de aire.

De la figura 2.7 se puede asumir que la velocidad se mantiene constante, ya que la aceleración es casi nula en todas sus componentes. La velocidad angular también adquiere valores casi nulos. Además, se observa un instante en que el móvil se desvía de la trayectoria recta, para girar en la componente  $z$ , ya que su velocidad angular disminuye, lo que indica que el móvil se ha girado ligeramente.

También se realizó una prueba en la que se posaba el móvil en la mesa y se le daba un empujón para que girase sobre el eje  $z$ . Los resultados se muestran en la Figura 2.8.

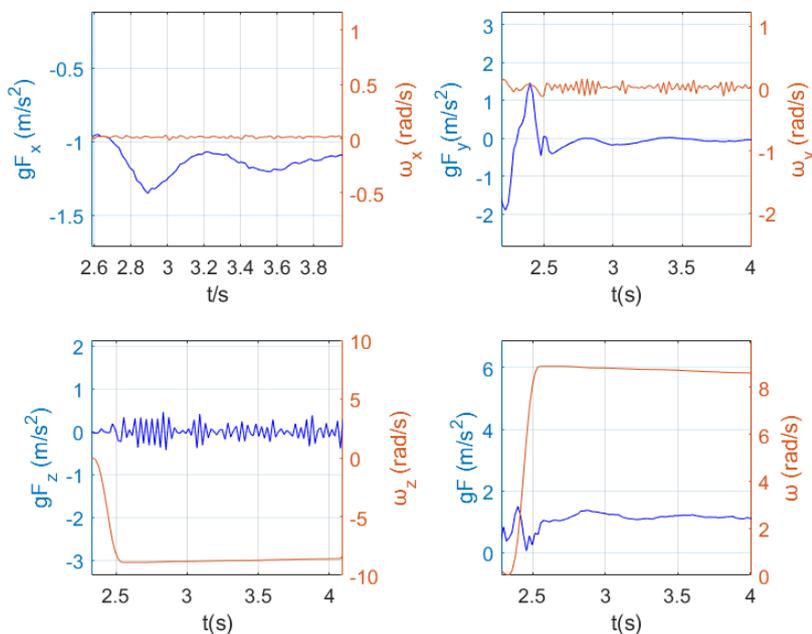


Figura 2.8: Resultados obtenidos en la prueba en la que el móvil gira en la mesa de aire.

Al igual que en la prueba de la Figura 2.7, en la Figura 2.8 se tiene aceleración nula, excepto pequeñas fluctuaciones, ya que la velocidad en la mesa de aire es constante. Sin embargo, en este caso el móvil gira sobre el eje  $z$ , lo que implica una velocidad angular constante en este eje. En el resto de las componentes, la velocidad angular es nula, ya que el móvil no gira sobre los otros ejes.

#### 2.2.4. Péndulo

Se ha colocado el móvil sobre el péndulo verticalmente, con el fin de estudiar su movimiento. Se han realizado dos pruebas distintas con ángulos de salida de  $90^\circ$  y  $45^\circ$  respectivamente, que comienzan con el péndulo en su posición más alta.

Esta prueba es de gran interés ya que durante una parte de la marcha la pierna realiza un movimiento similar al del péndulo. De acuerdo a la disposición del móvil mostrada en la Figura 2.9, el eje  $x$  del teléfono corresponde con la dirección horizontal, el eje  $y$  con la dirección vertical, y el  $z$  con la dirección perpendicular a ambas.

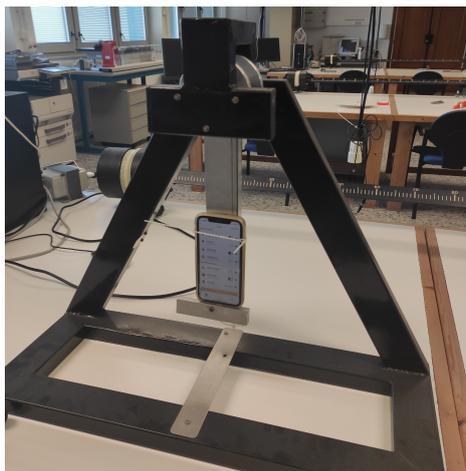


Figura 2.9: Dispositivo utilizado para el estudio del movimiento del péndulo.

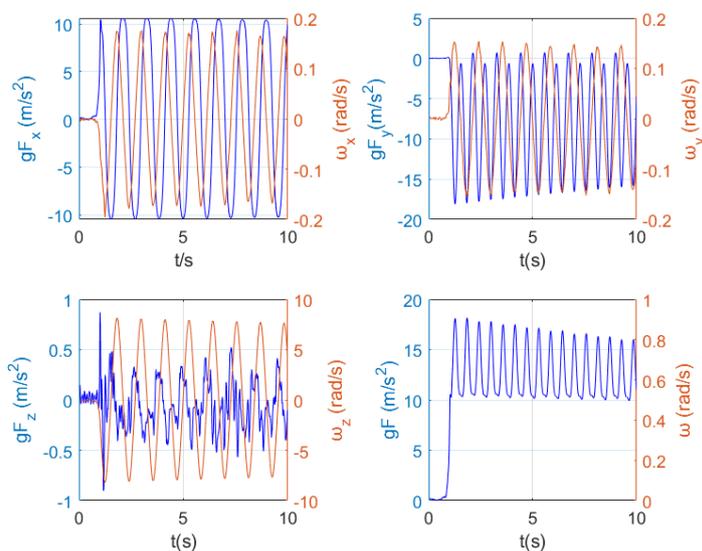


Figura 2.10: Resultados obtenidos en la prueba del péndulo para un ángulo de salida de  $90^\circ$

De acuerdo a las gráficas obtenidas en la Figura 2.10 y 2.11, las aceleraciones de la componente  $x$  presentan el carácter ondulatorio esperado para el péndulo, reflejando la acción de la fuerza de la gravedad. A medida que el péndulo oscila de un extremo a otro las aceleraciones en el eje  $x$  fluctúan de manera repetitiva entre valores positivos y negativos. En el punto más bajo, la aceleración de la componente  $x$  alcanza su máximo valor, y a medida que el péndulo se mueve hacia arriba, esta aceleración disminuye gradualmente hasta volverse negativa, indicando una desaceleración y el cambio de dirección del movimiento; mientras que en el punto más alto del péndulo la aceleración es nula.

También existe aceleración en el eje  $y$ , que se atribuye a la fuerza que ejerce el soporte del péndulo para permitir su giro. Esta aceleración es nula en el momento de máxima altura, y máxima en el punto de menor altura.

En la componente  $z$ , se observa un patrón repetitivo con un nivel de ruido notable, que asociamos a desalineamiento, ya que el sistema de referencia del móvil está girado con el del péndulo.

La velocidad angular en este experimento toma valores significativos en la componente  $z$ , ya que el movimiento del péndulo implica rotación sobre este eje. Por el contrario, en los ejes  $x$  e  $y$ , se observan pequeñas fluctuaciones, con valores casi nulos de la velocidad angular, que no superan los 0.2 radianes por segundo.

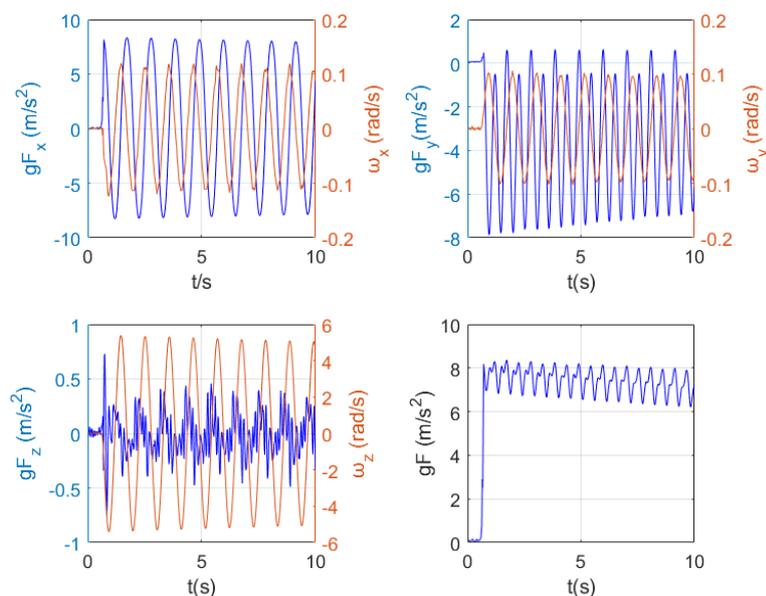


Figura 2.11: Resultados obtenidos en la prueba del péndulo para un ángulo de salida de  $45^\circ$

### 2.2.5. Caída libre

Este experimento ha consistido en dejar caer el móvil lo más horizontalmente posible, con la pantalla orientada hacia arriba, sobre una superficie blanda, de forma que la fuerza gravitatoria va a actuar sobre la componente  $z$  de la aceleración. Su objetivo principal es analizar la aceleración experimentada por el dispositivo durante la caída y compararla con el valor esperado teóricamente.

Idealmente, se espera que únicamente haya aceleración en el eje  $z$ . Sin embargo, debido a la dificultad de conseguir una caída completamente horizontal, se tiene aceleración en las tres componentes.

De acuerdo a la Figura 2.12, En los ejes  $x$  e  $y$  las aceleraciones registran valores bajos, ya que en la mayor parte de la caída libre el móvil se mueve a lo largo del eje  $z$ .

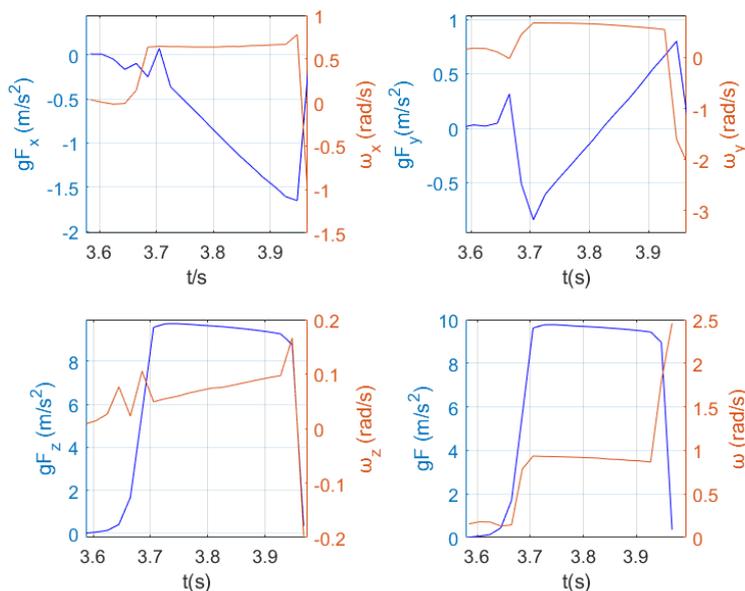


Figura 2.12: Resultados obtenidos en la prueba de la caída libre.

En el eje  $z$  se espera tener un período de caída libre, es decir, una aceleración constante de valor  $g=-9.81 \text{ m/s}^2$ . Sin embargo, debido que la orientación del móvil fue con la pantalla hacia arriba, el movimiento del móvil es en el eje  $-z$ , y entonces se espera ver aceleración positiva,  $|g|$ . El período de caída libre observado en la Figura 2.12 tiene una duración de 0.24 segundos, y está comprendido entre los instantes  $t=3.70\text{s}$  y  $t=3.94\text{s}$ . La aceleración media de la caída libre es  $gF=9.6 \pm 0.2 \text{ m/s}^2$ , que discrepa en un 2.16 % del valor teórico de  $|g|$ , y la aceleración máxima alcanzada es  $gF=9.77 \text{ m/s}^2$ , también muy próximo a la constante gravitatoria. Esto sugiere una precisión considerable del acelerómetro del móvil, ignorando el efecto del rozamiento

Al final de la fase de caída libre se observa una caída de la aceleración, de  $gF=9.4 \text{ m/s}^2$  a  $gF=8.9 \text{ m/s}^2$ , que podría deberse a dos factores principales: la resistencia del aire y posibles errores de medición. No obstante, no se ha podido determinar con certeza si la causa de que la aceleración se vaya frenando se debe a los factores mencionados o si por el contrario, la prueba se realizó incorrectamente.

Las velocidades angulares medidas son muy bajas en todas las componentes, ya que en teoría el móvil se debería encontrar horizontal durante toda la caída, sin experimentar rotaciones. Sin embargo, como se ha mencionado, el móvil no se ha mantenido una orientación constante durante todo el experimento, y debido a estos ligeros giros se observan pequeñas velocidades angulares en la Figura 2.12. Además, en las gráficas se puede apreciar la relación existente entre el cambio de la aceleración y la velocidad angular. Mientras que las componentes  $x$  e  $y$  de la aceleración cambian de forma lineal, la velocidad angular de estas componentes se mantiene constante. No obstante, en la componente  $z$  hay una ligera variación lineal del ángulo, que podría considerarse como  $g_z \cdot \sin(\theta)$  si el ángulo es pequeño.

