

*Facultad
de
Ciencias*

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA MARCHA MEDIANTE SMARTPHONES

(Biomechanical study of gait using smartphones)

Trabajo de Fin de Grado
para acceder al
GRADO EN FÍSICA

Autor: Marcos Salas Lanza
Director: Francisco Matorras Weinig

Septiembre – 2025

Agradecimientos

Quiero agradecer en primer lugar a Francisco Matorras, mi director en este TFG, por la ayuda y la guía en este trabajo, así como al resto de profesores y personal docente que han formado, en mayor o menor medida, parte de mi estancia en la universidad.

A mis amigos, mi grupo de amigos de fuera de la universidad, que me llevan acompañando y me acompañarán muchos años. Al grupo de amigos de la universidad, "los chipis", por hacer de la universidad una experiencia única.

Por último y más importante, mi familia, comenzando por mis padres y mi hermana. Al resto de mi familia con la que mantengo una estrecha relación, en especial a mi abuela y a mis dos abuelos.

Resumen

El presente Trabajo de Fin de Grado continúa la investigación iniciada por *Celia Arnaiz Diestro* sobre el estudio biomecánico de la marcha mediante dispositivos inteligentes. El principal objetivo es explorar cómo herramientas accesibles, en particular, aplicaciones para teléfonos móviles, pueden emplearse para registrar y analizar parámetros relevantes de la locomoción humana.

Para la adquisición de datos, se utilizó la aplicación *Sensor Logger*, que permite registrar información de múltiples sensores integrados en el dispositivo. Tras analizar sus posibilidades, se seleccionaron el acelerómetro, que proporciona la aceleración lineal, y el giroscopio, que registra la velocidad angular.

En una primera fase, el trabajo se centró en comprender en detalle un ciclo único de paso a partir de las señales del acelerómetro y del giroscopio. Se exploraron y compararon distintos métodos de análisis para identificar los eventos clave de la marcha y caracterizarla.

Posteriormente, se realizaron mediciones bajo diferentes condiciones, como cambio de superficie de apoyo y modificación de la velocidad de desplazamiento. El análisis comparativo permitió observar diferencias en los parámetros de la marcha entre dichas condiciones, aportando evidencia sobre la influencia de cada factor en la biomecánica del movimiento.

En conjunto, los resultados muestran que, con herramientas al alcance de cualquier usuario, es posible llevar a cabo análisis biomecánicos de interés científico y práctico, facilitando la investigación y el seguimiento de la marcha humana sin necesidad de equipamiento especializado de alto coste.

Palabras clave: marcha, acelerómetro, giroscopio, *smartphone*, Sensor Logger.

Abstract

This Bachelor’s Thesis extends the research initiated by *Celia Arnaiz Diestro* on the biomechanical study of human gait using smart devices. The main goal is to demonstrate how widely accessible tools—specifically, mobile phone applications—can be used to record and analyze key parameters of human locomotion.

Data were collected with the *Sensor Logger* app, which enables recording from multiple sensors embedded in the device. After assessing the available options, we selected the **accelerometer**, providing linear acceleration, and the **gyroscope**, providing angular velocity.

The first stage focused on understanding a single gait cycle in detail from accelerometer and gyroscope signals. Several analysis methods were explored and compared to identify the main gait events and its characterization.

Subsequently, measurements were carried out under different conditions, such as changes in walking surface and speed variation. Comparative analysis revealed systematic differences in gait parameters across these conditions, highlighting the influence of each factor on gait biomechanics.

Overall, the results indicate that meaningful biomechanical analyses can be performed with readily available tools, enabling research and monitoring of human gait without the need for expensive specialized equipment.

Keywords: gait, accelerometer, gyroscope, smartphone, Sensor Logger.

Índice

Agradecimientos	3
Resumen	4
Abstract	5
1. Introducción	8
1.1. Contexto general y motivación	8
1.2. Locomoción humana: fundamentos	9
1.3. Relevancia del análisis biomecánico de la marcha	10
1.4. Smartphones como herramienta de análisis	11
1.5. Enfoque del presente trabajo	12
2. Dispositivo experimental y adquisición de datos	13
2.1. Dispositivos y sensores	13
2.2. Aplicación y configuración de registro	14
2.3. Colocación y fijación del dispositivo	15
2.4. Protocolo experimental	16
2.5. Sincronización y marcado	16
2.6. Control de calidad	17
2.7. Formato de datos y entorno de análisis	17
2.8. Algoritmo de detección de eventos (eje Y)	17
3. Medidas preliminares	19
3.1. Pruebas específicas (saltos y estrés de señal)	19
3.2. Medida preliminar: primeras grabación en tobillo (eje Y)	20
3.3. Sujeción del dispositivo: calcetín vs. cinta	20
4. Análisis de paso único	22
4.1. Primera aproximación: Rotación en eje Z + integración RK4	22
4.2. Supresión local del impacto (interpolación entre picos)	25
4.3. Integración hasta el contacto	27
4.4. Hacia el análisis definitivo	28
4.5. Fases del ciclo de paso	29
4.6. Conclusiones del capítulo	31
5. Análisis de superficies	32
5.1. Comparación entre superficies	32
5.2. Análisis de las superficies en función de la velocidad	34
5.3. Conclusiones del capítulo	38
6. Otros estudios	39
6.1. Tres ciclos en asfalto: llano, subida y bajada	39
6.2. Análisis de la señal de la cadera	40
6.3. Integración de la señal de la cadera (eje Z)	42
7. Conclusiones y líneas futuras	44

1. Introducción

1.1. Contexto general y motivación

La locomoción es una de las funciones más básicas y a su vez más complejas del ser humano. Entre sus distintas formas, la marcha constituye el patrón fundamental que nos permite interactuar con el entorno, desarrollar actividades cotidianas y mantener nuestra autonomía. La adopción de la marcha bípeda supuso uno de los hitos más relevantes en la evolución de los primeros homínidos, pues liberó las extremidades superiores para la manipulación de objetos, facilitó el desarrollo de herramientas y contribuyó de manera decisiva al progreso cognitivo y cultural que desembocó en la especie *Homo sapiens*.

Debido a esta centralidad en la vida diaria, el análisis de la marcha humana ha adquirido un papel destacado. Las áreas más evidentes son la medicina, la fisioterapia y las ciencias del deporte, donde contribuye al diagnóstico y seguimiento de patologías, a la planificación de rehabilitación y a la optimización del rendimiento y la prevención de lesiones. No obstante, su alcance se extiende a otras disciplinas como la ingeniería; diseño y control de prótesis, incluso elementos más avanzados como exoesqueletos y robots bípedos; y la ergonomía; diseño de calzado, superficies de tránsito o adecuación de entornos.

El estudio detallado de la marcha no solo tiene un interés teórico, ligado a la comprensión de la biomecánica del movimiento humano, sino también un valor práctico evidente. En el ámbito clínico, la caracterización de los patrones de marcha se utiliza para diagnosticar y monitorizar un gran número de patologías, como las enfermedades neurodegenerativas (por ejemplo, la enfermedad de Parkinson), lesiones musculoesqueléticas o alteraciones derivadas del envejecimiento. En rehabilitación, la cuantificación de parámetros como la velocidad, la cadencia o la simetría de la marcha permite evaluar la eficacia de tratamientos o prótesis. En el terreno deportivo, el análisis de la marcha constituye una herramienta útil para optimizar el rendimiento y prevenir lesiones, mientras que en el ámbito de la ergonomía resulta fundamental para diseñar productos de uso cotidiano, como el calzado, que influyen directamente en la salud postural.

Tradicionalmente, el análisis biomecánico de la marcha se ha llevado a cabo mediante sistemas instrumentales de gran precisión, como cámaras, plataformas de fuerza o laboratorios de análisis del movimiento. Estos métodos, si bien proporcionan datos de alta calidad, presentan limitaciones notables: requieren equipamiento costoso, infraestructuras específicas y personal especializado, lo que restringe su uso a entornos controlados y a un número limitado de individuos. Esta falta de accesibilidad dificulta su aplicación en estudios rutinarios, en poblaciones amplias o en condiciones de vida real.

En las últimas décadas, los avances tecnológicos han abierto nuevas oportunidades en este campo. La popularización de dispositivos electrónicos portátiles, y en particular de los teléfonos inteligentes, ha puesto al alcance de la mayoría de la población una serie de sensores capaces de registrar variables físicas relacionadas con el movimiento. Acelerómetros, giroscopios, magnetómetros, barómetros y receptores GPS, integrados en la práctica totalidad de los smartphones actuales, convierten a estos dispositivos en herramientas increíblemente útiles para el análisis biomecánico. La gran ventaja de esta aproximación radica en su bajo coste, su disponibilidad masiva y la posibilidad de realizar mediciones en entornos cotidianos, sin necesidad de recurrir a laboratorios especializados.

En este contexto, el presente trabajo de fin de grado surge con la motivación de explorar el potencial de los smartphones como instrumentos de medida en el estudio de la marcha humana. La idea central consiste en aprovechar una herramienta cotidiana y accesible para caracterizar, mediante la física, un fenómeno tan esencial como el despla-

zamiento humano. De esta manera, se busca contribuir a la democratización del análisis biomecánico, acercando su aplicación no solo a la investigación académica, sino también a ámbitos como la clínica, el deporte o la vida diaria.

1.2. Locomoción humana: fundamentos

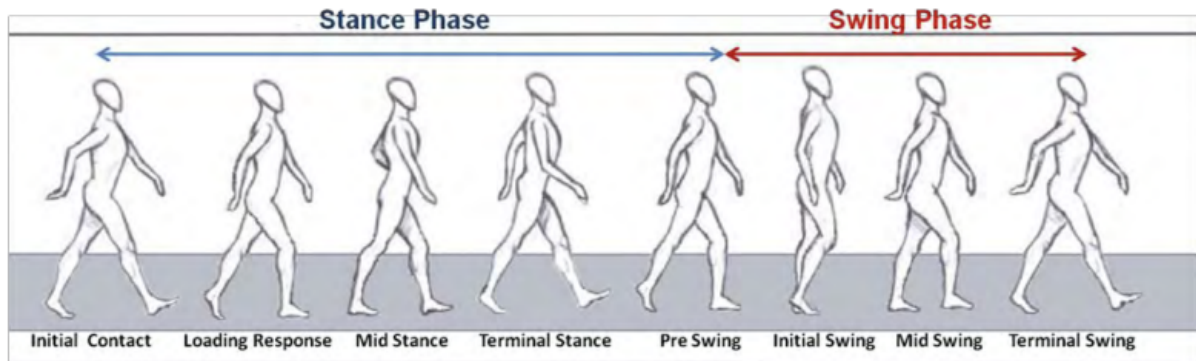


Figura 1.1: Ciclo de la marcha dividido en fase de apoyo (*stance*) y fase de balanceo (*swing*) con sus subfases clásicas. *Fuente:* [1].

Un **ciclo de marcha** (o zancada) es el intervalo entre dos contactos iniciales consecutivos del mismo pie. A velocidades cómodas, se reparte en una **fase de apoyo** (aprox. 60 % del ciclo), cuando el pie está en el suelo y soporta el peso, y una **fase de balanceo** (aprox. 40 %), cuando el pie avanza en el aire para preparar el siguiente contacto. En la mayor parte de la marcha existe además un breve *doble apoyo* cuando ambos pies están en el suelo.

Durante el **apoyo** el pie toma contacto con el suelo y el cuerpo acepta el peso (*initial contact* y *loading response*, ver Fig. 1.1); la rodilla flexiona de forma controlada para amortiguar y el pie pasa a estar completamente plantado. A continuación, el cuerpo avanza sobre ese pie (*mid stance*) hasta que el talón se eleva y el tobillo progresa hacia dorsiflexión controlada mientras el centro de masas sigue adelante (*terminal stance*). Finalmente, se transfiere el peso a la otra pierna y el antepié despegando impulsando el avance (*pre-swing* o *push-off*, que termina en el *toe-off*).

En el **balanceo**, la pierna se acelera hacia delante. Primero, cadera y rodilla flexionan para despegar y acortar el miembro (*initial swing*); después, el segmento se sitúa bajo el cuerpo y la tibia se acerca a la vertical (*mid swing*); por último, la rodilla se extiende y el pie se coloca para el siguiente contacto (*terminal swing*), cerrando el ciclo.

Los **parámetros básicos** que describen esta secuencia incluyen la cadencia (pasos por minuto), las longitudes de paso y zancada, la velocidad de marcha, los tiempos y porcentajes de apoyo, balanceo y doble apoyo, el ancho de paso y diversos índices de simetría entre ambas piernas. También es habitual analizar la variabilidad, es decir, cuán regular (o irregular) es la marcha: por ejemplo, si el tiempo entre pasos cambia mucho, si unas zancadas salen más largas que otras, o si el ancho de paso y el balanceo lateral varían de un ciclo a otro. Cuando esas diferencias son grandes, como cadencia irregular o zancadas desiguales, suele indicar menor estabilidad y un mayor riesgo de tropiezos o caídas.

Las señales inerciales reflejan claramente estas subfases. En los acelerómetros suelen aparecer picos verticales en el contacto inicial, en el impulso; se observa primero una

componente de frenado tras el contacto y después una de propulsión antes del despegue, además de otras variaciones características del ciclo de la marcha. Los giroscopios capturan la velocidad angular de los segmentos: en pie o tibia se observan inversiones de sentido alrededor del despegue y patrones periódicos durante el balanceo; en pelvis y tronco las oscilaciones son de menor amplitud pero están sincronizadas con las fases. Estas detecciones permiten detectar eventos (contacto y despegue), estimar tiempos de fase y cadencia, o magnitudes de subfases, lo que conecta directamente con los objetivos de este trabajo.

Cuando cambian las condiciones de la marcha (superficie más blanda o dura, pendiente, calzado, aumento o disminución de la velocidad), el cuerpo ajusta la longitud y el ritmo de los pasos, el tiempo de doble apoyo y la colocación del pie. En las señales se traduce en variaciones de la amplitud y el timing de los picos de aceleración, en desplazamientos de los máximos/mínimos de velocidad angular y, a menudo, en un incremento de la variabilidad mediolateral. Estas modificaciones son las que se utilizarán para comparar condiciones y caracterizar la marcha con sensores del smartphone.

1.3. Relevancia del análisis biomecánico de la marcha

Analizar la marcha permite cuantificar de forma objetiva cómo nos desplazamos y cómo cambian los patrones de movimiento ante lesiones, enfermedades o entrenamientos (Fuente: [2]) En clínica y fisioterapia sirve para diagnosticar, establecer y monitorizar tratamientos; en las ciencias del deporte, para optimizar el rendimiento y prevenir lesiones; y, más allá de estas áreas evidentes, también aporta información útil en ingeniería (diseño de prótesis, ortesis, etc.) y en ergonomía (diseño de entornos y superficies de tránsito).

En el laboratorio tradicionalmente se emplean varios sistemas complementarios. Los sistemas óptico-electrónicos de captura de movimiento utilizan varias cámaras (habitualmente infrarrojas) que detectan marcadores colocados en el cuerpo y reconstruyen sus trayectorias 3D. Las plataformas de fuerza miden las fuerzas de reacción del suelo y el centro de presiones durante el apoyo. Las pasarelas de presiones (baropodometría) registran la distribución plantar y tiempos de contacto a lo largo de varios pasos. La electromiografía de superficie (EMG) capta los patrones de activación muscular y permite relacionarlos con la cinemática y la dinámica.

Aquí surgen varias ventajas y limitaciones. Estos métodos proporcionan datos de alta calidad espacial y temporal, pero requieren equipamiento costoso, calibraciones cuidadosas y espacios dedicados. Además, la medición suele realizarse en condiciones controladas y con pocos pasos útiles (limitados por la longitud de la pasarela o la posición de las plataformas) y los resultados dependen del protocolo de colocación y del operador. Por ello, aunque son el estándar de referencia, no siempre son viables para seguimiento frecuente o en escenarios cotidianos.