## Capítulo 3

# Evaluación de saltos verticales

El siguiente paso en este estudio biomecánico, es el análisis de otro caso un poco más complejo: el salto. En esta sección se expone un estudio acerca de distintos saltos verticales y de algunos de sus parámetros clave, tales como la duración del impulso e identificación de fases de caída libre, aceleración máxima y tiempo de vuelo. El estudio de los saltos ofrece información relevante sobre las características y la eficiencia del movimiento humano, que pueden ser de gran importancia para el rendimiento clínico de un individuo, y permite definir la metodología utilizada en la biomecánica de la marcha.

Durante el estudio se va a colocar el móvil en distintas partes del cuerpo para contemplar como la ubicación del mismo puede afectar las medidas obtenidas.

### 3.1. Metodología de los saltos verticales con el móvil

El salto vertical se define como el movimiento realizado por una persona para elevarse del suelo mediante la fuerza generada por las piernas. Durante el salto vertical, los músculos se impulsan con el fin de saltar hacia arriba, en línea recta, superando la fuerza de gravedad. El salto vertical se divide en varias etapas descritas a continuación:

- Fase de impulso: es la etapa inicial del salto, en la cual se flexionan las piernas y la fuerza generada impulsa el cuerpo hacia arriba.
- Fase de vuelo: comienza cuando el cuerpo deja de estar en contacto con el suelo. Durante su transcurso, los músculos se contraen.
- Fase de caída: tiene su inicio después de alcanzar la máxima altura en el salto, cuando el cuerpo empieza a descender, y se prepara para el aterrizaje.
- Fase de aterrizaje: es la etapa final del salto, y abarca el periodo en el que el cuerpo llega al suelo, y absorbe el impacto.

#### 3.1.1. Salto con el móvil en el tobillo

En esta prueba se ha realizado un salto colocando el móvil en el lateral del calcetín del pie derecho, con la pantalla mirando hacia fuera, como se muestra en la Figura 3.1. De acuerdo a esta disposición del móvil, el eje  $y$  corresponde con la dirección vertical, el eje  $x$  hacia delante, según mira el cuerpo, y el  $z$  con la transversal a las anteriores, es decir, hacia la derecha del cuerpo.



Figura 3.1: Disposición del móvil en el tobillo con la dirección de cada eje

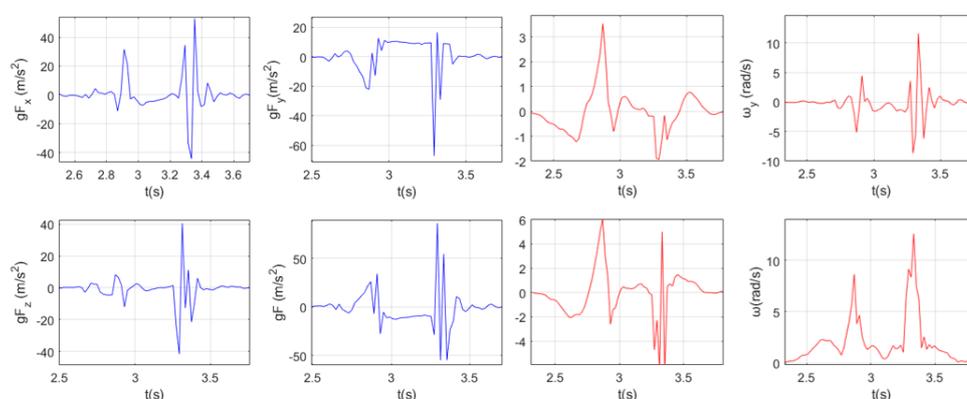


Figura 3.2: Gráficas correspondientes a un salto vertical con el móvil colocado en lateral del calcetín. En azul se representan las medidas del acelerómetro y en rojo las medidas del giroscopio, del móvil.

La figura 3.2 muestra los resultados de uno de estos saltos. Se muestran las aceleraciones y las velocidades angulares. Se han representado con el signo invertido de la componente  $y$ , ya que se colocó el móvil hacia abajo. Dicha colocación del dispositivo implicaba el salto en la dirección  $-y$ . Se ha realizado esta corrección en las mediciones para comprender sus fases mejor visualmente, y la dirección del eje  $y$  sea la indicada en la Figura 3.1.

En la gráfica del módulo de la aceleración de la Figura 3.2, podemos observar que al comienzo del salto una aceleración positiva creciente, que llega hasta una aceleración máxima de valor  $gF=34.0 \text{ m/s}^2$ , que puede apreciarse mejor en la Figura 3.3. Esta aceleración es la fuerza ejercida por el cuerpo al inicio de la actividad, donde las piernas se flexionan y ejercen una fuerza contra el suelo para impulsarse hacia arriba. Por tanto, este máximo pertenece a la primera etapa del salto, la fase de impulso. Seguido de la fase de impulso, el cuerpo se va despegando del suelo y comienza la fase de vuelo. De acuerdo a la Figura 3.2, durante esta parte del salto la aceleración disminuye y se vuelve negativa. Esta etapa concluye cuando el cuerpo alcanza la máxima altura, y después comienza a caer.

Al comienzo y al final de la fase de caída se observan dos mínimos en la gráfica, posiblemente causados por la disposición del móvil. Sin embargo, la mayor parte de la caída se obtienen los resultados esperados. Es decir, una aceleración constante con valor cercano a la gravedad, que experimentalmente resulta con un valor medio de  $gF=10.5\pm 1.2 \text{ m/s}^2$ .

Por último, al finalizar la fase de caída, se observa la última fase, el aterrizaje, con una elevada aceleración, de  $gF=86.1 \text{ m/s}^2$ , correspondiente al máximo (2) en la Figura 3.3. Es la aceleración más alta registrada durante el salto, ya que el momento del impacto con el suelo es en el que se genera mayor fuerza. Además, hay algunas oscilaciones en la gráfica, que corresponden con movimiento del móvil tras el impacto.

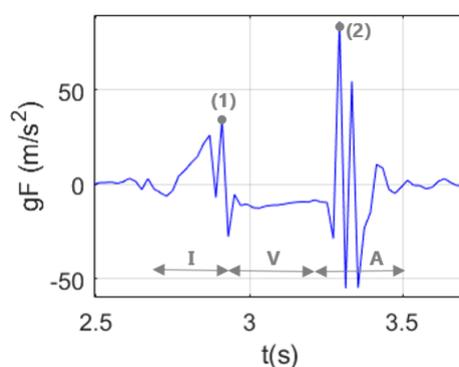


Figura 3.3: Fases del salto vertical realizado, en la gráfica del módulo de la aceleración

Además de las aceleraciones mencionadas, otros parámetros importantes biomecánicamente son la duración del impulso, representado como I en la Figura 3.3, y el tiempo de la fase de vuelo, V. El aterrizaje también se ha representado en la figura anterior, como A. La duración del impulso previo a elevarse del suelo es de 0.24s. Si consideramos el tiempo de vuelo como el período en que el cuerpo no está en contacto con el suelo, incluyendo la fase de vuelo y la fase de caída, su duración es de 0.37s. De esta forma, teniendo en cuenta los 0.97s de duración del salto, el tiempo de impulso abarca el 25 % del salto, y el tiempo de vuelo el 38 %.

En cuanto a la velocidad angular, los valores registrados en los ejes  $x$  y  $z$  son bajos, mientras que en la componente  $y$  se observan dos momentos en los que adquiere valores más significativos. Sin embargo, idealmente no debería haber ninguna rotación en este caso. Comparando los instantes en los que tienen lugar dichos valores con los resultados del acelerómetro, resulta que coinciden con los momentos de impulso y aterrizaje respectivamente. Esto es bastante coherente ya que en esas dos fases es fácil que el móvil se gire, y teniendo en cuenta que el móvil se encuentra en el lateral del calcetín tiene sentido que haya podido girarse un poco en el eje  $y$ .

### 3.1.2. Salto con el móvil en el bolsillo de atrás

Se ha realizado esta segunda prueba con el fin de observar las diferencias cualitativas y numéricas existentes entre dos saltos similares, pero con el dispositivo en una ubicación distinta. En este caso, se coloca el móvil en el bolsillo, ya que esta posición es más próxima a monitorizar la cadera.

Se ha colocado el móvil en el bolsillo derecho de la parte de atrás del pantalón con la pantalla orientada hacia delante. De esta manera, si nos colocamos igual que en la Figura 3.1, el eje  $y$  del móvil corresponde a la dirección vertical, el eje  $z$  hacia delante y el  $x$  hacia la izquierda del cuerpo, como se muestra en la Figura 3.4.

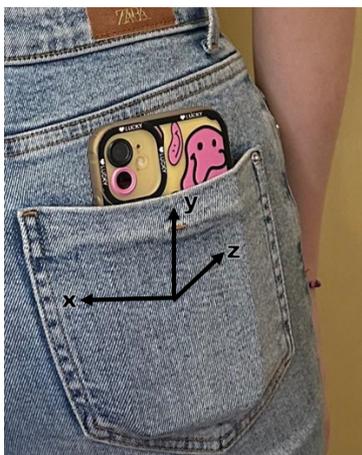


Figura 3.4: Orientación de los ejes del móvil al colocarlo en el bolsillo.

Además de realizar el salto con esta disposición del móvil, anteriormente se ha realizado la misma prueba situando el móvil en el bolsillo delantero del pantalón, obteniéndose resultados muy similares. No obstante, dado que los resultados del bolsillo de atrás muestran menos ruido y sacudidas del teléfono, se exponen a continuación únicamente estos.

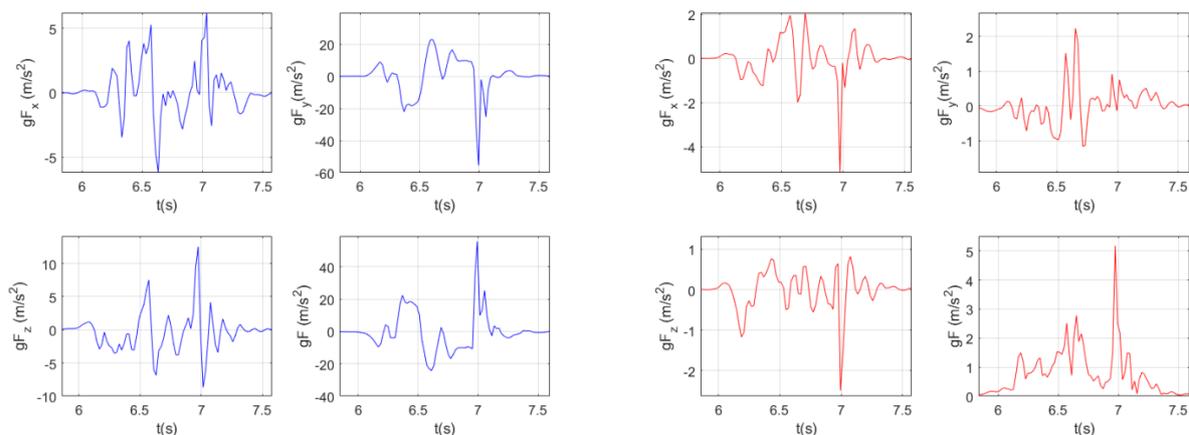


Figura 3.5: Gráficas correspondientes a un salto vertical con el móvil colocado en el bolsillo trasero del pantalón. En azul se representan las medidas del acelerómetro y en rojo las medidas del giroscopio.

Al igual que en el caso anterior, las medidas del módulo de la aceleración de la Figura 3.5 se han representado con el signo invertido de la componente  $y$ , ya que se colocó el móvil hacia abajo, con el fin de entender mejor las fases del salto. En ellas se distinguen con claridad las distintas partes del salto. Al comienzo de las gráficas, se observa que la aceleración aumenta hasta alcanzar un máximo, que representa el impulso inicial del salto. Se corresponde con el incremento de la velocidad realizado al inicio de la actividad, mientras se ejerce una fuerza contra el suelo, para comenzar el despegue. La aceleración máxima en el pico del impulso es  $g_F = 22.4 \text{ m/s}^2$ .

Tras el empuje del impulso, la aceleración empieza a disminuir. Desde el máximo del empuje hasta el primer mínimo negativo, que indica el inicio de la fase de caída, transcurre la fase de vuelo. En este caso, se observan irregularidades en la fase de caída en comparación con el caso del tobillo, ya que no se observa una aceleración constante. Esto puede deberse a movimientos del móvil durante esta etapa que generan sacudidas en la aceleración. Idealmente, la fase de caída debería caracterizarse por una aceleración constante similar a la constante de la gravedad,  $g$ , lo cual no se observa. No obstante, al final de la fase de caída, entre los instantes  $t = 6.81 \text{ s}$  y  $t = 6.95 \text{ s}$ , parece que el móvil se estabiliza, ya que hay una aceleración aparentemente constante, con valor medio  $g_F = -10.2 \pm 0.6 \text{ m/s}^2$ , dentro del rango de error de  $g$ .

Por último, se observa un gran máximo, correspondiente al aterrizaje, cuya aceleración es  $g_F = 55.6 \text{ m/s}^2$ .

La duración del impulso en esta prueba ha sido de  $0.48 \text{ s}$ , al igual que el tiempo de vuelo. La duración total del salto es de  $1.36 \text{ s}$ , por lo que el tiempo de impulso y de vuelo representan  $35\%$  del salto cada uno.

La velocidad angular, cabe mencionar que se mantiene con valores bajos durante todo el salto, como era de esperar, ya que en los movimientos del salto la cadera no realiza giros notables. Además, el instante del aterrizaje, que tiene la máxima aceleración del salto, coincide con la máxima velocidad angular,  $\omega = 5.2 \text{ rad/s}$ .

## 3.2. Comparación de saltos

Se va a realizar una comparación entre los saltos realizados con el móvil en distintas ubicaciones, así como entre saltos realizados con el móvil colocado en el mismo sitio.

### 3.2.1. Comparación entre saltos del mismo tipo

La Figura 3.6 muestra en primer lugar, la superposición de tres saltos realizados con el móvil en el tobillo, con el objetivo de comprobar la repetitividad de los resultados. De manera análoga, se representan en la misma gráfica tres saltos realizados con el móvil en el bolsillo trasero.

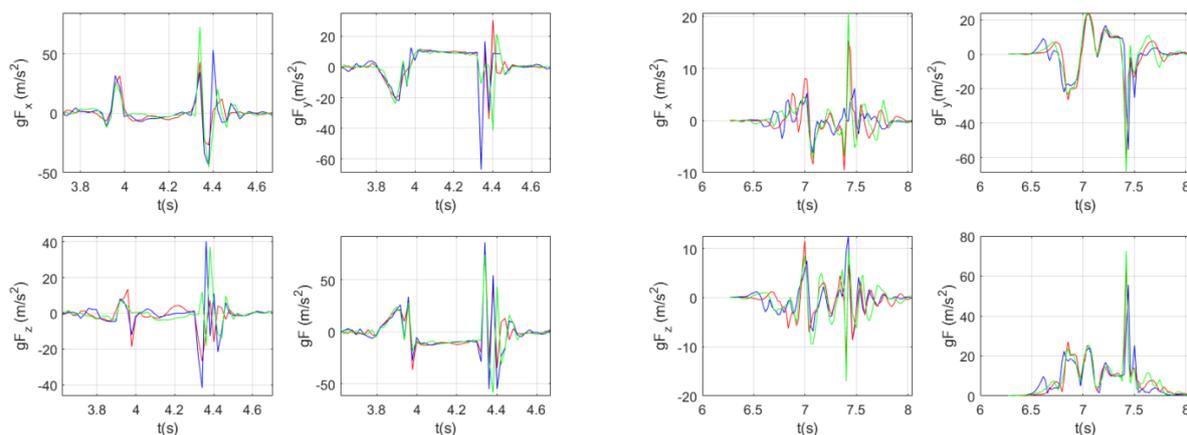


Figura 3.6: Gráficas con los resultados del acelerómetro para tres saltos, con el móvil en el tobillo y en el bolsillo respectivamente

Al analizar las gráficas anteriores se observa que cada tipo de salto se repite cualitativamente en todas sus pruebas, y numéricamente los valores significativos de cada fase son muy similares.

### 3.2.2. Comparación entre saltos con distinta ubicación del móvil

Se va a llevar a cabo una comparación entre los saltos realizados con el móvil en el tobillo y en el bolsillo. Para ello, se van a suponer los resultados de una de las pruebas de cada tipo de salto, de forma similar a la sección anterior.

Este análisis permitirá evaluar la existencia de diferencias significativas en los parámetros del salto estudiados, en el comportamiento de la aceleración durante el mismo y cualquier otro aspecto relevante.

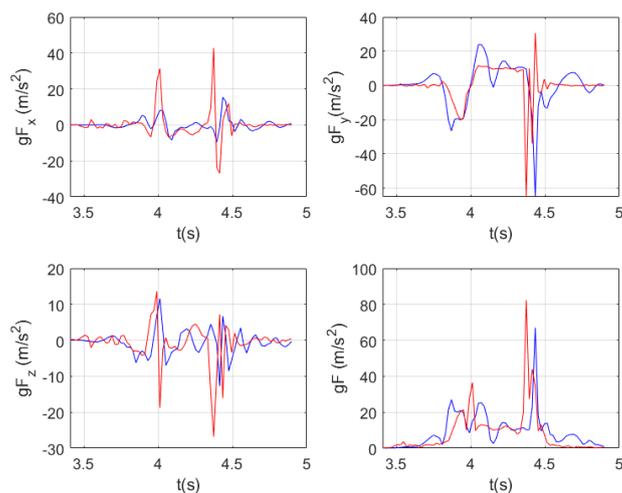


Figura 3.7: Se muestran los resultados del acelerómetro en un salto vertical medidos con el móvil en el bolsillo, en azul, y para un salto medidos con el móvil en el tobillo en rojo.

Observando la Figura 3.7 se pueden sacar varias conclusiones del análisis biomecánico del salto. En primer lugar, se observa que los resultados son más precisos cuando el móvil está en el pie,

debido a la existencia de menos ruido en las mediciones, especialmente durante la fase de caída libre. A lo largo de esta etapa del salto, se esperaría una aceleración constante en toda su extensión, como ocurre en la prueba en que el móvil se encuentra en el tobillo. Por el contrario, en la prueba con el móvil en el bolsillo, la fase de caída libre carece de una aceleración constante. En su lugar, se generan dos máximos, antes de alcanzar la aceleración constante esperada, que no se observa durante la mayor parte de esta etapa.

Cualitativamente el comportamiento de la aceleración durante el salto es el mismo para los dos casos. Numéricamente, se observa que la aceleración toma valores similares en cada fase del salto, aunque ligeramente mayores en el caso del tobillo. Esta diferencia es coherente ya que la fuerza ejercida por el pie durante el salto es mayor que la de la cadera. Además, hay ciertas fases en el caso del bolsillo con un comportamiento ruidoso, principalmente la fase de caída, lo cual se atribuye a la colocación del móvil. Durante la caída se esperaría una aceleración constante en toda su extensión, como ocurre en el caso del tobillo. Sin embargo, en el caso del bolsillo, antes de alcanzar la aceleración constante esperada, se observa una aceleración variable debido a la presencia de ruido. Por tanto, la ubicación del móvil es de gran importancia en la realización de pruebas biomecánicas, ya que se ha observado la existencia de varias diferencias en los resultados según la ubicación del móvil durante el salto.

En resumen, se ha visto que durante la caída del salto la aceleración de la gravedad es  $1 \text{ m/s}^2$  mayor que la constante gravitatoria,  $g$ . Esta diferencia podría tomarse como una estimación del error en las medidas. En algunas fases del salto ha sido difícil controlar el móvil, lo que ha generado cierto ruido, pero a pesar de todo, se distinguen claramente las etapas del salto, y pueden obtenerse parámetros como la aceleración en el momento del empuje y del impacto, así como la duración de cada fase del salto.

# Capítulo 4

## Estudio biomecánico de la marcha

Se va a realizar un análisis del comportamiento de los sensores del móvil, principalmente del acelerómetro y en menor medida el giroscopio, en distintas situaciones de la marcha. Para ello se va a caracterizar en primer lugar el caso más sencillo de la marcha, es decir el andar, para después extender el análisis a situaciones similares como andar rápido, correr, subir y bajar escaleras entre otras.

### 4.1. Biomecánica de la marcha

La marcha humana es el movimiento sincronizado del tronco y de las piernas que permite el desplazamiento de los seres humanos, y está caracterizada por ciclos repetitivos para cada pie, conocidos como ciclos de paso, que dan lugar a una secuencia periódica. Cada ciclo de paso se divide en dos etapas: apoyo y balanceo.

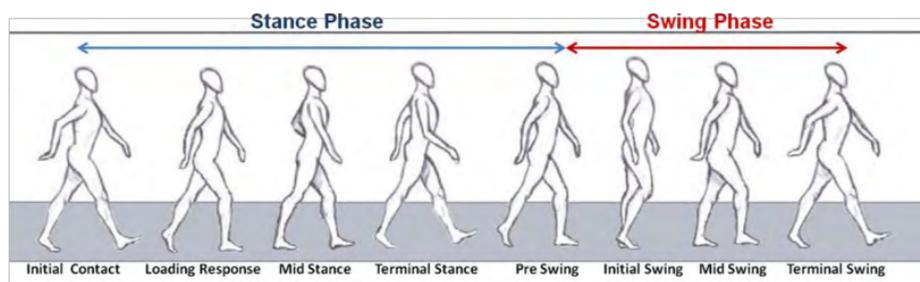


Figura 4.1: Esquema del ciclo de la marcha y sus fases. [8]

I. Apoyo. Se define la fase de apoyo como el período en que el pie está en contacto con el suelo y abarca aproximadamente el 60% del ciclo de paso de la marcha. Se subdivide en las siguientes cinco fases:

- Contacto inicial. También denominada como fase de apoyo del talón, ocurre en el instante en que el pie, en concreto el talón, toca el suelo. Durante esta fase ocurre el primer doble apoyo, que es el momento en que ambos pies están en contacto con el suelo.
- Apoyo plantar. En esta subfase la parte delantera del pie contacta con el suelo, de forma que el pie está completamente apoyado. Durante esta etapa la cadera alcanza su posición más baja durante el ciclo de paso y únicamente un pie se encuentra en contacto con el suelo.
- Apoyo medio. Durante este intervalo del ciclo de paso, el tronco se alinea verticalmente con el centro del pie. La cadera alcanza el punto más alto del ciclo y su velocidad disminuye gradualmente.

- Elevación del talón. Esta etapa ocurre cuando el talón se eleva del suelo.
- Despegue del pie. Es la última parte de la fase de apoyo, y a su vez, es el segundo momento de doble apoyo, que ocurre justo antes de la fase de balanceo.

II. Balanceo. Es el periodo en el que el pie oscila y no se encuentra en contacto con el suelo. Constituye aproximadamente el 40 % del ciclo de la marcha y se divide en 3 subfases:

- Balanceo inicial. Es la fase en la que el pie comienza a oscilar y el peso del cuerpo se transfiere al otro pie, que ahora se encuentra en fase de apoyo.
- Balanceo medio. Seguido al balanceo inicial, esta segunda subfase comienza con la máxima flexión de la rodilla y finaliza cuando la tibia se encuentra en posición vertical.
- Balanceo final. Es el último intervalo del ciclo de paso y de la fase de balanceo, en la que la rodilla se extiende por completo justo antes de apoyar el talón de nuevo, dando lugar a un nuevo ciclo de la marcha [1][9].

## 4.2. Andando con el móvil en el tobillo

Se ha realizado una prueba andando, colocando el móvil en el tobillo derecho, con la pantalla mirando hacia la derecha. Con esta disposición, mostrada anteriormente en la sección 3.1.1, Salto con el móvil en el tobillo, en la Figura 3.1, el eje vertical del móvil se corresponde con el eje  $y$ , el eje  $x$  con la dirección en la que se va a caminar, es decir, hacia la delante y el eje  $z$  con la dirección transversal a ambas.

Durante el análisis de los resultados, se enfrentaron distintas dificultades para interpretarlos. Una de las principales complicaciones fue debida a la colocación del móvil, ya que el eje  $z$  realmente no recopila datos relevantes del paso, pues las aceleraciones registradas en esa dirección no son debidas a la marcha, sino que son de movimientos realizados involuntariamente e introducen ruido. Esto complicó el entendimiento de los resultados, introduciendo patrones que no permitían diferenciar claramente las fases de la marcha y por ello en la Figura 4.2 se han representado solamente los datos medidos por el acelerómetro del móvil en los ejes  $x$  e  $y$ . Además, se ha calculado el módulo de ambas componentes con el signo de la componente  $y$ , de forma que es una aproximación del módulo de la aceleración, eliminando el ruido que introduce la componente  $z$ . Se representa con el signo de la componente  $y$ , para distinguir movimientos hacia arriba y hacia abajo, ya que la componente  $y$  es casi siempre la componente principal.

Para comprobar la repetitividad cada medida se ha repetido tres veces. Dado que los resultados mostraban una buena consistencia cualitativamente, se muestra únicamente una de las repeticiones de la prueba, en la Figura 4.2.

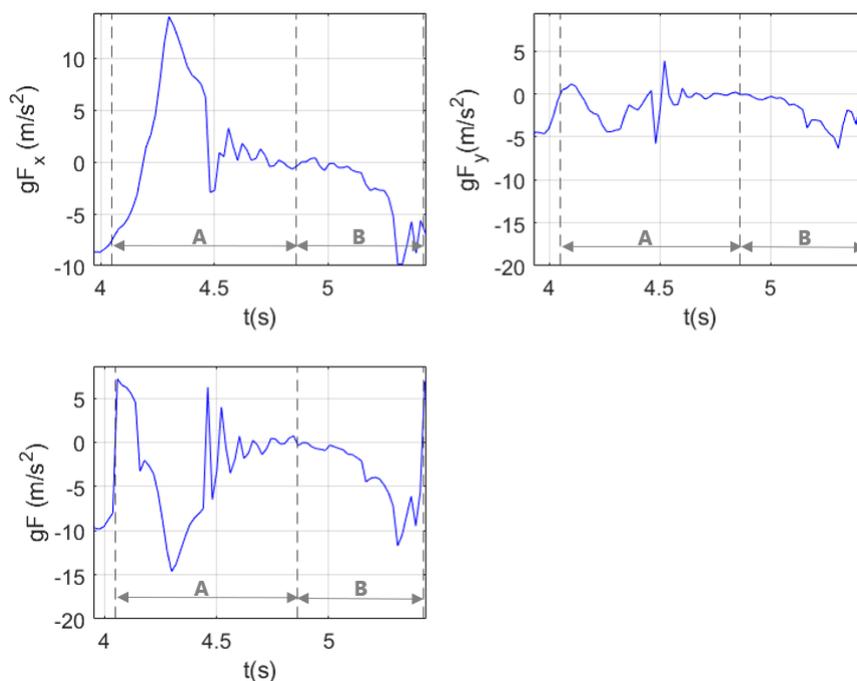


Figura 4.2: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y del módulo de la aceleración en el pie derecho durante la marcha.