Por ello surge la motivación para el uso de herramientas portátiles. Las unidades inerciales y los sensores integrados en smartphones permiten registrar aceleraciones y velocidades angulares, con bajo coste y mínima infraestructura. A cambio, plantean retos específicos (orientación del sensor y del segmento, deriva al integrar, sincronización y variabilidad de la sujeción) que obligan a diseñar algoritmos de detección de eventos y procedimientos de calibración. En este trabajo se explora precisamente hasta qué punto estos sensores pueden estimar parámetros clínicamente útiles (cadencia, tiempos de apoyo y balanceo, detección de contacto y despegue, e incluso aproximaciones a longitud de paso o velocidad) fuera del laboratorio, complementando a los sistemas clásicos.

1.4. Smartphones como herramienta de análisis

En la última década, los smartphones han pasado de ser meros dispositivos de comunicación a plataformas de medida con un conjunto de sensores inerciales y ambientales comparable al de equipos especializados de hace unos años. En su interior integran acelerómetros y giroscopios de estado sólido —capaces de registrar aceleraciones lineales y velocidades angulares a alta frecuencia— y, en muchos casos, magnetómetros, barómetros y receptores GNSS. La combinación de estos elementos permite reconstruir con precisión creciente la orientación del dispositivo, detectar eventos repetitivos como los de la marcha y, en determinadas condiciones, estimar cambios de altura o velocidad sobre distancias moderadas. En paralelo, la disponibilidad de aplicaciones de registro —capaces de exportar datos crudos con marcas temporales— ha democratizado el acceso a mediciones que antes requerían laboratorios especializados.

Desde el punto de vista biomecánico, el acelerómetro mide la suma de la aceleración específica y la gravedad, de modo que las variaciones periódicas asociadas a los contactos con el suelo, la transición de frenado a propulsión y el balanceo lateral se reflejan en los tres ejes del sensor. El giroscopio, por su parte, capta la rotación de los segmentos: en el plano sagital del pie o la tibia se observan cambios de signo alrededor del despegue y patrones regulares durante el balanceo, mientras que en pelvis y tronco predominan oscilaciones de menor amplitud pero sincronizadas con las subfases del ciclo. Al combinar ambas señales es posible identificar de forma robusta el contacto inicial y el despegue, estimar la cadencia y los tiempos relativos de apoyo y balanceo y, con modelos adecuados, aproximar parámetros espaciales como la longitud de paso.

El empleo de teléfonos móviles ofrece ventajas evidentes: bajo coste y amplia disponibilidad, portabilidad y posibilidad de medir en entornos reales fuera del laboratorio, repetición sencilla de pruebas a lo largo del tiempo y escalabilidad a muestras grandes sin necesidad de infraestructura compleja.

No obstante, esta aproximación plantea retos metodológicos que conviene explicitar. La orientación del sensor respecto al segmento corporal rara vez es idéntica entre sujetos o sesiones, por ello es necesario definir marcos de referencia y procedimientos de alineación para separar correctamente gravedad y aceleración específica. La frecuencia de muestreo y la estabilidad temporal pueden variar entre modelos y sistemas operativos; el registro en segundo plano, la gestión energética o las notificaciones pueden introducir pérdidas puntuales de datos o pequeñas irregularidades en el timing. Cuando se utilizan varios dispositivos a la vez, la sincronización precisa entre ellos requiere estrategias explícitas. A esto se suman cuestiones prácticas como la fijación del teléfono (bolsillo, cinturón, cinta elástica) y las sacudidas introducidas por holguras en la sujeción, que modifican la señal y deben tenerse en cuenta al comparar condiciones o sujetos.

Estas limitaciones no invalidan el enfoque, sino que orientan el diseño experimental y el procesamiento de datos. Es recomendable incluir pequeñas calibraciones iniciales —por ejemplo, periodos de quietud para estimar sesgos del giroscopio y aprovechar la dirección de la gravedad—, aplicar filtrados adecuados para separar componentes de interés, y documentar con detalle la colocación del dispositivo y la configuración de muestreo. Con estas precauciones, los smartphones se convierten en instrumentos útiles para complementar a los sistemas de laboratorio: permiten detectar eventos de la marcha, describir sus parámetros temporales y estudiar cómo cambian ante variaciones de superficie, velocidad o calzado, que son precisamente los escenarios que se analizarán en este trabajo a partir de acelerómetro y giroscopio. Se intentó emplear el barómetro integrado para estimar cambios de altura/pendiente, pero el sensor del teléfono ofrecía una frecuencia máxima de

1 Hz. Dado que los eventos de la marcha ocurren en escalas de décimas de segundo, esa resolución temporal es demasiado gruesa para nuestro experimento; por ello se descartó.

1.5. Enfoque del presente trabajo

Este trabajo explora hasta qué punto los sensores integrados en smartphones permiten caracterizar la marcha humana fuera del laboratorio. El objetivo principal es obtener, a partir de aceleraciones y velocidades angulares registradas durante la marcha, una descripción cuantitativa de sus parámetros cinemáticos y de cómo éstos cambian bajo condiciones controladas. La motivación es doble: por un lado, demostrar que una herramienta cotidiana puede proporcionar medidas útiles con un coste mínimo; por otro, acercar el análisis biomecánico a escenarios reales en los que la instrumentación convencional no es viable.

Para ello se emplean uno o varios teléfonos móviles como unidades de medida portátiles, registrando las señales del acelerómetro y del giroscopio mediante la aplicación *Sensor Logger* [3]. Los dispositivos se sitúan en distintas posiciones del cuerpo con el fin de comparar la información que aporta cada emplazamiento y valorar la robustez de los algoritmos de detección de eventos. Se parte del análisis detallado de un ciclo único de marcha —identificando contacto inicial y despegue— para, a continuación, extender el estudio a series de pasos que permitan estimar cadencia, tiempos relativos de apoyo y balanceo, y medidas sencillas de regularidad.

El experimento contempla cambios de condición diseñados para provocar ajustes naturales en la marcha: variación de la superficie de apoyo (por ejemplo, suelo rígido frente a superficie más blanda) y modificación de la velocidad de desplazamiento. Estas manipulaciones permiten observar cómo se reorganiza el patrón temporal (p. ej., el tiempo de doble apoyo o la variabilidad entre pasos) y cómo se reflejan tales cambios en las señales inerciales. El interés no reside únicamente en el valor medio de cada parámetro, sino también en su estabilidad a lo largo de los ciclos y en la coherencia entre emplazamientos del sensor.

El procesamiento de datos sigue una línea sencilla y reproducible: períodos breves de quietud inicial para estimar sesgos y separar la componente gravitatoria, filtrado para aislar las bandas de interés, y detección de eventos combinando características de aceleración y velocidad angular. A partir de esos eventos se calculan los parámetros temporales básicos y se comparan entre condiciones. Cuando procede, se ensayan aproximaciones elementales a magnitudes espaciales (como la longitud de paso) basadas en modelos y supuestos mínimos, dejando explícitas las limitaciones asociadas.

Este enfoque no pretende sustituir a los sistemas de referencia, sino complementarlos con una alternativa accesible para estudios longitudinales y de campo. Entre las limitaciones asumidas se incluyen la dependencia de la colocación del dispositivo, las diferencias entre modelos de teléfono y la sensibilidad de las estimaciones espaciales a la deriva y a la orientación. Precisamente por ello, el énfasis se sitúa en parámetros cinemáticos, que los sensores de los smartphones capturan con especial fiabilidad y que resultan informativos para describir la marcha y su adaptación a cambios de superficie o velocidad.

2. Dispositivo experimental y adquisición de datos

Este capítulo describe el conjunto de dispositivos, la configuración de registro y el protocolo seguido para obtener las señales inerciales de la marcha. El propósito es que cualquier lector pueda reproducir la adquisición y comprender las decisiones que condicionan la calidad de los datos.

2.1. Dispositivos y sensores

Se emplearon dos teléfonos inteligentes con sistema operativo Android, ambos equipados con acelerómetro y giroscopio. Aunque los dispositivos ofrecían frecuencias máximas de muestreo superiores a 100 Hz, estas no coincidían entre sí; por tanto, se adoptó 100 Hz como valor común para garantizar comparabilidad entre registros. Esta elección es suficiente para el análisis de la marcha porque el contenido espectral dominante se concentra por debajo de unos pocos hercios (cadencia de paso y eventos dentro del ciclo de marcha), los transitorios útiles para detectar eventos rara vez exigen más de decenas de hercios y, a 100 Hz, la resolución temporal de 10 ms permite localizar con precisión el contacto y el despegue y estimar los tiempos relativos de apoyo y balanceo sin aliasing relevante. Todas las magnitudes se trabajaron en unidades del SI: aceleración en m/s^2 y velocidad angular en rad/s .

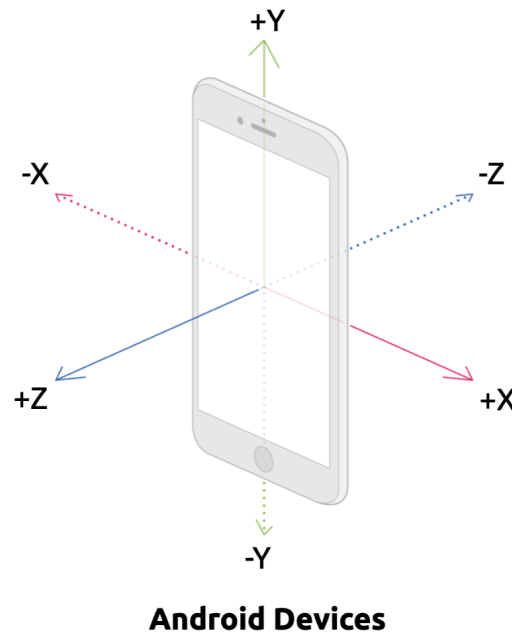


Figura 2.1: Convención de **ejes del dispositivo** en Android: +X hacia el lateral derecho de la pantalla, +Y hacia la parte superior del teléfono y +Z saliendo perpendicularmente de la pantalla (Fuente: [3]).

La orientación real del móvil determina cómo se relacionan estos ejes con la anatomía. En la colocación distal tibial derecha (teléfono paralelo a la tibia, pantalla mirando hacia la derecha y la parte superior del teléfono apuntando hacia la rodilla), los ejes del dispositivo se aproximan a: +Y $\rightarrow$ dirección proximal (hacia la rodilla), +Z $\rightarrow$ lateral

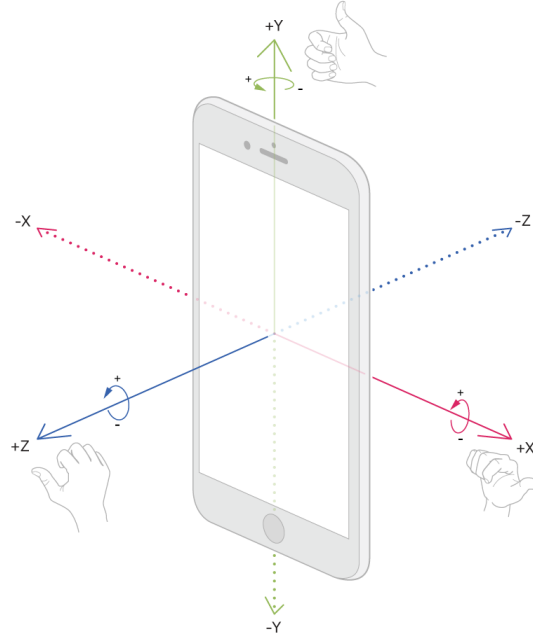


Figura 2.2: Ejes de **rotación del giroscopio** y signo según la *regla de la mano derecha*: el pulgar apunta en la dirección del eje positivo ($+X$, $+Y$ o $+Z$) y la rotación positiva sigue el sentido de los dedos (Fuente: [3]).

derecha (hacia fuera) y $+X \rightarrow$ anteroposterior (positivo aproximadamente hacia delante). Con esta orientación, el giroscopio alrededor de Z refleja principalmente los movimientos de flexión dorsal/plantar del tobillo (plano sagital), alrededor de X la inversión/eversión (plano frontal) y alrededor de Y la rotación interna/externa (plano transversal). El signo de cada rotación viene dado por la regla de la mano derecha mostrada en la Fig. 2.2. Los impactos del contacto inicial y el impulso de preoscilación destacan en las componentes aproximadamente vertical y anteroposterior, mientras que la mediolateral recoge ajustes de equilibrio.

En la colocación lumbar baja (zona de la cadera, pantalla mirando hacia atrás y parte superior del teléfono hacia arriba), los ejes quedan aproximadamente como sigue: $+Y \rightarrow$ vertical superior, $+X \rightarrow$ derecha y $+Z \rightarrow$ posterior. Así, las rotaciones del tronco de flexo-extensión se observan alrededor de X ; la rotación axial alrededor de Y ; y la inclinación lateral alrededor de Z (con signos definidos por la regla de la mano derecha). Esta ubicación próxima al centro de masas produce una señal especialmente estable para cadencia, tiempos de doble apoyo (mínimos verticales) y regularidad/simetría entre lados.

Con esta descripción queda fijado el sentido y la dirección de cada eje según la posición del móvil. Las Figuras 2.1 y 2.2 deben consultarse junto a las fotografías de las colocaciones para reproducir con precisión los signos en futuras mediciones.

2.2. Aplicación y configuración de registro

La adquisición se realizó con la aplicación *Sensor Logger*, registrando de forma continua las tres componentes de aceleración y de velocidad angular a 100 Hz con marcas temporales. Se priorizó la exportación de datos crudos para aplicar un procesamiento homogéneo a posteriori y se mantuvo la misma configuración entre sesiones. Elegir 100 Hz, además de homogeneizar dispositivos con máximos distintos, reduce consumo y tamaño

de archivo sin perder información relevante para la detección de eventos y la estimación de parámetros temporales, manteniendo una relación señal–ruido estable y una sincronía suficiente cuando se comparan varios emplazamientos del sensor. Para ilustrar la interfaz de la aplicación utilizada y el modo en que muestra las señales, a continuación se incluyen dos capturas: una de acelerómetro (componentes X, Y, Z) y otra de giroscopio.

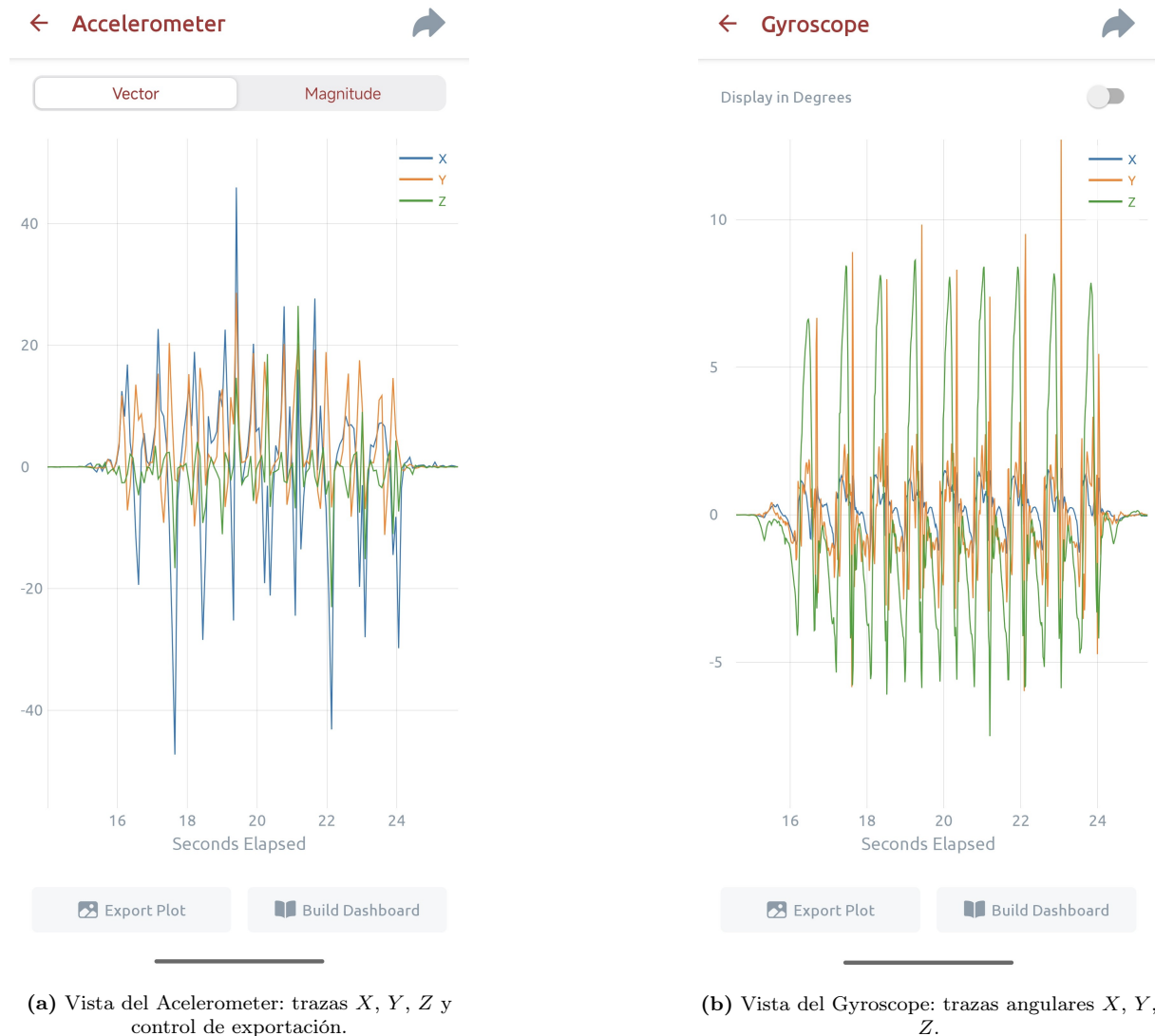


Figura 2.3: Capturas de la app empleada para la adquisición: ejemplo de las pantallas de acelerómetro y giroscopio.

2.3. Colocación y fijación del dispositivo

La posición de referencia fue distal tibial derecha: el teléfono se introdujo dentro de un calcetín alto, paralelo al eje de la tibia y cercano al tobillo. Esta solución sencilla buscó deliberadamente maximizar la reproducibilidad del montaje con recursos mínimos. Para valorar la viabilidad y la influencia de la fijación, se comparó esta sujeción con una variante atada con cinta, de mayor rigidez. Una fijación más firme tiende a atenuar microvibraciones relativas y a estabilizar la orientación, mientras que la solución con calcetín conserva la simplicidad y sigue proporcionando firmas temporales claras para detectar contacto y despegue. Además, se realizaron mediciones con el móvil en la zona

baja de la cadera, lo más próximo posible al centro de masas corporal, con el fin de evaluar fenómenos globales de la marcha como la simetría entre lados, la oscilación vertical del tronco, la variabilidad mediolateral asociada al control del equilibrio y la regularidad de los ciclos.

2.4. Protocolo experimental

Las pruebas se realizaron en un recorrido rectilíneo y libre de obstáculos. Al comienzo de cada ensayo se mantuvieron unos segundos de quietud para fijar una línea base y, además, se verificó la sujeción y orientación del teléfono, la frecuencia de muestreo y el correcto arranque/parada del registro; esta preparación, junto con el marcado claro del inicio y del fin en la aplicación, facilita aislar la muestra y reduce errores posteriores. Se compararon tres superficies habituales —asfalto, arena y hierba— manteniendo constantes el calzado y la inclinación del terreno (tramos en llano) para aislar los efectos exclusivamente de la superficie. Sobre asfalto se añadieron recorridos en subida y en bajada con el fin de observar las adaptaciones de la marcha ante cambios de pendiente. La distancia recorrida en cada ensayo varió en función del tramo disponible en cada superficie; en todos los casos se procuró disponer de un número de pasos suficiente para caracterizar con fiabilidad el patrón y reducir la influencia de posibles valores atípicos, revisando la calidad de la señal para repetir el intento si aparecían deslizamientos, saturaciones o pérdidas. Para la comparativa entre superficies en un principio se tomó una muestra en cada una tratando de realizarlo con la misma frecuencia de paso en cada una, de manera que las diferencias observadas entre los resultados del análisis se deban solo al cambio entre superficies. Más adelante, en el estudio estadístico, en el que se buscaba estudiar la dependencia de ciertos parámetros con la velocidad, se decidió extender el estudio también a las tres superficies estudiadas para hacer un estudio más completo en todos los aspectos. Se recogieron entonces diez muestras por superficie; cada muestra implicó montar la sujeción, iniciar y detener la adquisición, transferir y renombrar el archivo, y, ya en el análisis, limpiar la señal y segmentar manualmente el tramo de marcha estable. Además, se realizaron diez ensayos adicionales con registro simultáneo en tobillo (posición distal tibial derecha) y en la zona baja de la cadera, utilizando un teléfono en cada emplazamiento, lo que exigió coordinar el inicio en ambos dispositivos y comprobar la fijación de cada sensor para evitar movimientos relativos. Las velocidades de marcha se variaron deliberadamente, desde ritmos más lentos hasta más rápidos, para estudiar cómo se modifican parámetros como la cadencia, los tiempos relativos de apoyo y balanceo o el tiempo de doble apoyo. De forma cualitativa, se espera que terrenos más blandos disminuyan la brusquedad de los impactos y aumenten los tiempos de apoyo, que la subida acentúe la propulsión previa al despegue y que la bajada enfatice la fase de frenado tras el contacto.

2.5. Sincronización y marcado

Cuando se emplearon dos dispositivos de forma simultánea, se trató de lograr la sincronización usando el micrófono de ambos teléfonos (palmada/chasquido como marca de inicio). Sin embargo, la señal de audio presentaba demasiado ruido (ambiente, viento, roces de la sujeción) y episodios de saturación, de modo que no se obtenía un pico nítido y reproducible que marcara el comienzo de la prueba. Al no poder detectar de forma fiable dicho evento, este método se descartó. En su lugar, se adoptó la combinación de reposos inicial/final y correlación temporal entre las señales para alinear los registros, iniciando

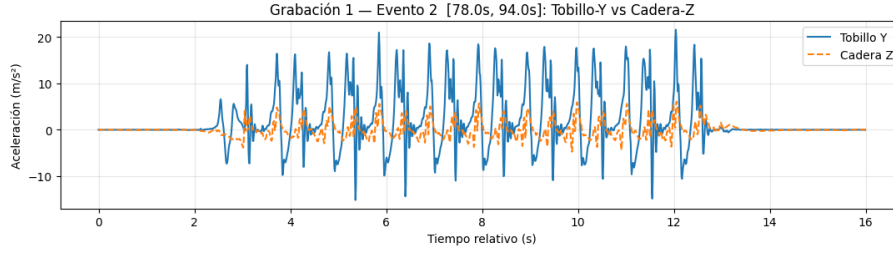


Figura 2.4: muestra de una toma de datos simultánea, con sensores colocados en el tobillo y en la cadera.

las grabaciones en el mismo instante. Dado que ambos registros se tomaron a 100 Hz, comparten el mismo periodo de muestreo y no fue necesaria una alineación posterior salvo comprobación.

Como verificación independiente se estandarizó el inicio de la marcha con el pie derecho. Con la colocación descrita, esto produce un patrón muy reconocible en los dos teléfonos: en el móvil paralelo a la tibia derecha (eje $+Y$ hacia la rodilla) aparece un aumento de la aceleración en Y al comenzar el primer paso; en el móvil de la zona lumbar (eje $+Z$ dirigido posteriormente) se observa de forma casi simultánea una disminución de la aceleración en Z , asociada al primer impulso hacia delante del tronco según el criterio de signos adoptado. La coincidencia temporal de estos dos rasgos se utiliza para confirmar la sincronía entre señales (Fig 2.4).

2.6. Control de calidad

Tras cada adquisición se realizó una revisión rápida para detectar pérdidas de muestras, saturaciones o fijaciones inestables. Los ensayos que no cumplieron los criterios mínimos de calidad se repitieron o se excluyeron. Esta verificación evita arrastrar errores al análisis posterior y facilita la coherencia entre sesiones.

2.7. Formato de datos y entorno de análisis

Las señales se exportaron en formato `.csv` directamente desde Sensor Logger, con marcas temporales y columnas separadas por comas para las tres componentes de aceleración lineal (gravedad ya eliminada por la propia aplicación) y de velocidad angular. El análisis se llevó a cabo en Python, utilizando cuadernos y scripts que facilitan la trazabilidad (lectura de `.csv`, cálculos y representación de resultados). Dado que el objetivo era conservar la intensidad de los puntos notables del ciclo de marcha (impacto en el contacto, impulso en el despegue...), se optó por trabajar con señales crudas a 100 Hz, sin aplicar filtrado, y por tratar todo el registro sin recortar los intervalos de arranque o frenada. Los procedimientos específicos utilizados para cada análisis (p.ej., detección de eventos, cómputo de parámetros temporales o métricas de regularidad) se describen en el Capítulo 3 junto a los resultados correspondientes, dado que varían según la comparación planteada.

2.8. Algoritmo de detección de eventos (eje Y)

El procesamiento se diseñó para trabajar sobre la componente a_Y del tobillo y comienza fijando una ventana temporal que contenga un evento completo de marcha (apo-

yo–balanceo). Dentro de esa ventana, la lógica es deliberadamente secuencial y parte del rasgo más estable: los valles post–impulso. Primero se suaviza la señal y se aplica un umbral de profundidad (absoluto/adaptativo) junto con un criterio de anchura de lóbulo para aceptar solo valles suficientemente anchos, evitando transitorios muy breves ligados al impacto. Una vez identificado el valle válido, se buscan de forma local y contigua sus dos picos positivos adyacentes: a la izquierda, el pico de impulso (toe–off), y a la derecha, el pico pre–impacto. Para ambos se exige que sean máximos locales dentro de ventanas cortas, de signo positivo y inmediatamente adyacentes al valle (con separaciones y prominencias mínimas). Finalmente, el impacto (heel strike) se detecta como el siguiente máximo positivo dentro de una ventana temporal acotada tras el pre–impacto, sin imponer relación de amplitud entre ambos (puede variar con la cadencia y la superficie). Todos los parámetros de control—umbrales, anchuras mínimas, distancias y longitudes de ventana—se expresan en segundos y se convierten a muestras con la frecuencia de muestreo, lo que permite ajustar finamente la detección y reducir falsas alarmas manteniendo la robustez entre ciclos.

3. Medidas preliminares

Antes de consolidar el esquema de análisis y los ensayos definitivos, se realizaron diversas medidas preliminares con el objetivo de validar el material, afinar la configuración y familiarizarse con la aplicación de registro. Aunque no todas las pruebas derivaron en resultados explotables, documentarlas permite dimensionar el trabajo experimental y justificar las decisiones adoptadas en el resto del estudio.

Las medidas preliminares se realizaron con el mismo teléfono y app, y con la misma colocación y sujeción descritas en el resto del experimento; el propósito fue familiarizarse con el formato de los archivos, fijar el criterio de ejes y signos, y comprobar la representación de las señales. Para ello se repitieron ensayos de la misma naturaleza que los definitivos, usando reposos inicial/final y el mismo recorte al tramo de marcha estable.

3.1. Pruebas específicas (saltos y estrés de señal)

Además de la marcha, se realizaron saltos como prueba de estrés para verificar la respuesta dinámica del sensor y detectar posibles picos extremos o saturaciones en la señal. Estas tomas ayudaron a ajustar el filtrado y a confirmar la coherencia de la orientación de ejes antes de los análisis finales (ver Fig 3.1).

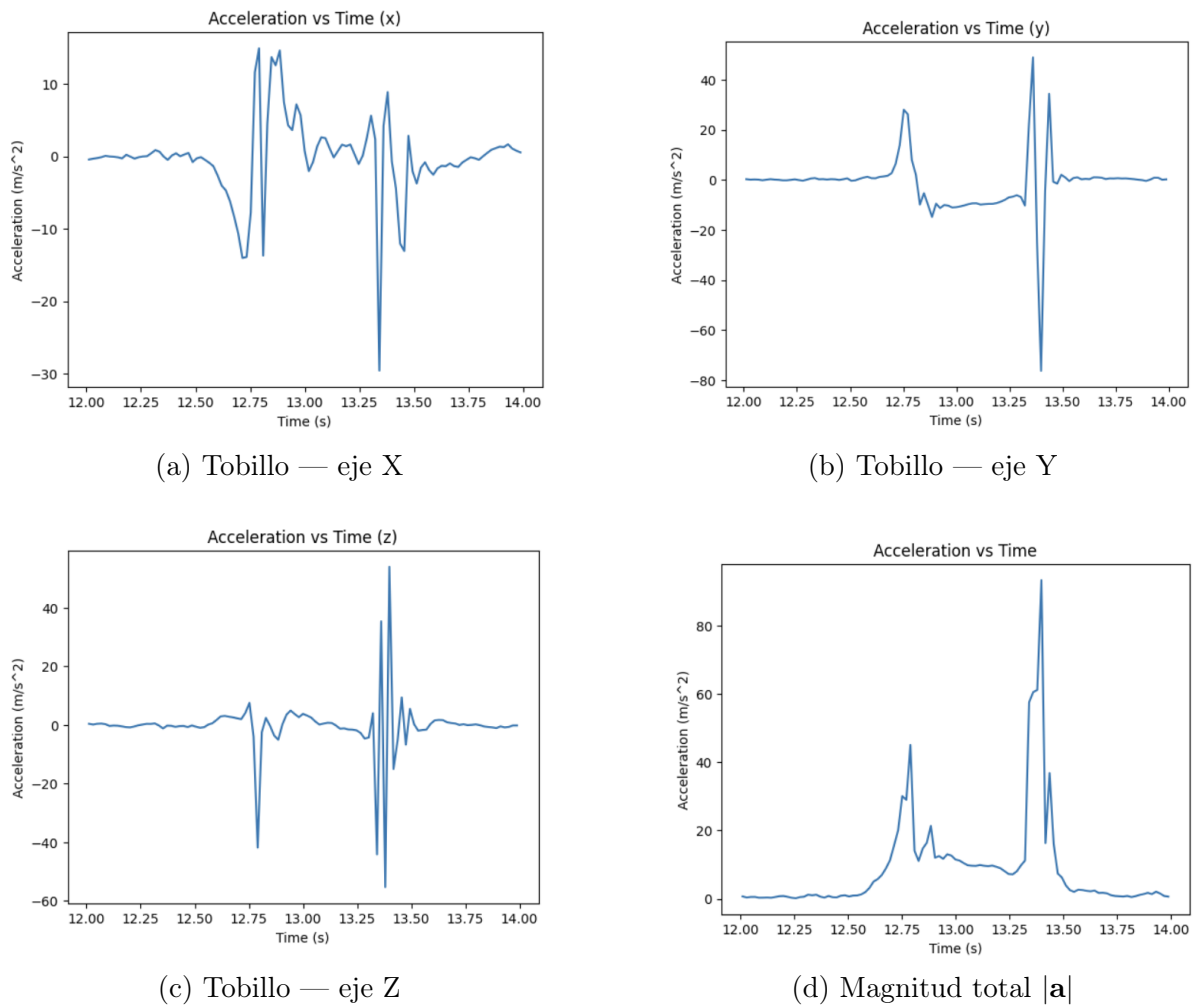


Figura 3.1: Aceleraciones registradas con el teléfono en el tobillo durante un salto, que se corresponde con los eventos registrados a partir de $t=13.00$ s.