En la Figura 4.2 se han identificado las zonas A, correspondiente a la fase de apoyo y B, correspondiente a la de balanceo, que conforman un ciclo de paso. La duración del ciclo de paso estudiado es de 1.36 s. La duración de la fase de apoyo es de 0.80s, lo que representa el 59 % del ciclo, mientras que la fase de balanceo dura 0.56s, que corresponden al 41 % del ciclo. Comparándolo con los valores teóricos, se espera que la fase de apoyo abarque el 60 % del ciclo y la fase de balanceo el 40 %, lo que implicaría una duración de la fase de apoyo de 0.82 y 0.54s para la fase de balanceo. Por tanto, se obtienen valores compatibles con los esperados.

Como ya se ha mencionado, en las gráficas de la Figura 4.2 se han identificado visualmente las fases de apoyo y balanceo. Sin embargo, con el fin de realizar un análisis más exhaustivo, se pretenden identificar a continuación algunas de las subfases de estas dos etapas principales:

El ciclo de paso comienza con la fase de apoyo, concretamente con la fase de apoyo del talón. Durante esta fase, se observa un máximo en el módulo de la aceleración debido a la fuerza ejercida por el talón al entrar en contacto con el suelo. La aceleración registrada en este máximo es  $gF=7.2 \text{ m/s}^2$ .

A medida que el pie se aplanan, el área de contacto del pie con el suelo aumenta, y la fuerza ejercida se distribuye a lo largo de toda la superficie del pie. De esta forma, el valor de la fuerza se reduce, y se observa un mínimo cuando el pie está completamente plano, correspondiente a la fase de apoyo plantar. La aceleración de este mínimo es  $gF=-14.6 \text{ m/s}^2$ .

Seguido del apoyo plantar, el talón comienza a levantarse del suelo. En el momento en que

solo queda apoyado el antepié, conocido como la fase de elevación del talón, se observa otro máximo, que alcanza la aceleración de  $gF=6.2 \text{ m/s}^2$ .

Tras este máximo se observan una serie de oscilaciones en el módulo de la aceleración, que señalan la transición hacia la fase de balanceo. Al final de esta fase, a los 5.3 segundos se tiene aceleración  $gF=11.7 \text{ m/s}^2$ , muy cercana a la gravedad,  $g$ . Esto coincide con el momento en que el pie se encuentra en el aire y la gravedad es la única fuerza, aunque el hecho de que el valor sea algo mayor a  $g$  indica que se empuja ligeramente hacia abajo desde la cadera.

Para tener un análisis más completo, se van a muestran en la Figura 4.3 las medidas registradas por el giroscopio, con el fin de examinar los patrones del movimiento rotacional del andar.

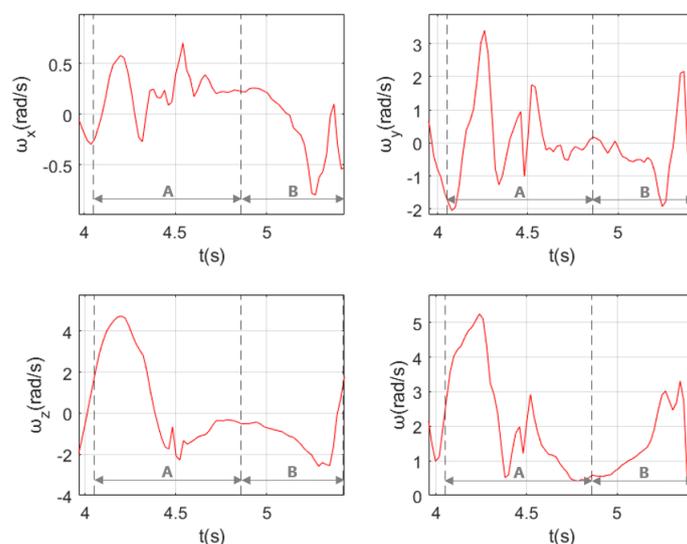


Figura 4.3: Gráficas de las componentes  $x$ ,  $y$ ,  $z$  del giroscopio del móvil, junto con el módulo de las tres componentes.

La componente más relevante en las medidas del giroscopio es la componente  $z$ , ya que, de acuerdo a la disposición del móvil empleada, el movimiento de la pierna al andar implica rotaciones del móvil en este eje. Por otro lado, en las componentes  $x$  e  $y$  no se realiza el movimiento principal de la marcha, de forma que la velocidad angular registrada en ellas puede ser debido a pequeñas desviaciones o sacudidas debidas al móvil. Por tanto, al caminar en línea recta se esperan giros significativos solamente en el eje  $z$ . Estos resultados se reflejan en las velocidades angulares recogidas, que tienen valores muy bajos en el eje  $x$ , mientras que en el eje  $y$  hay algunas velocidades ligeramente mayores, similares a los del eje  $z$ , ya que puede que el pie esté un poco girado y parte de la rotación se proyecte también sobre el eje  $y$ .

Hasta ahora, los análisis realizados han sido de un ciclo de paso. Sin embargo, dado que la marcha se caracteriza por ser un movimiento cíclico, en las Figuras 4.4 y 4.5 se exponen las gráficas correspondientes a dos ciclos de paso completos, para verificar que el comportamiento es periódico. No obstante, tras demostrar que la marcha es un proceso cíclico y se repite, en el

resto de casos se va a mostrar únicamente un ciclo de paso.

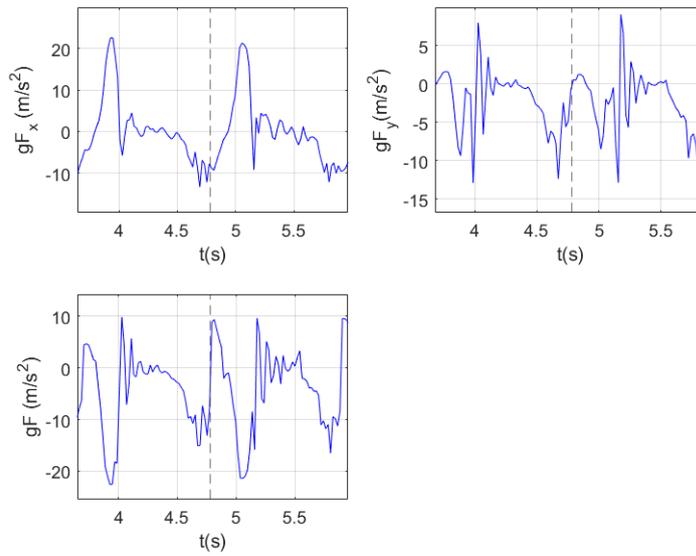


Figura 4.4: Resultados del acelerómetro para una prueba andando con el móvil en el tobillo, donde se muestran dos ciclos de paso.

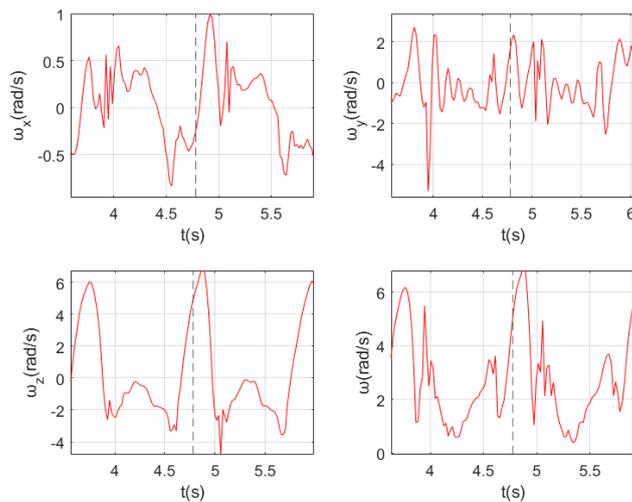


Figura 4.5: Resultados del giroscopio para una prueba andando con el móvil en el tobillo, donde se muestran dos ciclos de paso.

### 4.3. Andando con el móvil en la cadera

Se ha llevado a cabo un segundo caso de análisis de la marcha, utilizando un enfoque diferente. En este caso se ha colocado el móvil en el bolsillo trasero del pantalón, de forma que se van a registrar las aceleraciones correspondientes al movimiento de la cadera, que desempeña un papel de gran importancia en la biomecánica de la marcha, debido principalmente a la estabilización y el equilibrio durante la marcha, y a que genera una parte significativa de la fuerza necesaria para impulsar el cuerpo hacia adelante durante la fase de balanceo de la marcha. Además, el móvil en esta posición registra aproximadamente el movimiento del centro de masas.

En esta prueba se ha colocado el móvil en el bolsillo trasero derecho con la pantalla hacia delante, es decir, orientada en el sentido en que se camina. Así, la dirección del eje  $y$  coincide con la dirección vertical, la dirección del eje  $z$  con la dirección de la marcha y la del eje  $x$  con la dirección transversal a la marcha. No obstante, para la representación de los datos medidos se realizó la conversión al sistema de coordenadas utilizado en el caso anterior, donde se utilizaban los ejes  $x$  e  $y$  para el estudio de la marcha.

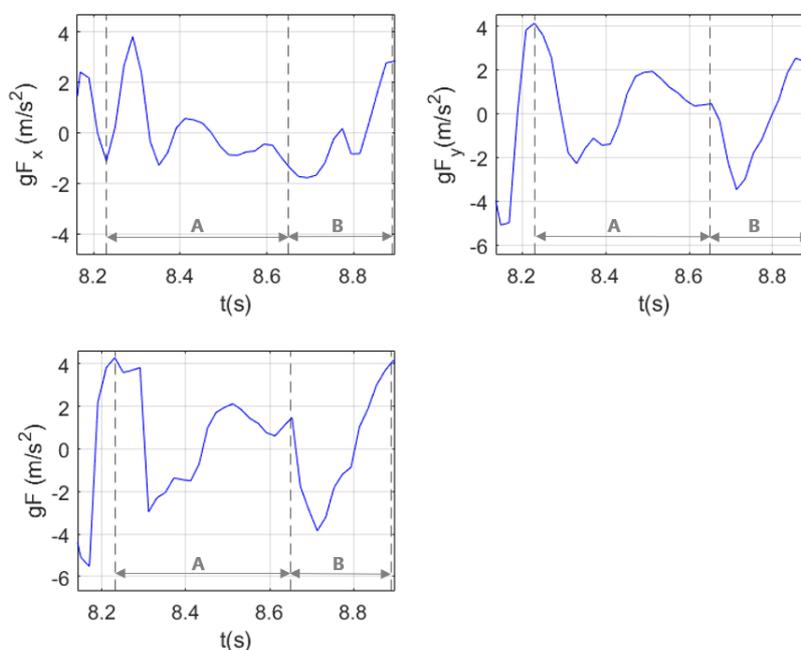


Figura 4.6: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y el módulo de ambas, durante la marcha con el móvil en el bolsillo trasero.

La duración del ciclo de paso es de 0.66 segundos. Analizando las fases de la marcha, se ha determinado que la fase de apoyo dura 0.42s, que corresponde al 64% del ciclo, mientras que, por otro lado, el balanceo dura 0.24s, lo cual representa el 36% del ciclo total. La proporción de las etapas de apoyo y balanceo se aproximan a lo esperado según la teoría. Por tanto, al estudiar la marcha con el móvil en la cadera, la duración de la medida realizada es menor, ya que el movimiento de la cadera al andar es más corto que el del pie.

Comparando las gráficas de las aceleraciones obtenidas en la figura 4.6 con las subfases de

la marcha, se observan algunas diferencias con respecto a la disposición del móvil en el tobillo:

Durante la fase de apoyo del talón al comienzo del ciclo, tanto el talón como la cadera, en menor medida, ejercen una fuerza sobre el suelo. En este caso la aceleración medida por el móvil en esta fase es  $gF=4.3 \text{ m/s}^2$ , que es menor que en la medición realizada con el móvil en el tobillo. Esta disminución de la aceleración en dicho punto es coherente ya que la cadera ejerce menos fuerza que el pie en esta fase de la marcha.

Durante el apoyo plantar, donde el pie está apoyado completamente en el suelo, la cadera tiene el mínimo desplazamiento de su posición de equilibrio que alcanza durante la marcha. La aceleración registrada en dicho momento es  $gF=-3.0 \text{ m/s}^2$ . Por tanto, esto evidencia que la cadera experimenta una aceleración más reducida durante esta fase comparado con la medición del tobillo.