3.2. Medida preliminar: primeras grabación en tobillo (eje Y)

En las primeras sesiones nos centramos en la componente Y del tobillo, definida paralela al eje de la tibia, por ser la que a priori ofrecía mayor información frente a las otras dos componentes. El teléfono se colocó inicialmente dentro del calcetín, con orientación controlada, para un sondeo rápido del patrón de la señal y de la nomenclatura de subfases.

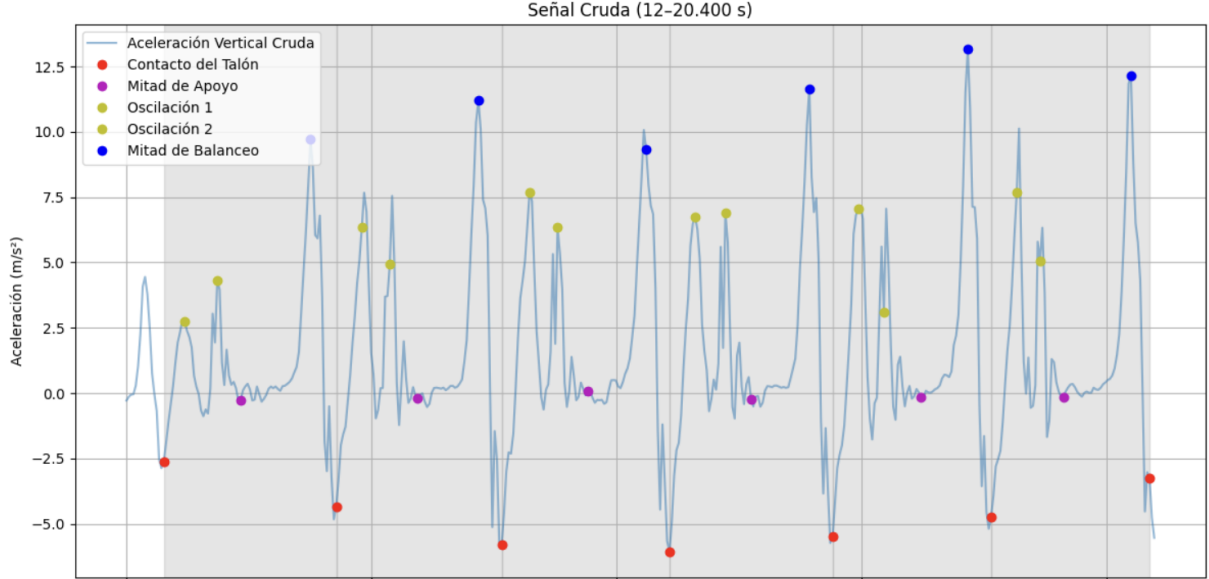


Figura 3.2: Registro preliminar del eje Y en tobillo. Se muestran las marcas de *contacto del talón* (rojo), *mitad de apoyo* (morado), *mitad de balanceo* (azul) y dos *oscilaciones* intermedias (amarillo y verde). Las franjas sombreadas indican intervalos de apoyo.

En esta grabación (Fig. 3.2) se aprecian, tras las marcas de mitad de balanceo y de contacto de talón, dos oscilaciones consecutivas. En un primer momento se atribuyeron a una posible fijación deficiente del teléfono en el calcetín (micro-deslizamientos/vaivén del dispositivo) (Estas hipótesis se descartarán más adelante, ver secciones 3.3 y 4.5). Ambas pruebas mostraron que el patrón de doble oscilación en la señal persistía con buena sujeción, y por lo tanto los eventos se asociaron de manera incorrecta.

3.3. Sujeción del dispositivo: calcetín vs. cinta

En esta sección comparamos la señal registrada con el teléfono dentro de un calcetín frente a la obtenida con el teléfono atado con cinta a la tibia derecha. El objetivo es verificar la magnitud y la consistencia temporal de la señal ante dos grados de fijación distintos, y poner a prueba la hipótesis surgida en las primeras medidas: que la doble oscilación observada tras la mitad de balanceo y el contacto del talón pudiera deberse a una sujeción insuficiente. La comparación se centra, por tanto, en la forma del trazado y en el alineamiento de los principales hitos temporales.

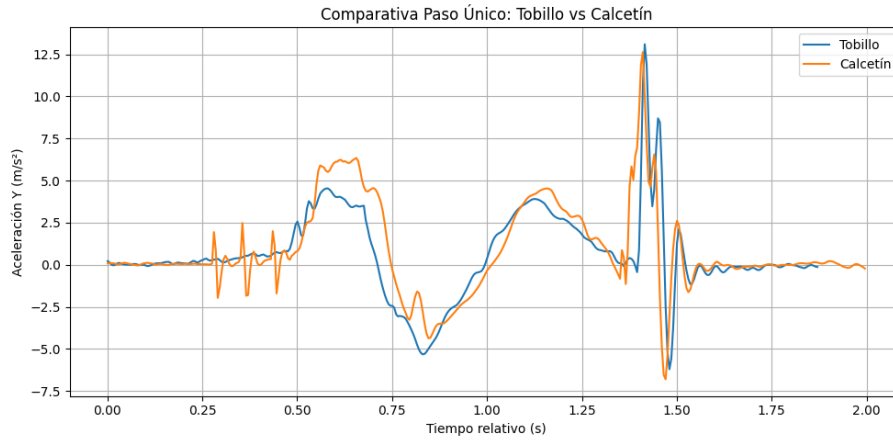


Figura 3.3: Comparativa de un paso único con el teléfono sujeto con **cinta** (azul) frente a **calcetín** (naranja). Se representan las aceleraciones a_Y alineadas temporalmente.

La superposición de ambas condiciones muestra que las firmas del patrón cíclico, incluida la doble oscilación posterior a los eventos mencionados, aparecen en los dos montajes con temporalidad semejante. Las diferencias entre calcetín y cinta se reducen a ligerísimas variaciones de amplitud, plausibles por micro-movimientos residuales de la sujeción, pero no alteran la secuencia ni el ritmo de la señal. Concluimos que la doble oscilación no es un rasgo distintivo de la sujeción del calcetín, sino un rasgo intrínseco de la dinámica del segmento.

4. Análisis de paso único

Antes de ampliar el número de ensayos, abordamos un paso aislado para valorar la viabilidad de reconstruir la trayectoria del pie a partir de las señales del teléfono en el tobillo. Conviene precisar las limitaciones: (i) el teléfono mide aceleraciones, no velocidad ni posición; (ii) las registra en el marco solidario a la tibia, que rota continuamente respecto al suelo; y (iii) no observamos directamente la orientación, solo la velocidad angular del giroscopio, cuya integración genera deriva. En nuestro caso, la aplicación proporciona la aceleración lineal (gravedad ya compensada) en el marco del sensor, por lo que para expresarla en el marco del suelo basta con rotarla mediante la orientación $\mathbf{R}(t)$:

$$\mathbf{a}_W(t) = \mathbf{R}(t) \mathbf{a}_B^{\text{lin}}(t).$$

El cuello de botella, por tanto, no es la sustracción de la gravedad sino la estimación de $\mathbf{R}(t)$; sin una actitud fiable, la doble integración acumula deriva. Por ello tratamos esta reconstrucción como un ejercicio ilustrativo y aplicamos restricciones suaves (p. ej., velocidad nula al inicio/fin de la ventana) para acotar el error.

Desde el punto de vista numérico, para integrar $\dot{\mathbf{r}} = \mathbf{v}$ y $\dot{\mathbf{v}} = \mathbf{a}_W(t)$ optamos por **Runge–Kutta de orden 4 (RK4)** en lugar de Euler explícito. Mientras que Euler actualiza con la pendiente inicial,

$$\mathbf{v}_{k+1} = \mathbf{v}_k + \mathbf{a}_W(t_k) \Delta t, \quad \mathbf{r}_{k+1} = \mathbf{r}_k + \mathbf{v}_k \Delta t,$$

RK4 promedia pendientes intermedias dentro del paso y reduce el error de truncamiento:

$$\mathbf{v}_{k+1} = \mathbf{v}_k + \frac{\Delta t}{6}(k_1 + 2k_2 + 2k_3 + k_4), \quad \mathbf{r}_{k+1} = \mathbf{r}_k + \frac{\Delta t}{6}(m_1 + 2m_2 + 2m_3 + m_4).$$

Este esquema mejora la precisión local, pero el factor dominante sigue siendo la estimación de orientación; sin resolverla, la trayectoria global en el marco del suelo no puede considerarse fiable.

4.1. Primera aproximación: Rotación en eje Z + integración RK4

Con el objetivo de simplificar y modelar el movimiento del pie para alcanzar rápido una solución cualitativamente aceptable, se asumió inicialmente que el pie rota sólo alrededor del eje Z del montaje en el tobillo derecho (véase la convención de ejes y signos en el Capítulo 2). Bajo esta hipótesis, el giro capturado por el giroscopio en Z domina la orientación del segmento en el plano sagital y se emplea para realizar las rotaciones pertinentes en cada caso para lograr la trayectoria del pie en el sistema de referencia del suelo. En esta primera aproximación se obtuvieron resultados razonables hasta el contacto del talón.

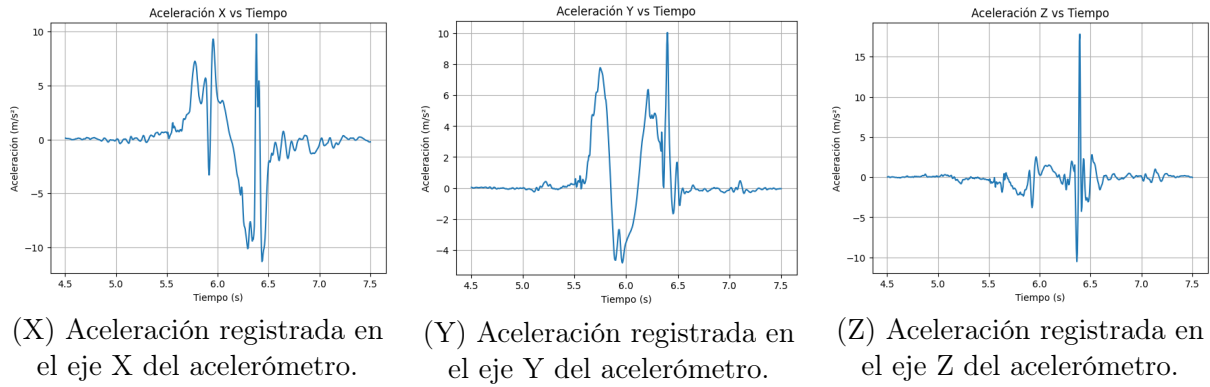


Figura 4.1: Aceleración lineal por eje en el paso único con el móvil en la tibia derecha.

En un primer vistazo a las tres componentes registradas por el acelerómetro (Fig. 4.1) se identifican inmediatamente los eventos de despegue y contacto del talón. De forma cualitativa, la componente X de la aceleración refleja el avance conforme comienza el paso, así como el frenado previo al contacto del talón. La componente Y presenta de forma nítida el inicio del paso al igual que la componente X , y un cambio brusco en la aceleración en el contacto con el talón. Destaca el pico negativo en la aceleración del eje Y , que en las muestras de una marcha suele tomar valores alrededor de $g = 9,81 \text{ m/s}^2$, no así en este caso al tratarse de un ensayo donde solo se realizó un paso. La componente Z no presenta una magnitud comparable a las X e Y , pero presenta picos muy agudos coincidentes con el contacto del talón con el suelo.

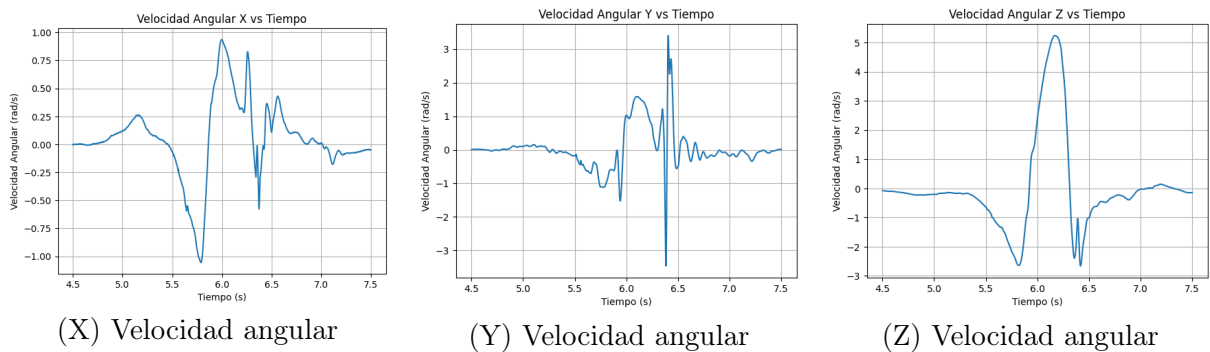


Figura 4.2: Velocidad angular por eje (giroscopio). El eje Z muestra la envolvente dominante y más regular a lo largo del paso, mientras que X y Y presentan amplitudes menores y transitorios agudos alrededor del impacto.

En el giroscopio (Fig. 4.2), la señal alrededor de Z alcanza la mayor amplitud y mantiene un perfil suave durante buena parte del ciclo (cambio de signo alrededor del despegue y máximo próximo al balanceo medio), compatible con una rotación principal del pie en el plano sagital cuando el teléfono está orientado como en el tobillo derecho. Por el contrario, X y Y muestran contribuciones menores o transitorios localizados en los instantes de impacto, atribuibles a acoplamientos y micro-movimientos de la sujeción. Por ello, para una primera modelización y con el objetivo de guiar la integración minimizando complejidad, se adopta el criterio de rotación únicamente alrededor del eje Z .

A partir de las aceleraciones en el sistema del sensor (Fig. 4.1), se integraron las componentes X e Y mediante el esquema RK4 descrito anteriormente, imponiendo condiciones iniciales nulas (esto es: $r=0$, $v=0$) en el pequeño intervalo de quietud previo al paso para

obtener las velocidades v_X^{sensor} y v_Y^{sensor} . Bajo la hipótesis de rotación dominante alrededor de Z , se estimó la orientación instantánea integrando $\omega_Z(t)$ (Fig. 4.3) y, con ese ángulo, se rotaron las velocidades al sistema de referencia del *suelo* para obtener v_X^{suelo} (horizontal) y v_Y^{suelo} (vertical) (Figuras 4.4 y 4.5).

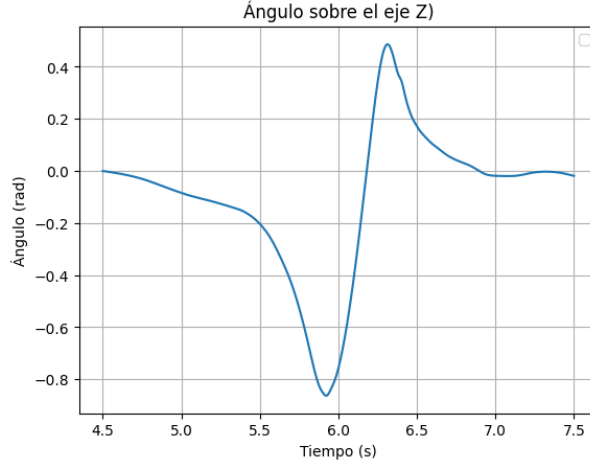


Figura 4.3: Ángulo de rotación sobre el eje Z del sensor, integrado a partir de la velocidad angular.

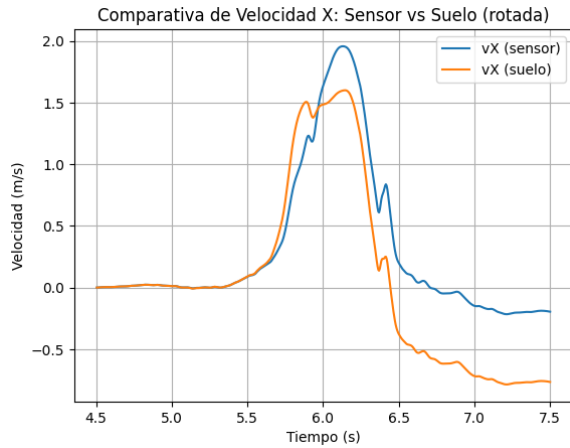


Figura 4.4: Comparativa de v_X : sensor vs. suelo (rotada).

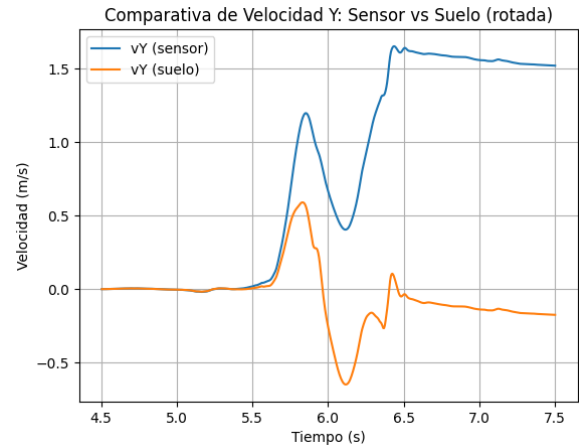


Figura 4.5: Comparativa de v_Y : sensor vs. suelo (rotada).

La rotación al sistema de referencia del suelo clarifica la lectura física: v_X^{suelo} concentra la progresión horizontal del pie, con un máximo cercano al balanceo medio y una rápida reducción al aproximarse el contacto; v_Y^{suelo} resume la elevación y descenso del pie. Sin embargo, como se observa al final de ambas Figura 4.4 y Figura 4.5, las velocidades son no nulas, cuando este primer paso aislado se comenzó y terminó en el reposo, de manera que sabemos que se deben obtener unas velocidades nulas tanto al comienzo como al término del paso. A partir de estas velocidades se integraron nuevamente (RK4) las posiciones $X^{\text{suelo}}(t)$ y $Y^{\text{suelo}}(t)$.

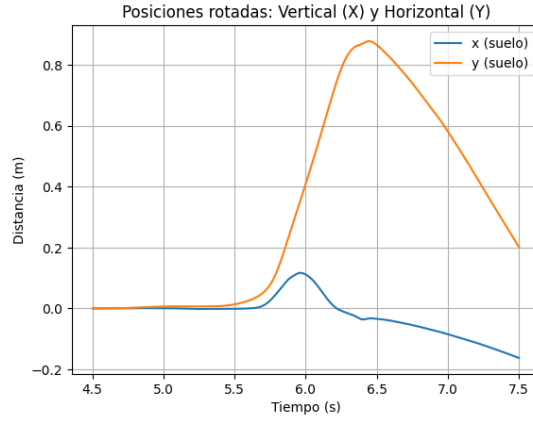


Figura 4.6: Posiciones integradas en el marco del suelo: X (horizontal) y Y (vertical). La elevación vertical es máxima antes del contacto; la componente horizontal crece durante el balanceo y se estabiliza al apoyarse el pie.

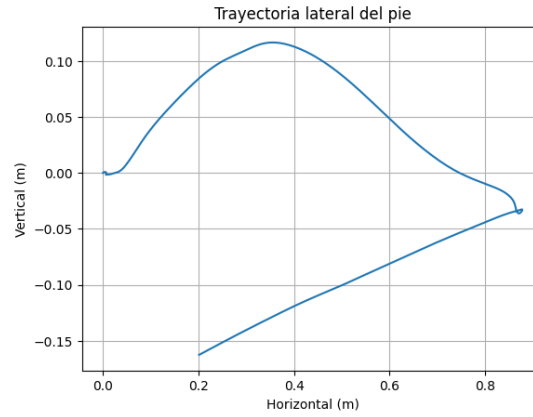


Figura 4.7: Trayectoria lateral del pie en el plano sagital (horizontal–vertical) obtenida a partir de $X^{\text{suelo}}(t)$ y $Y^{\text{suelo}}(t)$.

En primera instancia, la trayectoria reproduce el arco de vuelo del pie: elevación inicial, avance horizontal y descenso hasta el contacto. Tras el impacto, aparece una gran deriva, como era de esperar, pues ya las velocidades nos indicaban que, a pesar de la robustez de la integración, se obtiene una deriva que lleva a resultados incorrectos.

La fuente de este problema parece ser el contacto de talón. Hasta ese instante, la trayectoria parece bastante correcta, avanzando algo más de un metro en horizontal, y cayendo a la misma altura que la inicial en el eje vertical. Sin embargo, en ese instante se concentran los picos más altos de aceleración y cambios bruscos de velocidad angular, lo que puede provocar micro-movimientos de la sujeción y producir pequeñas desalineaciones instantáneas de la orientación. Al integrarlas, esas desviaciones se amplifican y generan la deriva observada.

4.2. Supresión local del impacto (interpolación entre picos)

Para estudiar si la deriva provenía del impacto del talón, se procesó la señal del acelerómetro ignorando los picos más intensos del instante de contacto. En el código, esto se implementó en dos pasos. Primero, se localizó el impacto dentro de una ventana temporal

donde se esperaba el contacto ($t \in [6,2,6,5]$ s). Sobre la componente a_X se aplicó una detección de picos; los índices hallados en la ventana se transformaron a índices globales del registro. Segundo, se tomó el par de picos más tardío (i_0, i_1) y, entre ellos, se sustituyeron las muestras de las tres componentes (X, Y, Z) por una interpolación lineal entre los valores de los extremos: para cada eje j , $a_j[i_0 : i_1] \leftarrow \text{linspace}(a_j[i_0], a_j[i_1])$. Esta operación genera una versión `acc_sensor_filtered` en la que el impulso del contacto queda “puenteado” por un tramo suave y continuo en valor. Conceptualmente, el procedimiento actúa como un recorte local del impacto: no aplica filtrado global ni altera el resto del registro. Se obtuvieron de esta manera las siguientes versiones de las aceleraciones del sensor.

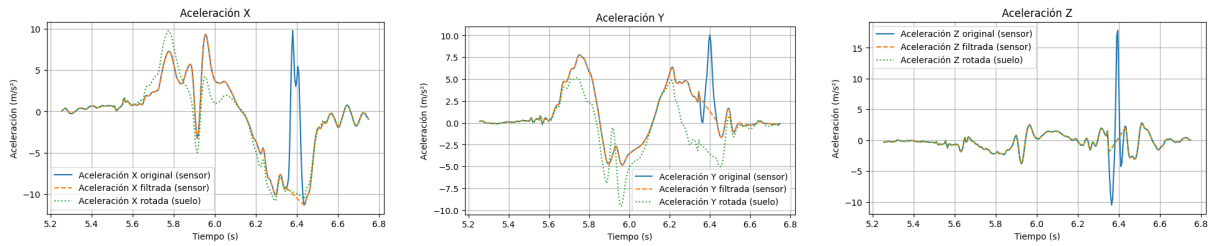


Figura 4.8: Aceleraciones X, Y y Z tras la supresión local del impacto. Las señales azules son las señales crudas, extraídas directamente del acelerómetro, a partir de las que se obtiene la señal filtrada para eliminar los picos de impacto, la señal naranja. A partir de esta última se obtiene la señal rotada al sistema de referencia del suelo; señal verde.

Suprimidos los picos del contacto de talón, se realizó la rotación al sistema de referencia del suelo para las coordenadas X e Y alrededor del eje Z , de forma análoga a lo descrito en el apartado anterior. Las curvas resultantes son las de trazo discontinuo verde que se muestran en la Figura 4.8. A partir de esas componentes rotadas, se efectuó una doble integración mediante RK4, primero para obtener las velocidades y, a continuación, las posiciones, con el objetivo de estimar la trayectoria lateral del tobillo.

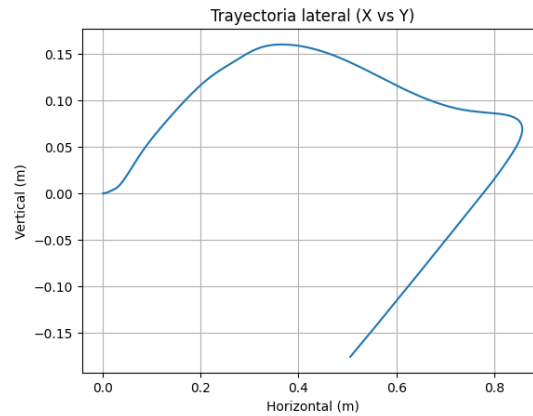


Figura 4.9: Trayectoria lateral tras suprimir el impacto en la señal del acelerómetro.

Con este procedimiento no se alcanzan los resultados buscados: aunque el arco aparece reconocible, la trayectoria no “cierra” y tras el contacto emerge una deriva evidente. La causa es que no puede ignorarse el pico de impacto, en esa ventana se concentra buena parte del impulso de la reacción del suelo y de los cambios rápidos de orientación; susti-

tuirlo por un tramo lineal elimina información física, introduce un sesgo en las integrales y desacopla las velocidades respecto a la cinemática real.

4.3. Integración hasta el contacto

En este intento se limita el análisis al balanceo del pie, integrando únicamente hasta el instante de contacto del talón para evitar la sacudida del impacto. Se mantiene la hipótesis de rotación dominante alrededor de Z (montaje en tobillo derecho) y se emplea RK4 tanto para integrar $\omega_Z \rightarrow \theta_Z(t)$ como para obtener v y p a partir de las aceleraciones. Las condiciones iniciales se fijan nulas en el breve intervalo de quietud anterior al paso.

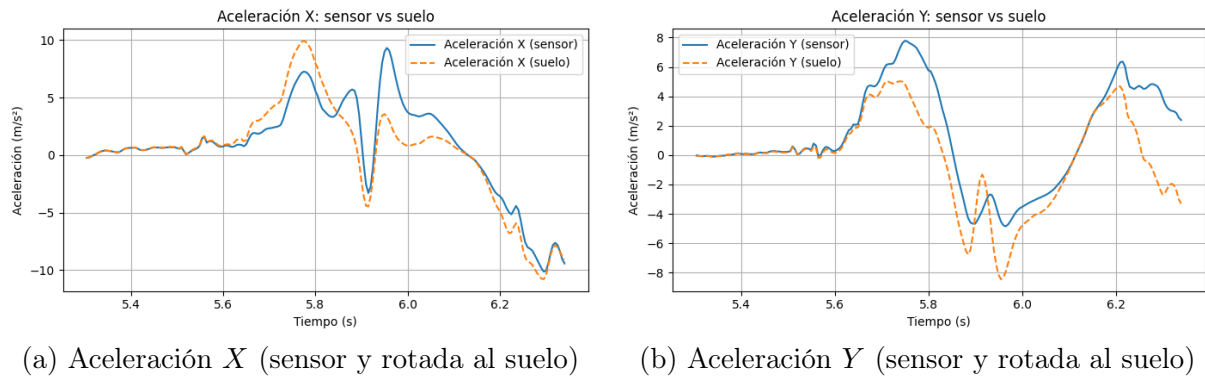


Figura 4.10: Aceleraciones en el intervalo hasta el contacto, mostradas en paralelo para facilitar la comparación entre ejes.

Estas señales son esencialmente las mismas que en el apartado anterior, pero recortadas al tramo útil. La rotación al marco del suelo clarifica la lectura física: X concentra la progresión horizontal y Y la elevación/descenso vertical del pie, hasta el momento del impacto

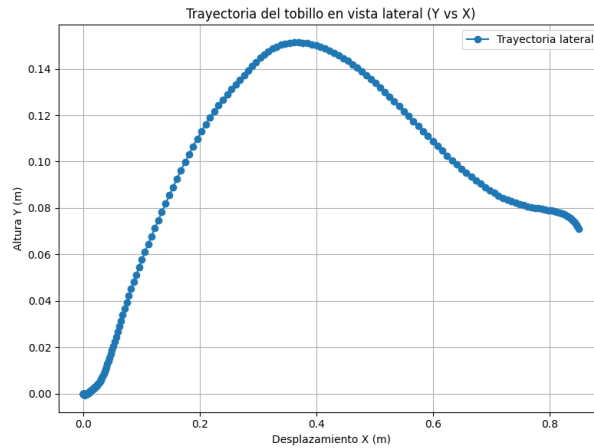


Figura 4.11: Trayectoria lateral del tobillo (Y vs. X) integrada **solo hasta el contacto**.

La trayectoria obtenida hasta el contacto describe un arco de vuelo plausible —ascenso, avance y descenso— y reduce la deriva al evitar el impacto; sin embargo, no cumple las condiciones físicas de contorno pues, en llano, al final del paso el pie debe volver a $Y = 0$ (misma altura que al inicio). Al no imponer estas restricciones, la integración, aunque descriptiva, no garantiza una trayectoria físicamente válida.

4.4. Hacia el análisis definitivo

Desde el inicio comprobamos que integrar la señal cruda sin ningún ajuste no conducía a resultados válidos. Las condiciones de contorno propias del ensayo —velocidad prácticamente nula al comienzo y al final del paso, y $Y_{\text{fin}} = 0$ en terreno llano— no aparecían de forma “natural” en la reconstrucción, por lo que fue necesario replantear el enfoque. El intento que más se aproximó a una solución razonable consistió en integrar sólo hasta el impacto (Fig. 4.11), con lo que se obtuvo un arco de vuelo coherente, pero sin cerrar la trayectoria. Este comportamiento sugiere que en el pico de impacto se concentra información clave para completar el ciclo, aunque requiere un tratamiento más robusto.

En esta sección adoptamos, por tanto, un enfoque más exigente: forzamos a las señales a cumplir las condiciones de contorno del experimento, a saber, $v_{\text{ini}} \approx 0$, $v_{\text{fin}} \approx 0$ y $Y_{\text{fin}} = 0$ (altura final igual a la inicial en llano). Con estas restricciones buscamos estabilizar la integración y obtener una trayectoria compatible con la mecánica del paso.

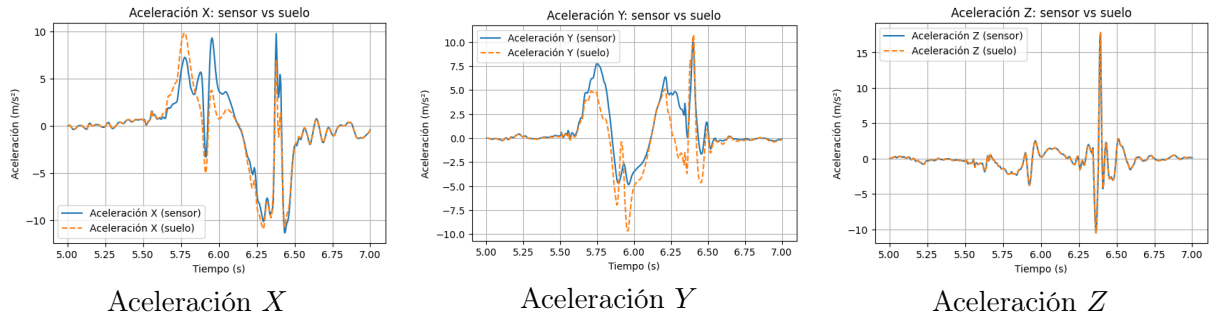


Figura 4.12: Aceleraciones en el sensor (línea continua) y rotadas al suelo (trazo discontinuo).