En cuanto a la fase de elevación del talón, se obtiene una aceleración de  $gF=8.5 \text{ m/s}^2$ , que es mayor que en el anterior caso y en consecuencia indica que la cadera experimenta un impulso mayor durante esta fase.

En esta prueba también se consideran los resultados del giroscopio. Dado que la cadera es una articulación más estable que el tobillo en términos de rotación durante la marcha no se esperan grandes cambios angulares. De acuerdo a la Figura 4.7, las velocidades angulares detectadas muestran pequeñas oscilaciones, y a diferencia del caso del tobillo, los valores de la velocidad angular son bajos en todas las componentes.

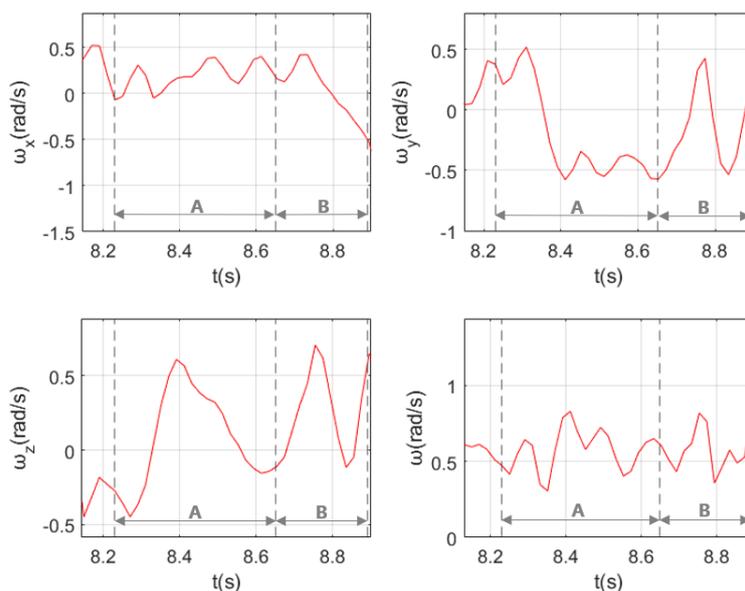


Figura 4.7: Gráficas de las componentes  $x$ ,  $y$  y  $z$  del giroscopio del móvil, junto con el módulo de las tres componentes.

#### 4.4. Andando con el móvil en la mano

El movimiento realizado por la mano durante la marcha es muy distinto al del pie. Mientras que el pie pasa por diferentes las fases ya explicadas, la mano junto con el brazo oscila durante todo el ciclo de paso de la misma manera. En este caso no hay una relación tan estrecha con los ciclos de la marcha, esperando un movimiento casi pendular, con desplazamiento del eje.

En esta prueba se ha sostenido el móvil en la mano derecha, colocándole con la misma orientación que en la figura 3.1. Es decir, el eje  $y$  se corresponde con la dirección vertical y el eje  $x$  con la dirección hacia la que se va a andar.

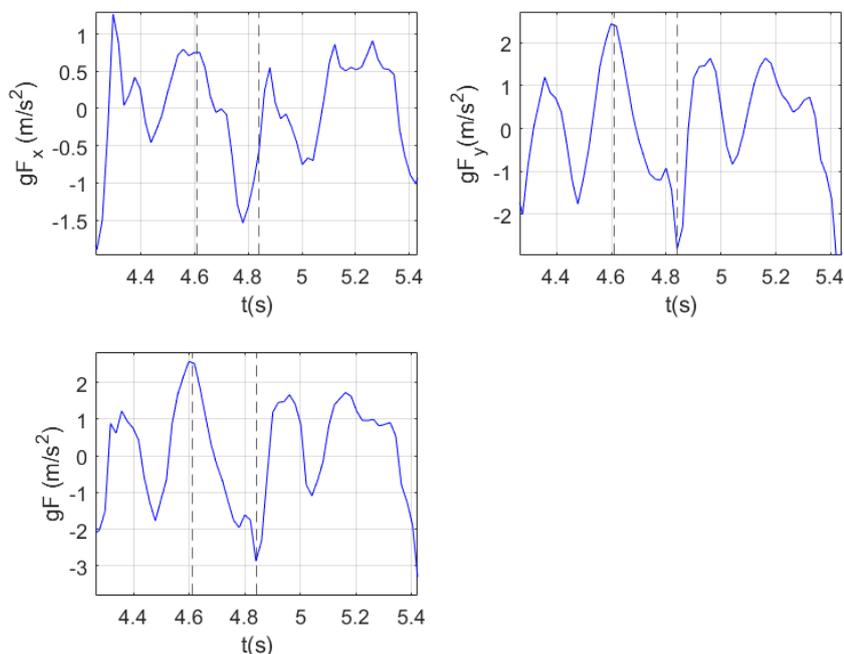


Figura 4.8: Resultados del acelerómetro para una prueba andando con el móvil en la mano, donde se muestran dos ciclos de paso.

En la Figura 4.8 se observa la periodicidad del movimiento que, en este caso en que el móvil se sostiene en la mano es debida al efecto combinado del movimiento de la mano junto con el de la parte inferior del cuerpo.

La duración del primer ciclo de paso al tomar medidas con el móvil en la mano es de 0.56s. Al igual que en el caso anterior, en donde el móvil se llevaba en el bolsillo, en el caso de la mano el ciclo de paso también se acorta en comparación al primer caso, en el que el móvil se encontraba en el tobillo. En este caso, las fases de apoyo y balanceo son un tanto subjetivas, ya que, al tener el móvil en la mano, estamos estudiando el movimiento del brazo y no el del pie, y podría haber una falta de sincronización entre ambos movimientos. Sin embargo, si asociamos el primer máximo al apoyo del talón, el mínimo al apoyo plantar y el segundo máximo a la elevación del talón, las etapas de apoyo y balanceo se dividen como en la Figura 4.9. La duración de la fase de apoyo es de 0.31s y la de balanceo de 0.25s.

La aceleración en la fase de apoyo del talón es  $gF=1.2 \text{ m/s}^2$ , en la fase de apoyo plantar  $gF=-1.8 \text{ m/s}^2$  y en la fase de elevación del talón  $gF=2.6 \text{ m/s}^2$  respectivamente. Estos valores son muy inferiores a los obtenidos en los dos casos anteriores, ya que el movimiento realizado por la mano requiere menos fuerza.

Comparar visualmente los tres casos realizados, es decir, con el móvil en el tobillo, en la cadera y en la mano, y encontrar similitudes es complicado, ya que la duración e intensidad de cada caso son muy distintas, y no se pueden superponer las fases de cada caso exactamente. Se puede ver claramente reflejado en la Figura 4.9 que cuando el móvil está en el tobillo la aceleración es mayor que en los otros dos casos, y a su vez, cuando está en el bolsillo es mayor que en la mano.

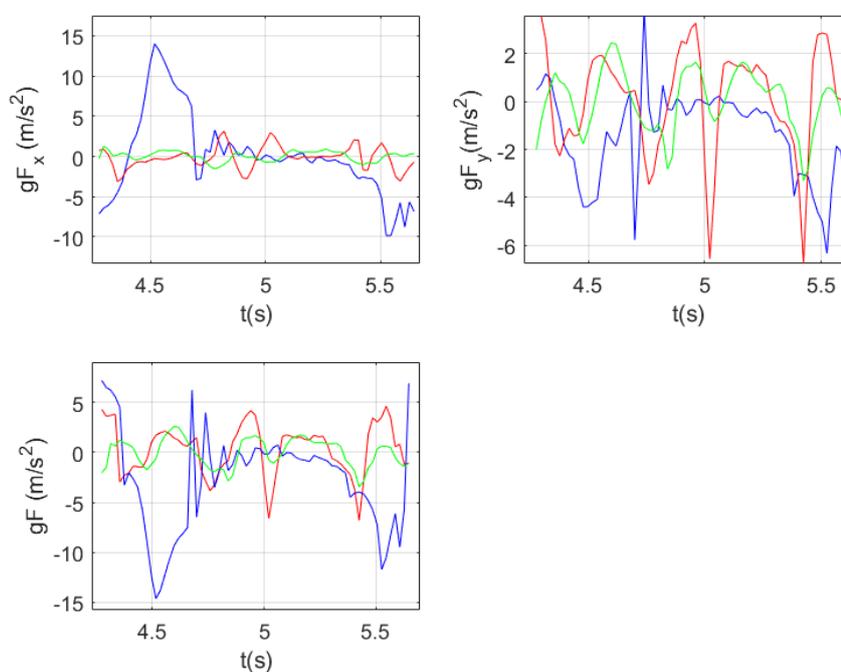


Figura 4.9: Gráficas que muestran los resultados obtenidos al andar, con el móvil en el tobillo en azul, con el móvil en el bolsillo en rojo y con el móvil en la mano en verde.

Como ya se mencionó anteriormente, el caso de la mano sigue un patrón distinto a los otros dos casos. Sin embargo, al comparar los casos con el móvil en el tobillo y en la cadera, se observa que siguen el mismo patrón, lo cual puede verse mejor en las Figuras 4.2 y 4.6, aunque el primero de ellos con una duración más larga y mayores aceleraciones.

## 4.5. Andando rápido con el móvil en el tobillo

Se ha llevado a cabo otra prueba para el análisis de la marcha, en la que se ha colocado el teléfono en el tobillo de igual forma que en el primer caso de caminar, pero andando más rápido. La realización de esta prueba tiene como objetivo comparar los resultados con los obtenidos al caminar a un ritmo normal con la misma disposición del móvil.

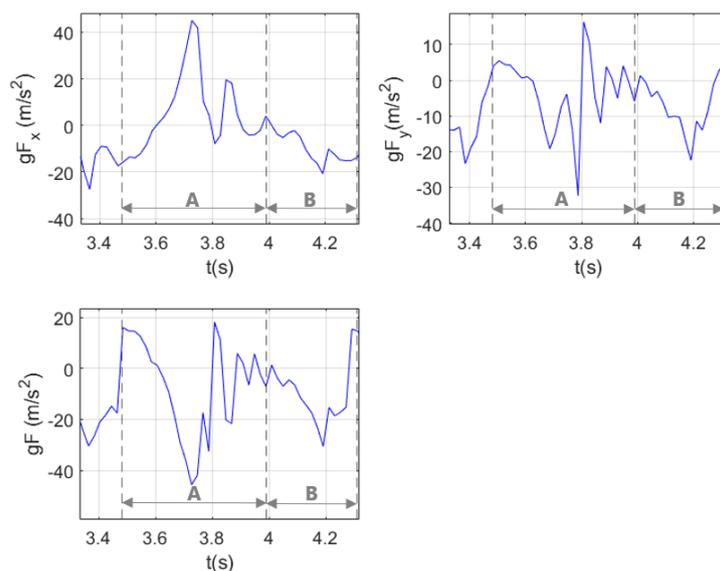


Figura 4.10: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y el módulo de ambas, al andar rápido.

Durante la fase de apoyo del talón se alcanza la aceleración  $gF=16.1 \text{ m/s}^2$ , mientras que en el apoyo plantar  $gF=-45.7 \text{ m/s}^2$  y en la elevación del talón  $gF=18.5 \text{ m/s}^2$ . Todas estas aceleraciones son muy superiores a las obtenidas en el caso de caminar a un ritmo normal, ya que representan más del doble de las aceleraciones medidas en esa situación. Al aumentar la velocidad, se genera una mayor demanda de impulso y propulsión, que implica a su vez un mayor esfuerzo muscular y una mayor fuerza ejercida sobre el suelo. Todo esto resulta también en un mayor impacto del pie al llegar al suelo, lo que se ve reflejado en la Figura 4.11, al tener aceleraciones considerablemente mayores al andar rápido.

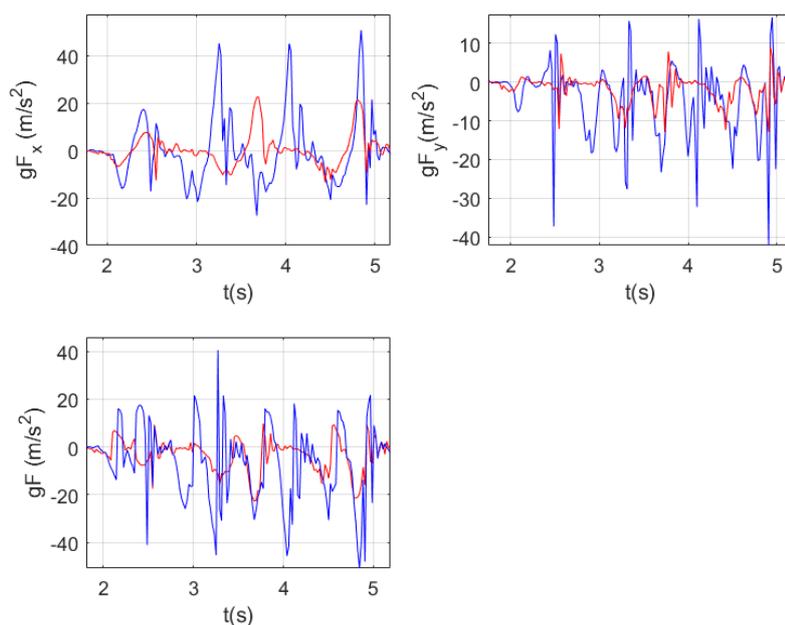


Figura 4.11: Gráficas que muestran los resultados recogidos por el acelerómetro al andar, en rojo, y al andar rápido, en azul, de manera simultánea.