Las velocidades se obtienen integrando por RK4 las componentes de aceleración ya rotadas al marco del suelo. Para cumplir la condición de contorno $v_{\text{fin}} \approx 0$, sabiendo que $v_{\text{ini}} \approx 0$ en la quietud inicial, se eliminó la deriva acumulada: si $v(t_i)$ es la velocidad integrada y $v(t_N)$ su valor en el último instante, se corrige como

$$v_{\text{corr}}(t_i) = v(t_i) - \frac{i}{N-1} v(t_N),$$

que lleva exactamente a $v_{\text{corr}}(t_N) = 0$ sin alterar la forma local del perfil.

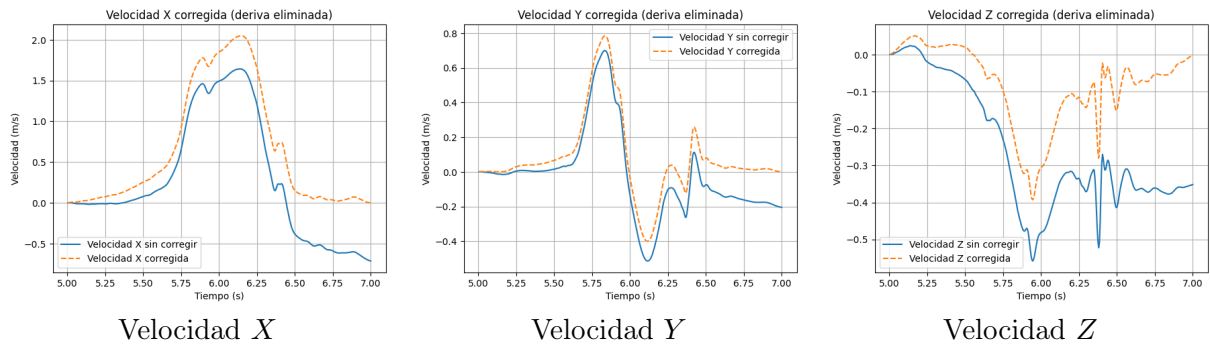


Figura 4.13: Velocidades en el marco del suelo. En cada eje se muestra la integración directa y la versión con *deriva eliminada* imponiendo $v_{\text{fin}} = 0$.

Con las velocidades corregidas, se integraron nuevamente para obtener la trayectoria final, a través de las posiciones $X(t)$ y $Y(t)$.

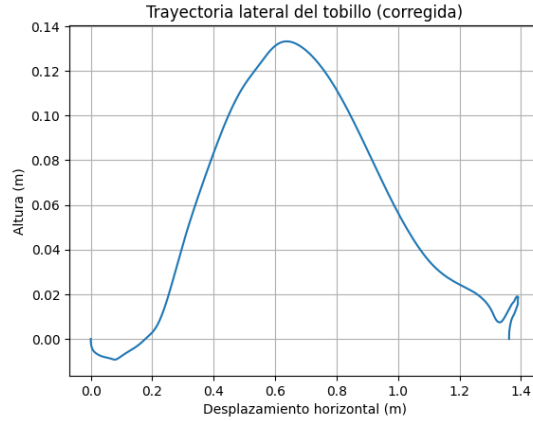


Figura 4.14: Trayectoria lateral del tobillo tras rotar al marco del suelo e imponer $v_{\text{ini}} \approx v_{\text{fin}} \approx 0$.

La trayectoria resultante (Fig. 4.14) reproduce un arco de vuelo completo con altura máxima intermedia y retorno a la proximidad del nivel del suelo al final del paso. Este procedimiento, anclado por las condiciones de contorno en velocidad, estabiliza la integración y produce una trayectoria físicamente coherente durante el balanceo y el retorno al apoyo.

4.5. Fases del ciclo de paso

La segmentación del ciclo se describe principalmente a partir de la componente Y de la aceleración (paralela a la tibia en el montaje y, tras la rotación, asociada a la elevación/descenso del pie). Esta componente concentra las transiciones clave del paso y ofrece rasgos temporales muy claros. Las señales de X y Z se muestran también, pero nuestro análisis posterior se centrará en la componente Y , que es la que se estudiará en otros capítulos.

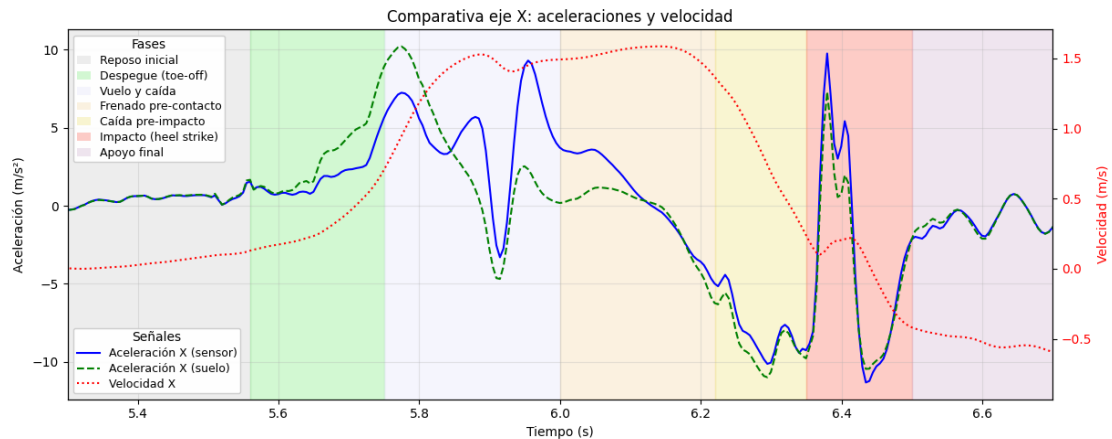


Figura 4.15: Fases del ciclo sobre el eje X : aceleración en el sensor (azul), aceleración rotada al suelo (verde discontinua) y velocidad (rojo, escala derecha). Las franjas sombreadas señalan: reposo inicial, despegue (toe-off), vuelo y caída, frenado pre-impacto, caída pre-impacto, heel strike e inicio de apoyo.

Tras el toe-off aparece un impulso positivo que acelera el pie hacia delante, la velocidad crece y alcanza su máximo durante la fase de vuelo y caída; después se observa una aceleración negativa asociada al frenado pre-contacto y, finalmente, un pico brusco alrededor del heel strike. En el apoyo final las oscilaciones decaen hacia cero. La comparación entre la traza del sensor y la proyectada al suelo evidencia que, aunque hay pequeñas diferencias de amplitud, ambas conservan la misma secuencia de eventos y la proyección facilita su lectura.

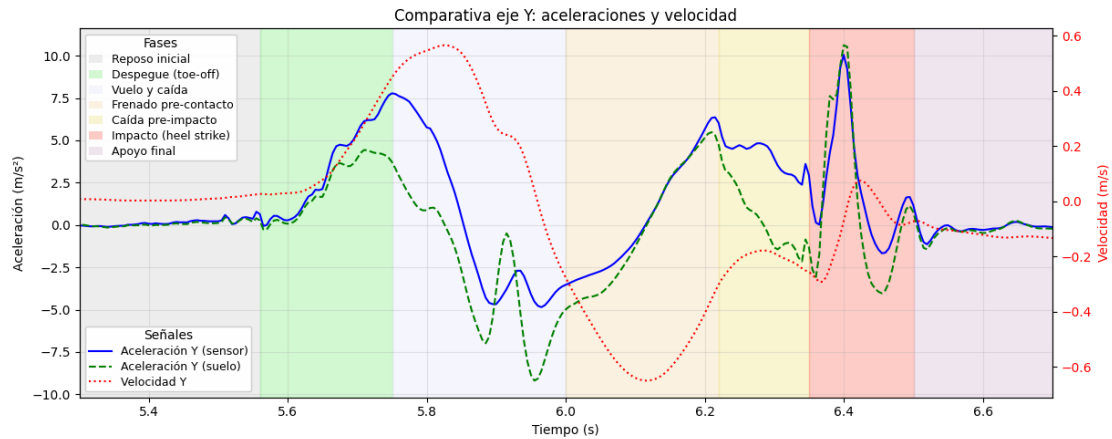


Figura 4.16: Fases del ciclo sobre el eje Y : aceleración en el sensor (azul), aceleración rotada al suelo (verde discontinua) y velocidad (rojo, escala derecha). Las franjas sombreadas señalan: reposo inicial, despegue (toe-off), vuelo y caída, frenado pre-contacto, caída pre-impacto, heel strike e inicio de apoyo.

En reposo inicial a_Y oscila en torno a cero y la velocidad vertical es prácticamente nula. El despegue se identifica por un incremento de a_Y vinculado a la extensión del tobillo y a la elevación del pie; justo cuando se deja de impulsar (fin de la propulsión), la variación de a_Y cambia de signo y da paso al vuelo y caída: el pie avanza sin empuje, asciende un poco más y, después, desciende casi libremente. A continuación aparece el frenado pre-contacto, una respuesta activa del sistema (contracciones excéntricas) destinada a amortiguar el impacto y colocar el pie; a_Y se vuelve claramente negativa al reducir la velocidad de descenso y preparar el apoyo. En la caída pre-impacto el pie se “deja caer” en los últimos milisegundos, lo que incrementa la magnitud negativa de a_Y justo antes del choque. El impacto de talón se manifiesta como un pico brusco en a_Y , tras él comienza el apoyo final, con oscilaciones amortiguadas y retorno progresivo de la velocidad a valores cercanos a cero, cerrando de nuevo el estado de reposo. Esta lectura sobre Y se toma como referencia operativa para marcar eventos y delimitar los tiempos de cada fase en las comparativas posteriores.

Además, resulta útil fijar puntos notables sobre $a_Y(t)$ porque resumen la mecánica del paso y facilitan las comparaciones. El pico de impulso/despegue (primer máximo tras el inicio del movimiento) cuantifica la magnitud del empuje que imprimimos al pie: valores mayores suelen asociarse a pasos más potentes o a condiciones que exigen propulsión adicional (p. ej., subida). El valle posterior (mínimo tras ese pico), de signo opuesto, refleja cuánto “dejamos caer” el pie durante el vuelo: una depresión más profunda indica un descenso más acusado antes de preparar el apoyo. El pico pre-impacto (máximo relativo inmediatamente antes del choque, típico repunte hacia valores positivos respecto al valle) representa la frenada activa para colocar el pie y amortiguar el golpe; su amplitud da idea

del control anticipatorio. Por último, el pico de impacto (heel strike) es un transitorio muy agudo cuya magnitud se interpreta como la intensidad del choque transmitido; depende de la superficie, el calzado y la estrategia de apoyo. En conjunto, estas cuatro medidas (impulso, valle de caída, pre-impacto e impacto) constituyen los indicadores que utilizaremos más adelante para comparar superficies, velocidades y condiciones de sujeción.

4.6. Conclusiones del capítulo

En este capítulo se ha analizado en detalle un único ciclo de paso con el fin de entender con precisión la cinemática medida por el teléfono en el tobillo antes de escalar el estudio a varias zancadas. Se probaron varias estrategias (proyección de las aceleraciones al marco del suelo usando el giroscopio, integración RK4 y correcciones de deriva), y la aproximación de rotación dominante en el eje Z resultó razonable a la vista de los resultados obtenidos: reproduce la secuencia de eventos y permite interpretar las componentes horizontal y vertical de forma consistente.

El heel strike resultó el punto más crítico del ciclo: concentra variaciones muy rápidas de aceleración y, por tanto, es donde más se notan las limitaciones instrumentales (p. ej., la frecuencia de muestreo de 100 Hz puede no capturar por completo el contenido de ese breve instante). Aun así, combinando la información de acelerómetro y giroscopio se ha logrado reconstruir una trayectoria lateral del pie coherente y segmentar el paso en fases bien definidas (despegue, vuelo, frenado precontacto, impacto y apoyo final). Este entendimiento fino de un ciclo sienta las bases para el análisis estadístico de múltiples ciclos y para las comparativas por superficie y velocidad que se abordan en los apartados siguientes.

5. Análisis de superficies

En esta sección estudiamos cómo influye el tipo de superficie (asfalto, arena y hierba) en las señales y eventos de la marcha. El bloque se organiza en dos partes complementarias. En primer lugar, realizamos una comparación cualitativa entre superficies a partir de ventanas representativas con periodos muy similares entre sí, manteniendo constantes el calzado y la pendiente, con el fin de aislar el efecto del sustrato sobre la forma de onda y los hitos del ciclo. En segundo lugar, extendemos el análisis a un plano más amplio en función de la velocidad, donde para cada superficie se utilizan 10 muestras, se calcula el periodo medio y las magnitudes de los cuatro puntos notables (impulso, valle post-impulso, pre-impacto e impacto), y se representan frente al periodo con barras de error y ajustes lineales para caracterizar tendencias, dispersión y diferencias entre superficies. De este modo, la primera subsección fija la lectura visual de las señales y la segunda aporta la evidencia estadística en un rango amplio de cadencias.

5.1. Comparación entre superficies

Se realizaron tomas en tres superficies: asfalto, arena y hierba, manteniendo constantes el calzado y la pendiente (se realizaron en llano) para aislar el efecto de la superficie. Se analizaron las señales del eje y del acelerómetro, y a partir de ella se detectaron los eventos de marcha: toe-off (impulso), valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto (heel strike). Para asegurar comparabilidad, se estimó además el periodo medio valle→valle (mismo tobillo), de manera que se pueda asegurar que las diferencias observadas sean causa únicamente del cambio entre superficie. Se presentan a continuación las muestras estudiadas:

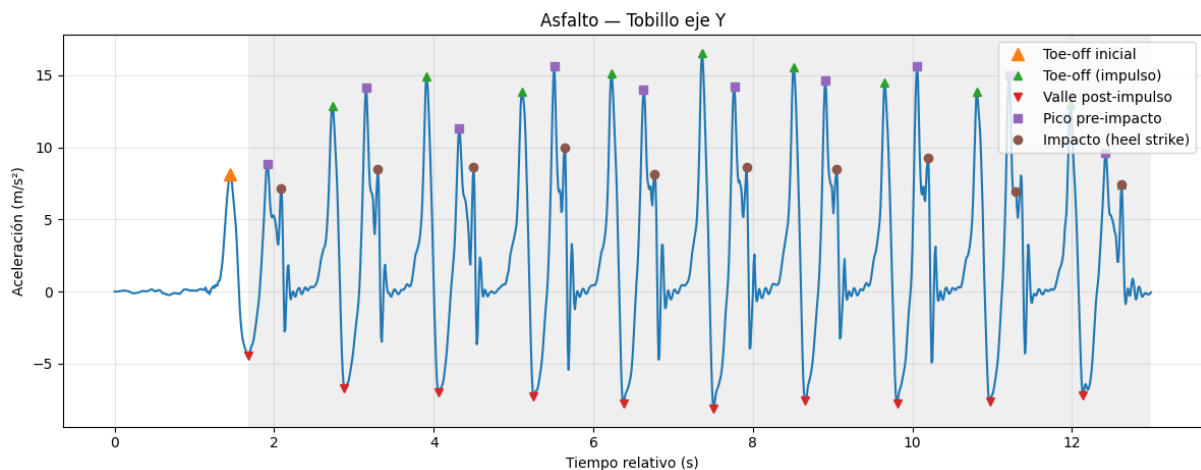


Figura 5.1: Asfalto — Aceleración (eje Y). Serie temporal con ciclos valle→valle sombreados y marcadores de eventos (toe-off, valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto).

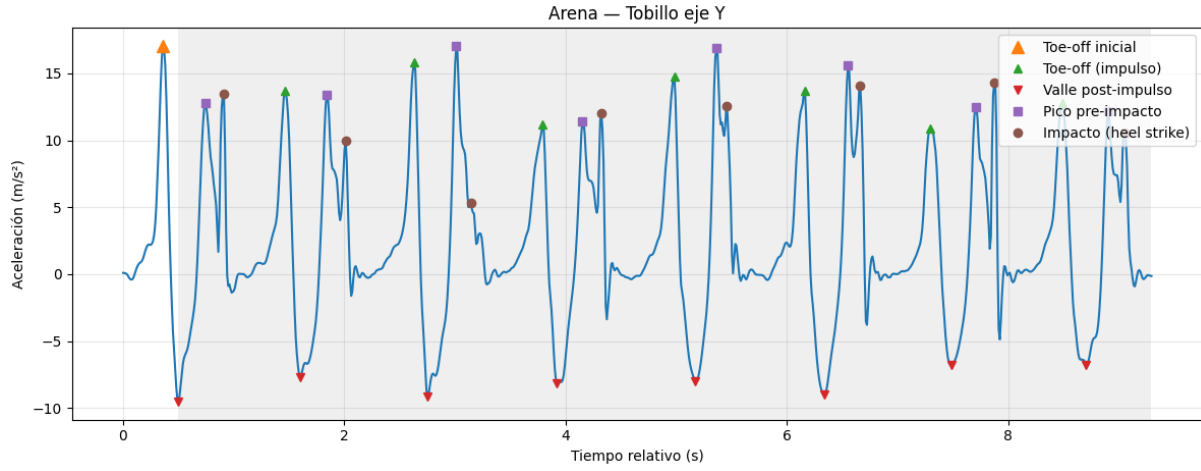


Figura 5.2: Arena — Aceleración (eje Y). Serie temporal con ciclos valle→valle sombreados y marcadores de eventos (toe-off, valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto).

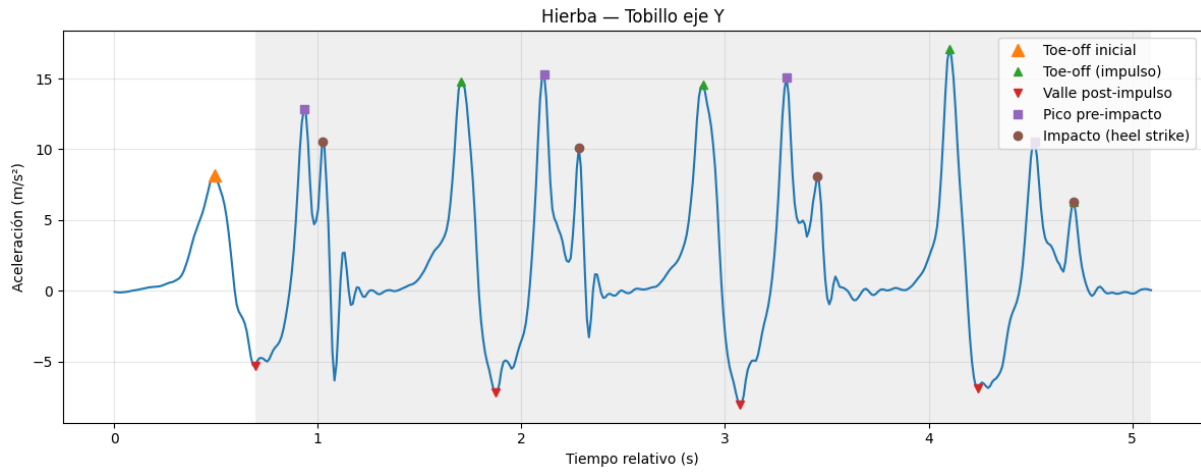


Figura 5.3: Hierba — Aceleración (eje Y). Serie temporal con ciclos valle→valle sombreados y marcadores de eventos (toe-off, valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto).

En estas señales, el algoritmo de detección trabaja así: primero localiza los valles negativos más marcados imponiendo separación mínima, prominencia y una anchura suficiente para evitar la detección de valles erróneos. Tomado el primer valle, busca hacia atrás en una ventana corta el pico positivo más cercano y dominante, que se identifica como el toe-off inicial. A partir de cada valle se define un ciclo valle→valle: tras el valle, en una ventana limitada, se busca el primer pico positivo como pre-impacto (frenado) y, a continuación, el siguiente pico con un ancho característico (acotado en tiempo) como impacto (heel-strike); el toe-off del ciclo se toma como el último pico significativo antes del siguiente valle. Con esta secuencia, en las tres superficies se detectan de forma consistente y satisfactoria los eventos clave del ciclo de marcha.

Cuadro 1: Periodo medio valle→valle y cadencia por superficie. La cadencia se muestra por pierna; el doble equivale a pasos/min totales.

Superficie	n periodos	Periodo (s)	Cadencia (Hz)	Pasos/min
Asfalto	9	1.163 ± 0.009	0.860	51.576
Arena	7	1.171 ± 0.019	0.854	51.220
Hierba	3	1.183 ± 0.009	0.845	50.704

Los periodos medios valle→valle son prácticamente iguales entre las tres superficies (asfalto: $(1.163 \pm 0.009$ s); arena: $(1.171 \pm 0.019$ s); hierba: $(1.183 \pm 0.009$ s)), lo que equivale a una frecuencia de 0.85-0.86 Hz. Manteniendo constantes el calzado y la pendiente, y siendo la frecuencia de paso comparable, podemos atribuir con confianza las diferencias observadas al tipo de superficie y no a demás condicionantes.

Cuadro 2: Aceleración media ($\pm$ SE), en m/s^2 , en los cuatro eventos del eje Y del tobillo para cada superficie.

Superficie	Toe-off	Valle post-impulso	Pico pre-impacto	Impacto
Asfalto ($n = 10$)	$13,8 \pm 0,8$	$-7,2 \pm 0,3$	$13,3 \pm 0,8$	$8,3 \pm 0,3$
Arena ($n = 8$)	$12,9 \pm 0,7$	$-8,1 \pm 0,4$	14 ± 1	$11,5 \pm 1,1$
Hierba ($n = 4$)	13 ± 2	$-6,9 \pm 0,6$	$13,4 \pm 1,1$	$8,7 \pm 1,0$

Dado que los períodos son muy similares entre superficies (cuadro 1), es razonable atribuir las diferencias observadas a la propia naturaleza de la superficie. En toe-off e incluso en el pico pre-impacto las medias son próximas entre asfalto, hierba y arena, con una ligera mayor aceleración en arena. En cambio, el valle post-impulso resulta más profundo en arena que en asfalto y hierba, lo que sugiere que tras el impulso el pie “cae” algo más antes del frenado. De forma contraintuitiva, el impacto (heel-strike) es mayor en arena que en asfalto, mientras que hierba presenta valores próximos a este. Para discernir si estas tendencias responden a un efecto real de la superficie o otros efectos, como variaciones con la cadencia, o que las muestras elegidas no son representativas, es necesario un estudio más amplio con más muestras y distintos periodos. Esta motivación da paso al siguiente capítulo, donde se analiza explícitamente la dependencia con el periodo (velocidad) en cada superficie.

5.2. Análisis de las superficies en función de la velocidad

Con el objetivo de cuantificar cómo la velocidad de marcha afecta a los puntos notables, se realizaron 10 ensayos por superficie (asfalto, arena y hierba) cubriendo un rango desde ritmos lentos hasta rápidos, manteniendo constantes el calzado y la pendiente (tramos en llano). Para cada ensayo se identificaron en el eje Y de la señal del tobillo los cuatro puntos notables ya definidos (toe-off (impulso), valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto), y se calculó su amplitud. En esta sección se estudia, por superficie, la dependencia de cada punto notable con la velocidad, con el fin de separar los efectos propios del ritmo de los efectos debidos al tipo de superficie.

5.2.1. Caso ilustrativo y procedimiento

Para introducir el análisis velocidad–superficie, mostramos primero un caso completo (Asfalto, muestra 1) que ilustra el procedimiento seguido con todas las muestras, con el eje Y del tobillo: (i) se recorta el tramo de marcha estable; (ii) se filtra la señal y se fijan umbrales adaptativos; (iii) se detectan valles pronunciados y, a partir de ellos, los eventos del ciclo: toe-off (impulso), valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto; (iv) para cada ciclo valle→valle se registra el valor de cada evento y el período del ciclo. Con los valores de todos los ciclos de la muestra se calculan las estadísticas por evento (media, desviación típica y SEM):

$$\text{SEM} = \frac{s}{\sqrt{n}}, \quad s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}.$$

Este mismo procedimiento se repite en 10 muestras por superficie para, posteriormente, relacionar la magnitud de cada punto notable con el período y estudiar la dependencia con la velocidad.

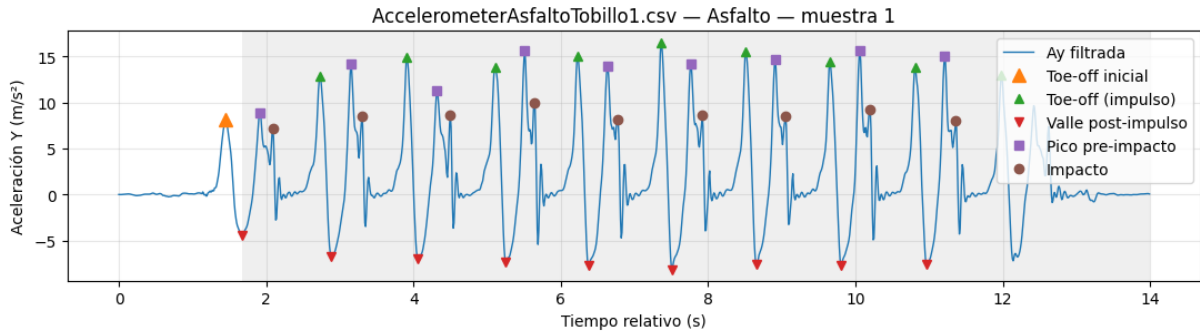


Figura 5.4: Ejemplo de detección de eventos en el eje Y del tobillo (*Asfalto, muestra 1*). Zonas sombreadas: ciclos valle→valle. Marcadores: toe-off, valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto. A partir de estos puntos se obtienen, por ciclo, los valores de cada evento y el período.

En esta muestra ilustrativa en asfalto, el período medio fue $1,163 \pm 0,009$ s. Las magnitudes medias de los puntos notables fueron, *toe-off* (impulso): $16,5 \pm 0,5$ m s⁻²; *valle post-impulso*: $-7,3 \pm 0,4$ m s⁻²; *pico pre-impacto*: $15,5 \pm 0,9$ m s⁻²; y *heel strike* (impacto): $12,3 \pm 0,9$ m s⁻².

5.2.2. Resultados por evento en función de la velocidad

En cada evento mostramos dos vistas complementarias: (a) *solo puntos* para apreciar la nube completa; (b) *puntos + ajuste lineal + SEM*, donde se incluyen las rectas por superficie y sus R^2 como guía de tendencia.

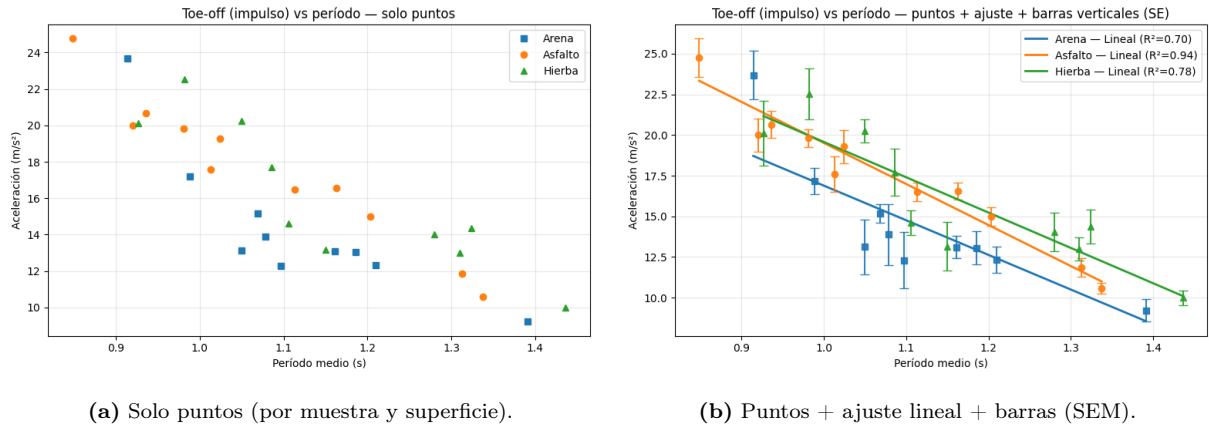


Figura 5.5: Impulso (*toe-off*) frente a período medio por superficie.

Toe-off (impulso) En la Fig. 5.5, las dos vistas muestran una relación descendente entre la aceleración de impulso y el período: a mayor cadencia (períodos más cortos) se necesita un impulso más alto, como cabía esperar por una propulsión más enérgica. El modelo lineal describe bien los datos, con ajuste muy sólido en asfalto ($R^2 \approx 0,94$) y aceptable en hierba ($R^2 \approx 0,78$) y arena ($R^2 \approx 0,70$), donde aparece algo más de dispersión. A igualdad de período (p.ej., $T \approx 1,10$ s) el nivel de impulso es mayor en asfalto y hierba que en arena (diferencias del orden de $1-3 \text{ m/s}^2$), lo que sugiere pérdidas de eficacia propulsiva en un sustrato más blando. La regularidad es buena en la zona central de períodos, con SEM pequeños, y se observan ligeras desviaciones en los extremos (períodos muy cortos o largos), sin cambios sistemáticos de tendencia.

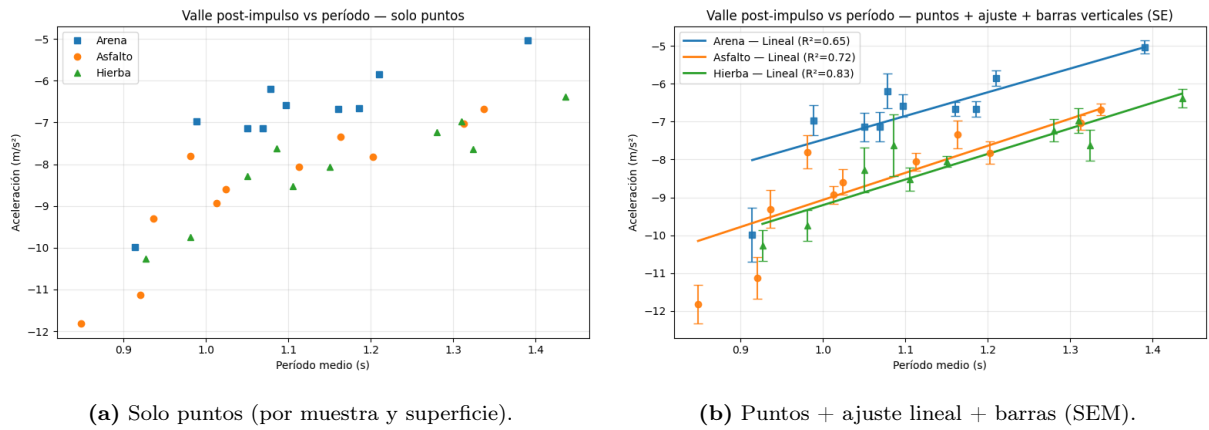


Figura 5.6: Valle post-impulso frente a período medio por superficie.

Valle post-impulso La relación global es aproximadamente lineal, pero en asfalto el ajuste resulta algo menor ($R^2 \approx 0,72$) debido sobre todo a los puntos con período más corto (mayor cadencia), y ocurre algo similar con la arena. Esto sugiere dos posibilidades: (i) se trata de outliers puntuales o (ii) a cadencias muy altas, la profundidad del valle deja de seguir la tendencia lineal observada para el resto de muestras (p.ej., por saturación mecánica o cambios de control). Comparando a un período equivalente, los valles toman valores mínimos muy similares en arena e hierba, mientras que en asfalto aparecen algo menos profundos. Esto es compatible con una modulación anticipada del control: sobre

un sustrato rígido se limitaría la caída tras el impulso para reducir la velocidad previa al contacto, mientras que en superficies más blandas se tolera una caída mayor.