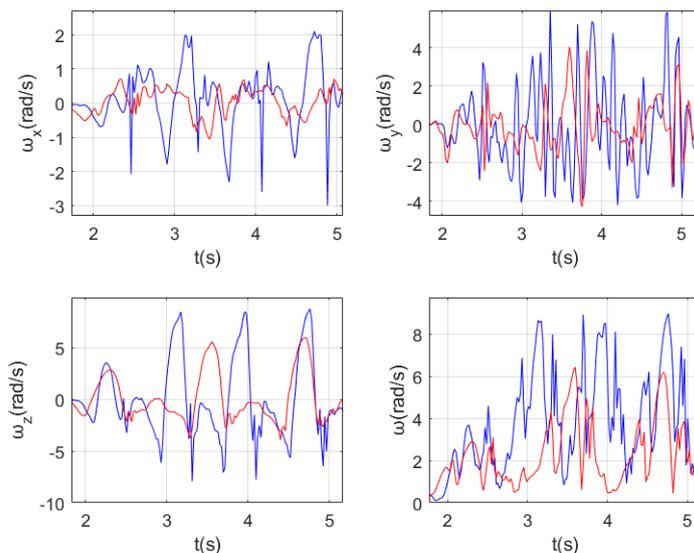


Figura 4.12: Gráficas que muestran los resultados recogidos por el giroscopio al andar, en rojo, y al andar rápido, en azul, de manera simultánea.

Según los datos obtenidos de las gráficas de las Figuras 4.11 y 4.12, se observa una similitud cualitativa en los resultados obtenidos al caminar normal y al caminar rápido, ya que los datos del acelerómetro y el giroscopio siguen el mismo patrón en ambos casos. Debido a que los ciclos de paso tienen duraciones diferentes, puede resultar complicado observar claramente el patrón, especialmente en las mediciones de aceleración. Sin embargo, al andar rápido este patrón se vuelve más estrecho, dado que el ciclo de paso se realiza en menor tiempo, y se alcanzan valores mayores, tanto en velocidad angular como en aceleración.

En la marcha rápida se ha registrado un ciclo de paso de 0.83s de duración, de los cuales 0.49s pertenecen a la fase de apoyo y 0.34s a la de balanceo. Las fases de apoyo y de balanceo representan el 59% y el 41% del ciclo de paso respectivamente.

Estos resultados indican que, al caminar más rápidamente, el tiempo que dura cada ciclo de paso disminuye, y de igual forma lo hacen tanto la fase de apoyo como la de balanceo. Sin embargo, la proporción de estas dos fases en el ciclo de paso apenas se vio afectada por el aumento del ritmo de la marcha. Por consiguiente, la velocidad a la que se camina resulta un factor determinante en la biomecánica, ya que influye en los parámetros del ciclo de paso.

## Capítulo 5

# Carrera y casos especiales de la marcha

### 5.1. Corriendo con el móvil en el tobillo

Esta sección presenta el análisis de la marcha cuando se realiza la actividad de correr, estando el móvil colocado en el tobillo, de la misma forma que en los anteriores casos, para ver cómo se modifican las aceleraciones y otras características biomecánicas en comparación con los casos ya estudiados.

La carrera presenta diferencias significativas en comparación con la marcha. Uno de los aspectos distintivos es la ausencia de la fase de doble apoyo, en su lugar, hay un período en el que ambos pies están en el aire, con lo que debería observarse una fase de caída libre. Además, al contactar con el suelo se produce un impacto mayor. Todas estas diferencias pueden verse en las gráficas mostradas en la Figura 5.1.

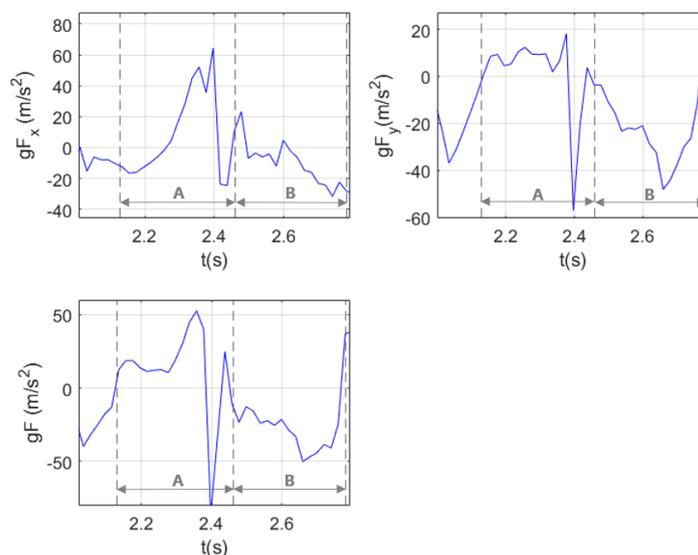


Figura 5.1: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y el módulo de ambas, durante la carrera.

Se observan diferencias significativas en la duración de las fases del ciclo con respecto a los casos de la marcha y de la marcha rápida. La duración del ciclo de paso es de 0.65s, siendo la fase de apoyo de 0.33s y la fase de balanceo de 0.32s, o lo que es lo mismo, el 51 % y el 49 % del ciclo respectivamente. Estos porcentajes difieren de los valores esperados para la marcha, donde la fase de apoyo corresponde el 60 % del ciclo y la fase de balanceo el 40 %. El motivo de esta diferencia es la ausencia de la fase de doble apoyo, que hace que en la carrera se reduzca la fase

de apoyo.

Además, al correr se han obtenido valores de la aceleración muy superiores a los obtenidos en la marcha y en la marcha rápida. Al apoyar el talón, la aceleración es  $gF=52.6 \text{ m/s}^2$ , que indica un impacto mayor sobre el suelo durante esta fase en la carrera. En contraste, durante la fase de apoyo plantar, hay una aceleración mínima de  $gF=-86.1 \text{ m/s}^2$ , que refleja la fuerza de amortiguación necesaria para absorber el impacto al hacer contacto con el suelo. Por último, durante la elevación del talón, la aceleración máxima es de  $gF=24.9 \text{ m/s}^2$ , e indica un mayor impulso generado durante esta fase del ciclo de marcha al correr. Estos valores, que son más de cuatro veces las aceleraciones obtenidas al caminar, destacan el aumento de la intensidad en las demandas biomecánicas que supone correr.

## 5.2. Cuestas

Se ha considerado otra situación relevante para el análisis de la marcha: caminar en superficies inclinadas. Para ello, se va a llevar a cabo la prueba en cuestas. El patrón de movimiento es similar al de la marcha en superficies planas, sin embargo, se esperan algunas variaciones debido a la pendiente, que van a permitir analizar cómo la pendiente del terreno afecta a la biomecánica de la marcha. Por tanto, se han realizado pruebas en dos escenarios diferentes: subir y bajar una cuesta.

### 5.2.1. Subiendo cuesta

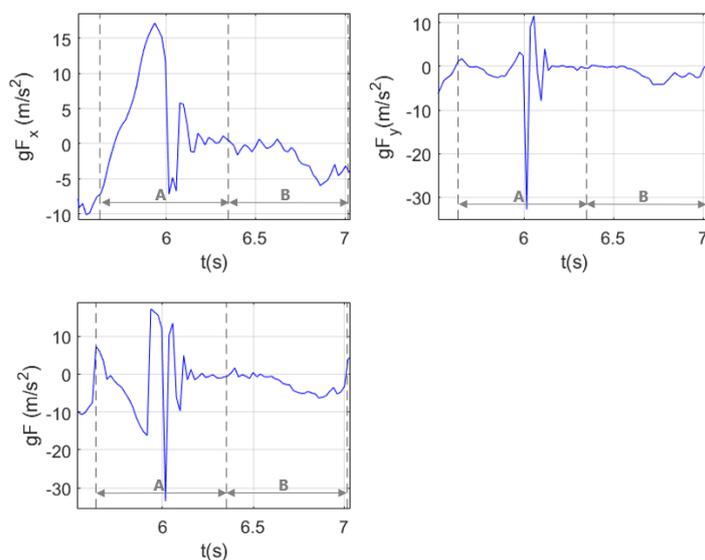


Figura 5.2: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y el módulo de ambas, al subir una cuesta

El ciclo de paso al subir la cuesta tiene una duración de 1.39s, ligeramente mayor que en el caso de caminar en una superficie plana. Este aumento en la duración del ciclo de paso puede atribuirse a la necesidad del cuerpo de adaptarse a la pendiente del terreno. Respecto a las fases de apoyo y balaceo, su duración es de 0.72s y 0.67s respectivamente, siendo sus propor-

ciones en el ciclo de paso correspondientes al 52% para la fase de apoyo y 48% para la fase de balanceo. Destaca que la fase de balanceo experimenta un aumento considerable en esta prueba.

Al subir la cuesta, en la fase de apoyo del talón, se ha observado una aceleración de  $gF=7.3 \text{ m/s}^2$ , que indica una fuerza moderada ejercida sobre el suelo durante esta etapa, ya que no es muy diferente al caso de andar normal, solo ligeramente mayor. Durante la fase de apoyo plantar, la aceleración es de  $gF=-16.2 \text{ m/s}^2$ , lo cual sugiere una fuerza de amortiguación significativa al absorber el impacto al hacer contacto con el suelo en la pendiente ascendente, pero que no difiere demasiado del caso de andar. Por último, durante la elevación del talón, la aceleración registrada es  $gF=17.2 \text{ m/s}^2$ , lo cual indica un impulso generado en esta fase del ciclo de marcha al subir la cuesta, mayor al del caso de caminar en plano. Por tanto, las aceleraciones resultantes al subir una cuesta son ligeramente mayores que al caminar en una superficie plana.

### 5.2.2. Bajando cuesta

Al bajar la cuesta se observan diferencias en el ciclo de paso en comparación con los casos de andar normal y subir la cuesta, de acuerdo a la Figura 5.3. El ciclo de paso al bajar la cuesta dura 1.19s, siendo ligeramente más corto que al caminar. La fase de apoyo dura 0.70s, lo cual pertenece al 59% del ciclo; mientras que la de balanceo dura 0.49s, correspondiente al 41% del total del ciclo. Estos porcentajes, a diferencia con el caso de subir la cuesta, concuerdan con los valores esperados para la marcha en terreno plano.

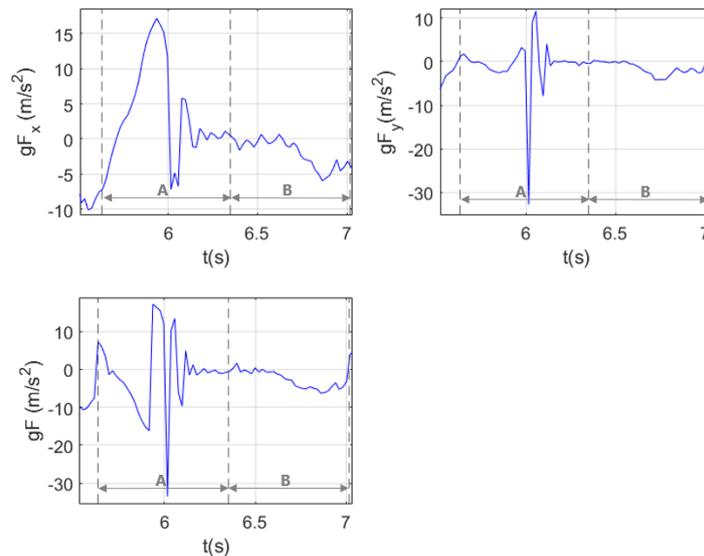


Figura 5.3: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y el módulo de ambas, al bajar una cuesta

En cuanto a las aceleraciones obtenidas en esta prueba, se obtienen resultados similares que al subir la cuesta y al caminar. En la fase de apoyo del talón la aceleración registrada es  $gF=10.0 \text{ m/s}^2$ , en el apoyo plantar  $gF=-12.5 \text{ m/s}^2$  y en la elevación del talón  $gF=11.8 \text{ m/s}^2$ . Aunque hay algunas diferencias numéricas en comparación con el caso de andar normal y subir la cuesta, se observa una tendencia similar en términos de proporciones y magnitudes de las fuerzas ejercidas en cada fase. No obstante, en las tres fases mencionadas los valores son mayores al

bajar la cuesta que al caminar.

Asimismo, antes de comenzar el ciclo, en el balanceo del ciclo anterior se observa una aceleración próxima a la gravedad,  $gF = -10.9 \text{ m/s}^2$ , que corresponde con la fase en que el pie cae de forma casi libre, sin demasiado impulso. Este comportamiento se repite en el ciclo estudiado, alcanzando  $gF = -10.9 \pm 1.9 \text{ m/s}^2$  en los instantes comprendidos entre  $t = 4.08\text{s}$  y  $t = 4.13\text{s}$  del balanceo final. Sin embargo, dado que el pie no solo experimenta la gravedad, sino que también está siendo impulsado no se espera que su aceleración en ese instante sea exactamente  $g = -9.81 \text{ m/s}^2$ .

Para comparar visualmente los ciclos de la marcha al andar sobre terreno plano, al subir una cuesta y al bajarla, se han representado los resultados obtenidos en estas pruebas de forma simultánea en la Figura 5.4. Se observan ciclos de paso de duración similar en los casos de subir la cuesta y andar en terreno sin inclinación, mientras que al bajar la cuesta se observa un ciclo de paso menor.

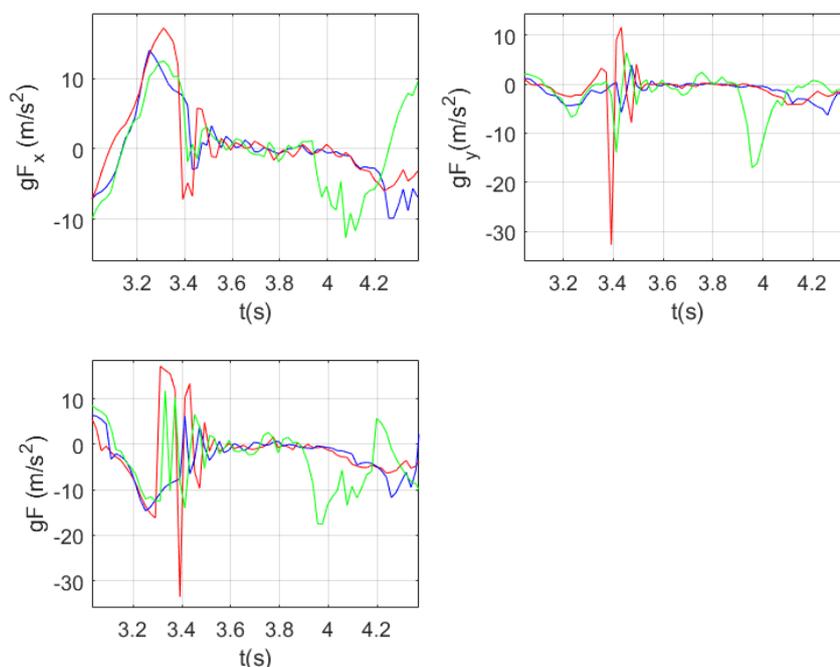


Figura 5.4: Gráficas que muestran los resultados obtenidos al andar, con el móvil en el tobillo en azul, al subir la cuesta en rojo y al bajarla en verde.

### 5.3. Escaleras

Se van a llevar a cabo pruebas subiendo y bajando escaleras, con el móvil colocado en el tobillo, con el fin de estudiar cómo se modifican las aceleraciones y otros parámetros de la marcha en esta situación. Dado que al caminar por escaleras el patrón de movimiento es distinto, se esperan cambios en las demandas biomecánicas necesarias para realizar esta prueba, en comparación con las anteriores.

### 5.3.1. Subiendo escaleras

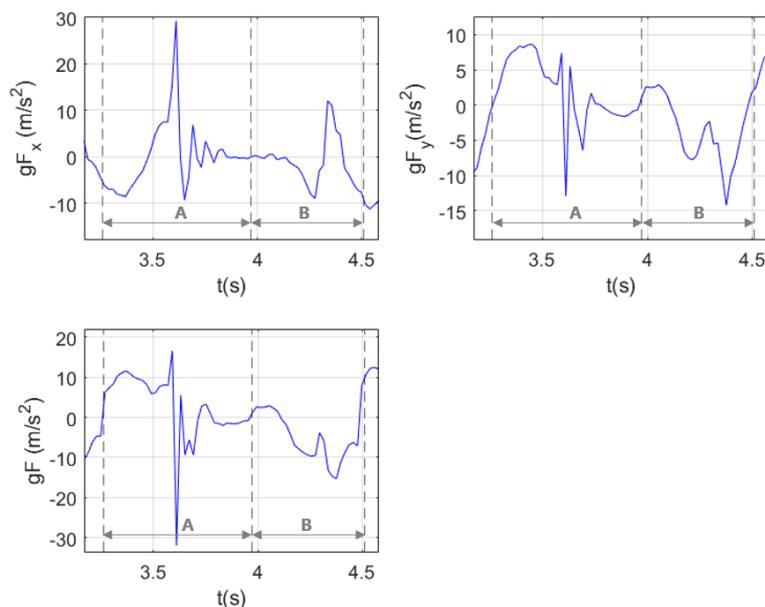


Figura 5.5: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y el módulo de ambas, al subir escaleras

Al subir escaleras el ciclo de paso es algo superior que al bajarlas, con una duración de 1.31s. La fase de apoyo, que abarca el 63% del ciclo, dura 0.83s; mientras que la fase de balanceo corresponde con el 37% del ciclo y dura 0.48s.

En relación al análisis de las aceleraciones, se observa que en la fase de apoyo del talón la aceleración es  $gF=12.7 \text{ m/s}^2$ , en el apoyo plantar  $gF=-21.5 \text{ m/s}^2$  y en la elevación del talón  $gF=12.9 \text{ m/s}^2$ . Destaca que la aceleración en el apoyo plantar es algo superior al bajar las escaleras. Además, la aceleración en las tres fases mencionadas es mayor que al caminar lo que indica que el trabajo realizado al subir escaleras requiere más fuerza que al caminar, debido a la necesidad de superar la gravedad y elevar el cuerpo verticalmente

### 5.3.2. Bajando escaleras

De acuerdo a la Figura 5.6, el ciclo de paso durante esta actividad tiene una duración de 0.9s. La fase de apoyo tiene una duración de 0.45 s, lo que representa el 50% del ciclo total. Por otro lado, la fase de balanceo, dura 0.45s, lo que equivale al otro 50% del ciclo.

En cuanto a las aceleraciones registradas, durante la fase de apoyo del talón se observó una aceleración de  $gF=6.8 \text{ m/s}^2$ . Durante el apoyo plantar, se registró la aceleración es  $gF=-17.0 \text{ m/s}^2$ , indicando una fuerza de amortiguación considerable al absorber el impacto al hacer contacto con el escalón. En la elevación del talón, la aceleración es de  $gF=4.3 \text{ m/s}^2$ .

Además, durante la fase de balanceo se observan puntos en los que la aceleración se acerca a la gravedad debido a que el pie se encuentra en una situación de caída libre.

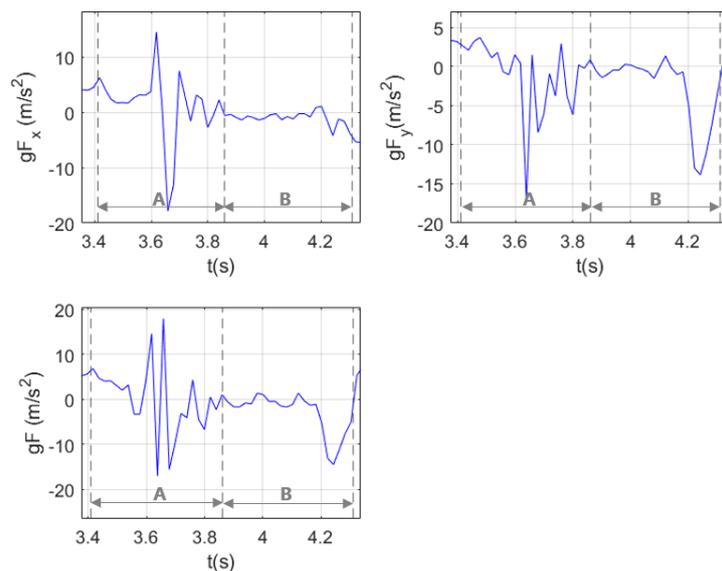


Figura 5.6: Gráficas de las componentes  $x$  e  $y$ , y el módulo de ambas, al bajar escaleras

En la Figura 5.7 se han comparado visualmente el ciclo de paso al subir y al bajar escaleras. Se observan diferencias claras entre ambas actividades, destacando su duración, siendo menor al bajar las escaleras, donde el ciclo acaba en el instante  $t=4.24s$ .

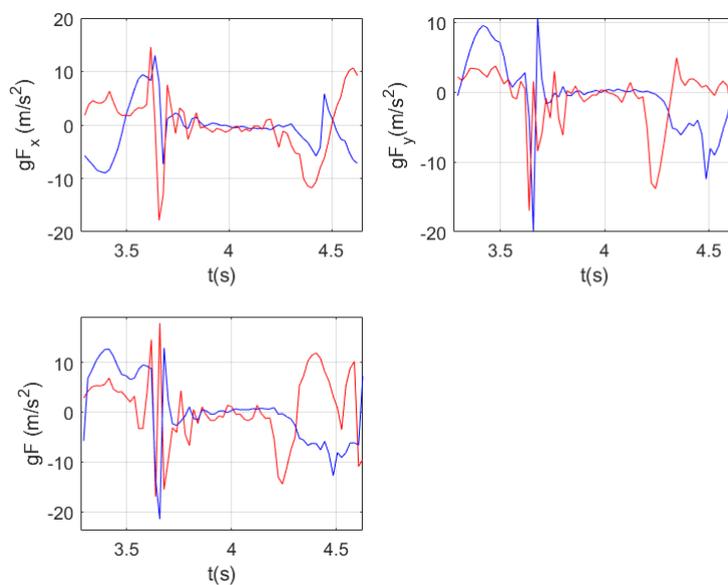


Figura 5.7: Gráficas que muestran los resultados obtenidos al subir escaleras, en azul, y al bajarlas, en rojo, de manera simultánea

## 5.4. Andando en una cinta de correr

Se ha llevado a cabo una prueba andando en una cinta de correr, con el objetivo de ver si los parámetros principales de la marcha son iguales en este caso que al andar sobre el suelo. De

nuevo, la disposición del móvil ha sido en el tobillo derecho.

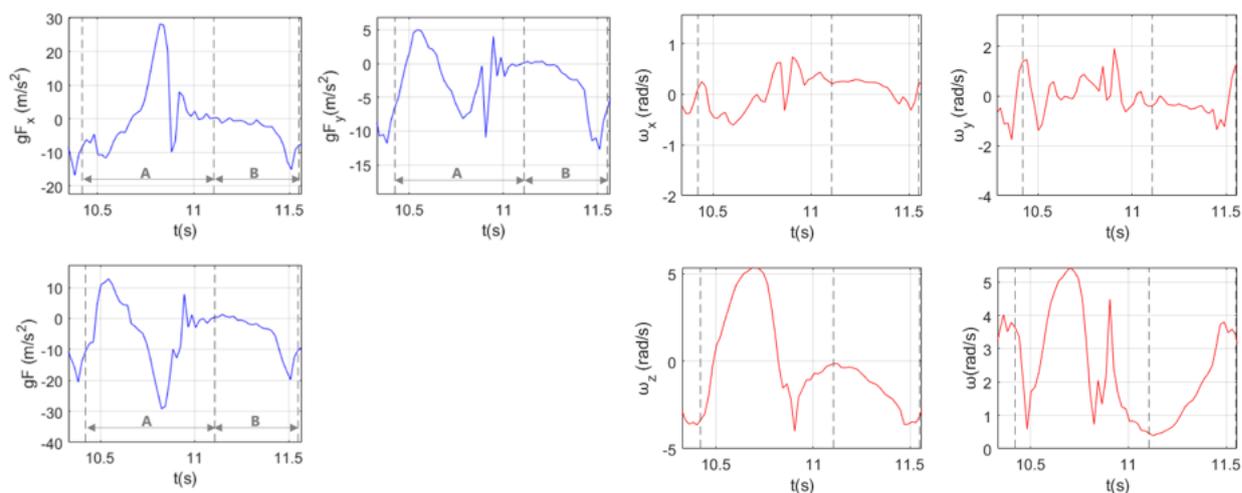


Figura 5.8: Gráficas que muestran los resultados obtenidos al andar en una cinta de correr. En las gráficas representadas en azul se exponen los resultados del acelerómetro y en las gráficas representadas en rojo las del giroscopio.

A simple vista, cualitativamente se obtienen gráficas similares que en el caso de la marcha, expuestas en las Figuras 4.3 y 4.7. No obstante, si nos paramos a analizar los parámetros estudiados en los casos anteriores se observan algunas diferencias cuantitativas. El ciclo de la marcha se compone en este caso de 1.13 segundos, de los cuales 0.69 corresponden a la fase de apoyo y 0.44 a la de balanceo. De esta forma, la fase de apoyo se corresponde con el 61 % del ciclo de paso y la de balanceo con el 39 %. Estas proporciones son similares que al andar sobre el suelo; no obstante, la duración del ciclo de paso es menor.

También se han observado diferencias biomecánicas en la intensidad del paso, con respecto al andar sobre el suelo. La aceleración en el apoyo del talón es  $gF=12.7 \text{ m/s}^2$ , en el apoyo plantar  $gF=-29.2 \text{ m/s}^2$  y en la elevación del talón  $gF=9.8$ , valores que son mayores en el caso de andar en la cinta que al andar sobre el suelo.

Respecto a las velocidades angulares, aunque hay pequeñas diferencias, de forma general son muy similares que al andar sobre el suelo tanto cualitativamente como cuantitativamente.

Además, se ha comparado gráficamente la marcha con la marcha en la cinta en la Figura 5.9. En ambos casos el móvil se sitúa en el tobillo para observar las diferencias mencionadas entre ambos casos

De acuerdo a la Figura 5.9, el ciclo de paso al andar en el suelo tiene mayor duración, ya que cuando empieza el segundo ciclo de paso en la prueba en la cinta, todavía no ha finalizado la fase de balanceo del primer ciclo de la marcha sobre el suelo. Se observa que la fase de balanceo es de mayor duración en la marcha sobre el suelo.

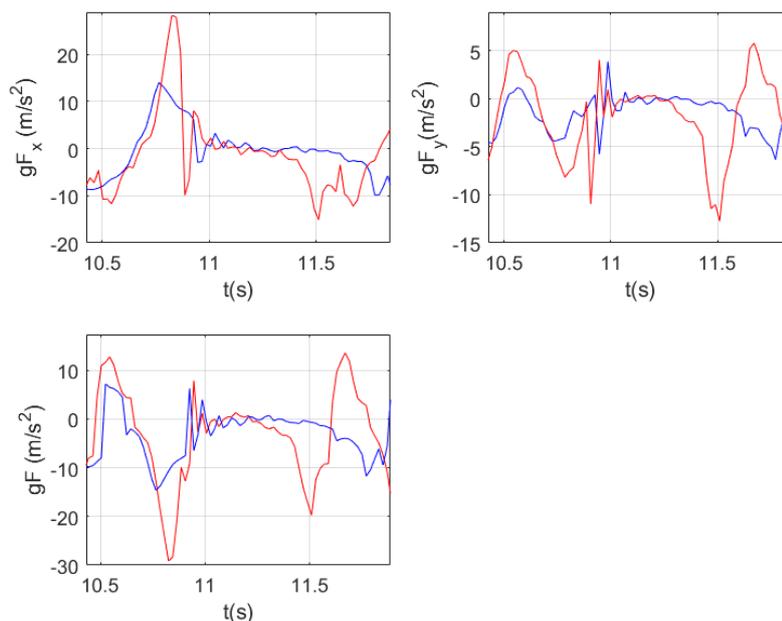


Figura 5.9: Gráficas que muestran los resultados obtenidos al andar sobre el suelo, en azul, y al andar sobre la cinta, en rojo, de manera simultánea.

Respecto a los puntos de la gráfica relevantes, los obtenidos en la cinta de correr son ligeramente más significativos. El máximo de la aceleración durante el apoyo del talón es  $gF=7.2 \text{ m/s}^2$  en la marcha, mientras que sobre la cinta la aceleración alcanza el valor  $gF=12.7 \text{ m/s}^2$ . El mínimo de la aceleración durante el apoyo plantar es  $gF=-14.6 \text{ m/s}^2$  en la marcha sobre el suelo y  $gF=-29.2 \text{ m/s}^2$  sobre la cinta. Por último, en la elevación del talón las aceleraciones del máximo son más próximas, con valores de  $gF=6.2 \text{ m/s}^2$  y  $gF=9.8 \text{ m/s}^2$  respectivamente. Por tanto, las aceleraciones en los momentos de la marcha analizados son mayores en el caso de la cinta.

Las diferencias de las aceleraciones entre ambos casos pueden ser debidas a la necesidad del cuerpo de adaptar la marcha a la velocidad impuesta por la cinta de correr, lo cual implicaría una velocidad y fuerza mayores requeridas durante la marcha, en comparación con la marcha sobre el suelo. Por consiguiente, resulta de gran importancia conocer con detalle el medio y las condiciones en las que se realiza una prueba, ya que puede influir en la biomecánica de la marcha.

## 5.5. Comparación de los distintos tipos de marcha

A continuación, se presenta una tabla que recopila los parámetros relevantes obtenidos de todas las pruebas realizadas, cada una correspondiente a un tipo de marcha diferente.

Tipo de marcha	$t_c/s$	$t_a/s$	$t_b/s$	$gF_t/ ms^{-2}$	$gF_p/ ms^{-2}$	$gF_e/ms^{-2}$
Andando tobillo	1.36	0.80	0.56	7.2	-14.6	6.2
Andando cadera	0.66	0.42	0.24	4.3	-2.9	8.5
Andando mano	0.56	0.31	0.25	1.2	-1.8	2.6
Andando rápido	0.83	0.49	0.34	16.1	-45.7	18.2
Corriendo	0.65	0.33	0.32	52.6	-86.1	24.9
Subiendo cuesta	1.39	0.72	0.67	7.3	-16.2	17.2
Bajando cuesta	1.19	0.70	0.49	10.0	-12.5	11.8
Subiendo escaleras	1.31	0.83	0.48	12.7	-21.5	12.9
Bajando escaleras	0.90	0.45	0.45	6.8	-17.0	4.3
Andando cinta	1.13	0.69	0.44	12.7	-29.2	7.8

Cuadro 5.1: Parámetros obtenidos para cada tipo de marcha. Todas las pruebas mencionadas se han realizado con el móvil en el tobillo, exceptuando aquellas en las que se indica lo contrario.  $t_c$  representa el tiempo de duración del ciclo,  $t_a$  el tiempo de apoyo y  $t_b$  el tiempo de balanceo.  $gF_t$  corresponde con la aceleración en la fase de apoyo del talón,  $gF_p$  con la aceleración en el apoyo plantar y  $gF_e$  con la aceleración en la fase de elevación del talón.

La realización de esta variedad de pruebas nos ha permitido analizar distintos aspectos del ciclo de paso, como su duración, sus fases y la fuerza ejercida. Además, al llevar a cabo pruebas en distintas situaciones se han podido comparar los patrones del movimiento en el ciclo de paso. Las aceleraciones registradas en las distintas fases del ciclo de paso muestran variaciones significativas en las diversas pruebas realizadas.

De acuerdo al Cuadro 5.1, llevar el móvil en el tobillo resultó en aceleraciones más altas, que al llevarlo en la cadera y en la mano, respectivamente. Como era de esperar, debido al aumento de la velocidad, se observa que el tiempo del ciclo se reduce al andar rápido y lo hace aún más al correr. Otra consecuencia del aumento en la velocidad de la marcha es una mayor aceleración ejercida, lo cual se ve reflejado en las aceleraciones en las fases de la marcha mostradas en el Cuadro 5.1, para los casos de andar, andar rápido y correr, con el móvil en el tobillo.

# Capítulo 6

## Conclusiones

En este Trabajo de Fin de Grado se ha explorado la viabilidad del uso de sensores del teléfono móvil con aplicaciones gratuitas para realizar estudios biomecánicos, fundamentalmente relacionados con la marcha.

Se han evaluado distintas aplicaciones que permiten el uso de los sensores del teléfono. Se han evaluado tres de ellas hasta decantarnos por la que parecía más flexible y completa: Sensor Logger.

En un análisis preliminar, se estudió la respuesta del acelerómetro, el giroscopio y la medida de altura basada en el barómetro. Ésta última, aunque interesante para otro tipo de estudios, resultó de poca utilidad para el nuestro, puesto que su frecuencia de muestreo es demasiado larga para los movimientos estudiados. Se comprobó, por otra parte, que acelerómetro y giroscopio sí proporcionaban datos apropiados.

Se desarrollaron programas en Matlab para realizar un análisis avanzado de los datos, a partir de archivos en formato CSV, puesto que, aunque las aplicaciones proporcionan gráficas en pantalla completas para interpretaciones rápidas no permitían análisis completos.

Se han llevado a cabo experimentos sencillos en el laboratorio, para continuar familiarizándonos con los sensores, y establecer una base sólida sobre su funcionamiento, ya que es fundamental para avanzar en las siguientes secciones del trabajo. Entre ellos pruebas sobre un carril de aire, sobre una mesa de aire y para estudiar el movimiento del péndulo. A través de estos experimentos se ha obtenido una estimación de la precisión de los sensores. Aunque no eran el objeto de este trabajo, mostraron las posibilidades del uso de estos dispositivos en experimentos de física de bachillerato o primeros cursos de la carrera.

Se han realizado pruebas que involucran actividades más complejas, como los saltos. Su estudio ofrece información relevante sobre las características y la eficiencia del movimiento humano, lo cual es de gran importancia para conocer el rendimiento de un individuo. Además, estas pruebas han permitido definir la metodología utilizada en la biomecánica de la marcha. Se pudieron identificar las fases de impulso, vuelo e impacto del salto, siendo esta última en la que se genera una mayor aceleración, de  $gF=86.1 \text{ m/s}^2$  cuando el móvil se encuentra en el tobillo. Además, se registra una aceleración mayor cuando se coloca el móvil en el tobillo en comparación con el bolsillo, lo que se explica de manera coherente debido a que la fuerza ejercida por el pie durante el salto es mayor que la de la cadera.

Por último, se ha realizado un estudio sobre la marcha. Para ello se ha caracterizado en primer lugar el caso más sencillo de la marcha, es decir el andar, y se han podido determinar sus parámetros espaciotemporales, como la duración del ciclo de paso, las fases de apoyo y balanceo, entre otros. Se ha extendido el análisis a situaciones similares como andar rápido, correr, colocando el móvil en otras ubicaciones, subir y bajar escaleras entre otras, y de nuevo se han determinado algunos de sus parámetros. Se han podido identificar las fases de apoyo y balanceo durante la marcha, así como algunas de las subfases del apoyo. Llevar el móvil en el tobillo resultó en aceleraciones más altas, que al llevarlo en la cadera y en la mano. Como era de esperar, debido al aumento de la velocidad, se observa que el tiempo del ciclo se reduce al andar rápido y esta reducción es aún mayor al correr.

En conclusión, se ha explorado la utilidad de los sensores del móvil en experimentos de laboratorio y en estudios biomecánicos. En base a los resultados obtenidos, se puede concluir que los sensores del móvil tienen potencial para estudiar el movimiento humano, permitiendo obtener numerosos parámetros sobre ello. Por ello, han demostrado ser una herramienta prometedora en los campos de la salud y en el deportivo, y existe un amplio margen para seguir investigando y avanzando en ello.

## 6.1. Trabajo futuro

Este apartado está enfocado en la visión prospectiva que podría tomar el presente trabajo, planteando cómo llevar a cabo su continuación y los temas para explorar en el futuro. En caso de realizarse una continuación, esta permitiría profundizar en los aspectos que no se han tratado por completo en este estudio. En particular, llevar a cabo un estudio más riguroso de las incertidumbres y ciertos aspectos técnicos, como son la fijación del móvil o medir con dos móviles a la vez, lo que podría ayudar a superar algunas limitaciones técnicas asociadas con un solo dispositivo.

Por otro lado, sería posible realizar un estudio de la marcha más extenso, obteniendo más variables y parámetros espaciotemporales de la misma e incluso en distintas personas. También podrían explorarse nuevas situaciones, como llevando peso o en otros terrenos que no se hayan tratado.

Por último, en este trabajo se ha estudiado la marcha sobre la cinta de correr, lo que abre la puerta a extenderlo a todo tipo de máquinas de gimnasio, realizando distintos ejercicios, lo que permitiría profundizar en el rendimiento deportivo de la persona en cuestión.

# Bibliografía

- [1] A. S. Alharthi, S. U. Yunas y K. B. Ozanyan, “Deep learning for monitoring of human gait: A review”, *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, n.º 21, págs. 9575-9591, 2019.
- [2] A. Meigal, S. Reginya, L. Gerasimova-Meigal, K. Prokhorov y A. Moschevikin, “Analysis of human gait based on smartphone inertial measurement unit: a feasibility study”, en *2018 22nd Conference of Open Innovations Association (FRUCT)*, IEEE, 2018, págs. 151-158.
- [3] W. S. Hammack, P. Ryan y N. Ziech, *Eight Amazing Engineering Stories: Using the Elements to Create Extraordinary Technologies*. Articulate Noise Books, 2012.
- [4] “El giroscopio en el celular”. (9-6-2023), dirección: [https://tecnologia-facil.com/ques/el-giroscopio-en-el-celular/?utm\\_content=cmp-true](https://tecnologia-facil.com/ques/el-giroscopio-en-el-celular/?utm_content=cmp-true).
- [5] “Physics Toolbox Sensor Suite.” (17-6-2023), dirección: <https://apps.apple.com/es/app/physics-toolbox-sensor-suite/id1128914250>.
- [6] “Phyphox.” (17-6-2023), dirección: <https://apps.apple.com/es/app/phyphox/id1127319693>.
- [7] “Sensor Logger.” (17-6-2023), dirección: <https://apps.apple.com/us/app/sensor-logger/id1531582925>.
- [8] M. Susi, “Gait analysis for pedestrian navigation using MEMS handheld devices”, Tesis de maestría., Graduate Studies, 2012.
- [9] Z. Huan, X. Chen, S. Lv y H. Geng, “Gait recognition of acceleration sensor for smart phone based on multiple classifier fusion”, *Mathematical Problems in Engineering*, 2019.