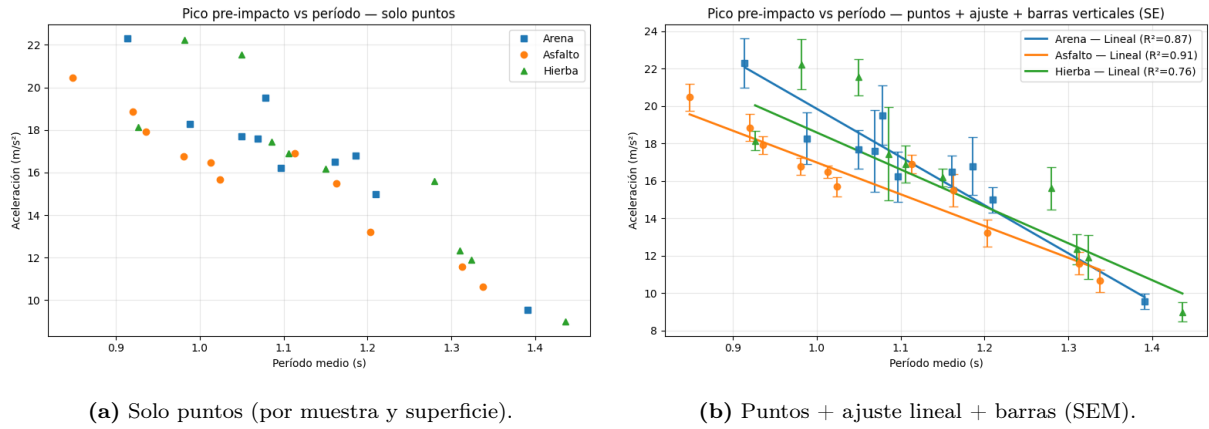


Figura 5.7: Pico pre-impacto frente a período medio por superficie.

Pico pre-impacto Las dos representaciones ponen de manifiesto una relación claramente lineal y descendente: a mayor cadencia (períodos más cortos) el pico pre-impacto aumenta, consistente con un frenado anticipatorio más intenso antes del contacto. El ajuste lineal es robusto en las tres superficies, con $R^2 \approx 0,91$ en asfalto, $R^2 \approx 0,87$ en arena y $R^2 \approx 0,76$ en hierba. Además, se observa que la nube y la recta de asfalto quedan sistemáticamente por debajo de las de arena e hierba: a igual período el pre-impacto es algo menor en suelo rígido. La diferencia es más marcada en el rango de períodos cortos (altas cadencias) y se reduce a una brecha muy ligera en períodos intermedios y largos. Este patrón sugiere un frenado anticipatorio algo más contenido sobre superficies duras a ritmos elevados.

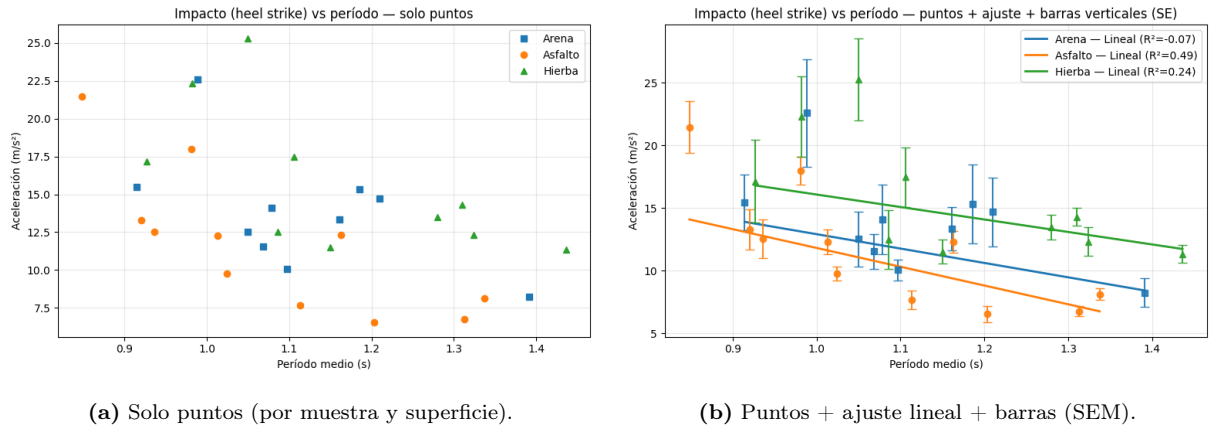


Figura 5.8: Impacto (*heel strike*) frente a período medio por superficie.

Impacto (*heel strike*) A diferencia de los eventos anteriores, el impacto presenta la relación con el período más débil y ruidosa. Las rectas de tendencia son descendentes (impacto mayor a cadencias altas), pero los ajustes son muy pobres: $R^2 \approx 0,49$ en asfalto, $R^2 \approx 0,24$ en hierba y prácticamente nulo en arena ($R^2 \approx -0,07$), lo que indica

una variabilidad considerable entre muestras y dentro de cada muestra (barras SEM amplias, especialmente en arena y hierba). Este comportamiento es coherente con la alta sensibilidad del contacto a pequeños cambios de técnica (ángulo de ataque, rigidez del tobillo/rodilla) y de colocación del pie, que dominan sobre un patrón lineal simple con la velocidad. Dichos cambios pequeños en la ejecución tienen un alto impacto, especialmente en superficies más irregulares, como se observa claramente en arena, y en menor medida en hierba. A igualdad de período (p.ej., $T \approx 1,10$ s), los niveles se ordenan, en nuestro conjunto, con asfalto claramente por debajo, hierba en la parte alta y arena en un término intermedio. La separación es más visible en el rango de períodos cortos (altas cadencias) y se atenúa a períodos medios-largos. Una interpretación plausible es que, sobre asfalto, se modula la entrada del pie (menor velocidad descendente) para contener el pico de impacto, mientras que en superficies más blandas la colocación varía más y aparecen picos mayores y más dispersos. En conjunto, aunque la tendencia con la velocidad existe, el impacto muestra una variabilidad superior al resto de eventos y diferencias entre superficies que dependen en gran medida de la estrategia de apoyo.

5.3. Conclusiones del capítulo

En el primer análisis (Sección 5.1), basado en comparaciones cualitativas entre señales de periodo muy parecido, se observaron tendencias que en parte resultaban contraintuitivas. El estudio posterior en función del periodo (Sección 5.2), más amplio y con mayor número de muestras por superficie, ofreció un análisis más consistente y permite explicar esas discrepancias.

Consideradas por separado, las cuatro magnitudes muestran patrones diferenciales a lo largo del periodo: el toe-off (impulso) y el pico pre-impacto siguen relaciones prácticamente lineales con el periodo (alta linealidad); el valle post-impulso mantiene una dependencia lineal más débil; y el impacto (heel-strike) presenta una dispersión notable y la menor linealidad. En cuanto a diferencias entre superficies, arena es la condición más irregular y con mayor variabilidad, como cabía esperar en un principio, mientras que hierba y asfalto muestran comportamientos más próximos entre sí. En conjunto, estos resultados sugieren que la velocidad es el factor modulador dominante.

6. Otros estudios

Además del análisis principal por superficies y velocidad, incorporamos dos estudios complementarios que amplían el alcance del trabajo con el mismo protocolo de adquisición y procesado. En primer lugar, comparamos la marcha en asfalto en llano, subida y bajada para observar las adaptaciones mecánicas del ciclo (énfasis de la propulsión, control de la caída y variación del impacto) cuando cambia la pendiente, manteniendo constantes calzado y sujeto. En segundo lugar, estudiamos la señal de la cadera como la más próxima al centro de masas: describimos sus fases en relación con el tobillo y, finalmente, integramos el eje longitudinal (Z) para obtener una trayectoria de avance coherente durante la marcha estable.

6.1. Tres ciclos en asfalto: llano, subida y bajada

Se comparan tres ciclos representativos tomados en asfalto en llano, en subida y en bajada, usando la aceleración del eje Y del teléfono en el tobillo. El objetivo es caracterizar, de forma cualitativa, cómo cambian las firmas del ciclo en cada situación a partir de los cuatro puntos notables definidos: impulso/despegue (primer máximo), valle de caída (mínimo posterior), pico pre-impacto (repunte inmediatamente antes del contacto) e impacto. En todas las trazas se mantuvieron calzado y dispositivo idénticos.

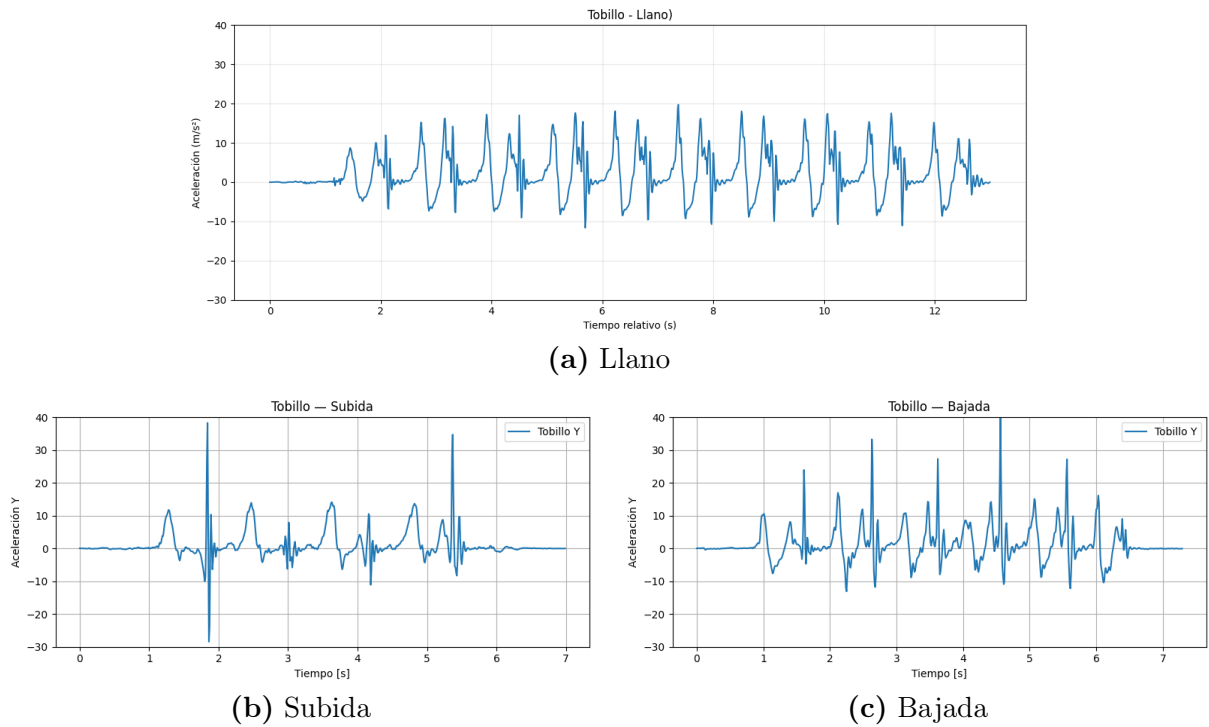


Figura 6.1: Comparativa cualitativa de $a_Y(t)$ en asfalto: llano (arriba), subida y bajada (abajo).

Las tres condiciones muestran un patrón común, impulso, valle de caída, pre-impacto e impacto, pero con matices claros. En llano, la secuencia es regular y los cuatro marcadores aparecen con amplitudes moderadas y tiempos estables entre pasos, lo que tomamos como referencia. En subida, los intervalos entre eventos se alargan ligeramente (menor cadencia) y sobresale un pico de impulso más acusado, coherente con la mayor propulsión necesaria;

el valle de caída es, en cambio, menos profundo (el pie se deja caer menos) y el pre-impacto resulta más contenido, lo que se traduce en un impacto relativamente más suave que en bajada, exceptuando el caso del primer impacto, que se realiza de manera más brusca en busca de coger la inercia del movimiento. En bajada ocurre lo contrario: el impulso tiende a ser menor, el valle más profundo (el pie desciende con mayor libertad), el pre-impacto es más enérgico para amortiguar y el impacto alcanza las mayores magnitudes, con transitorios agudos y cierta irregularidad entre pasos. En conjunto, la subida enfatiza la fase propulsiva y suaviza el contacto, mientras que la bajada reduce el empuje, incrementa la caída y exige una frenada más fuerte, elevando la intensidad del choque.

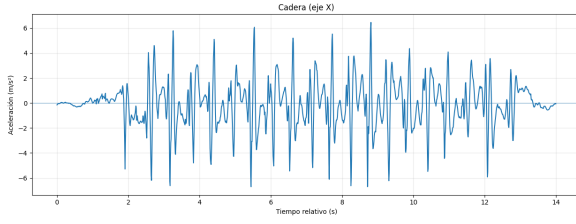
6.2. Análisis de la señal de la cadera

El teléfono destinado a medir la señal de la cadera se fijó en la zona lumbar, es decir, lo más próximo posible al centro de masas (CM) del cuerpo. Esta ubicación minimiza la influencia de rotaciones y capta mejor la dinámica global de la marcha, motivo por el que nos interesa estudiar el CM: su aceleración resume el patrón locomotor. Conviene recordar cómo se sitúa el dispositivo, y por lo tanto los ejes del sensor, en este caso. Tenemos el sensor colocado en la parte baja lumbar, con la parte trasera del móvil en contacto con el sujeto. De esta manera, en el eje X se registra la aceleración lateral, con sentido positivo hacia el lado derecho; el eje Y registra la aceleración en la dirección vertical, pues se encuentra prácticamente alineado con el eje vertical, de manera que, estando situado en un punto donde no hay tanta rotación (como era el caso del tobillo), se supone para simplificar la aceleración registrada como la vertical. El eje Z registra las aceleraciones en la dirección del avance, si bien el sentido positivo es contrario al avance. En este apartado abordamos dos bloques: (i) una caracterización temporal de la señal de cadera comparándola con el eje Y del tobillo, ya analizado, para identificar sus fases; y (ii) un análisis específico de la componente Z de la cadera, que según el criterio de ejes definido en el dispositivo experimental representa el avance en línea recta, integrándola para obtener velocidad y desplazamiento.

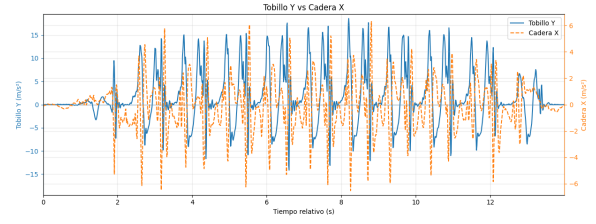
6.2.1. Análisis de la aceleración en la cadera

Para este apartado se realizaron registros simultáneos con dos teléfonos: uno en el tobillo (derecho, eje Y) y otro en la cadera (ejes X , Y , Z). Los ensayos se iniciaron de forma coordinada, manteniendo unos segundos de quietud inicial/final para alinear ambas señales y fijar la línea base. En el procesado se recortaron las señales de cada muestra y se comprobó la sincronización de ambas localizaciones del sensor, para asegurar la validez del análisis posterior. A continuación se muestran, para cada componente de la cadera, (i) su aceleración en bruto en el tramo analizado y (ii) una superposición con el tobillo Y que facilita interpretar las fases.

■ Cadera: eje X



(a) Cadera-X (mediolateral).

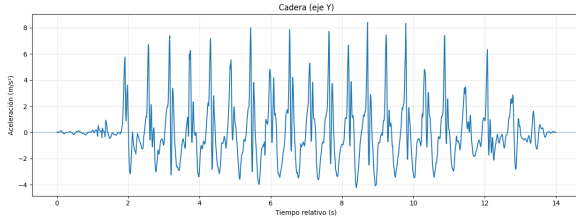


(b) Superposición *Tobillo-Y* vs *Cadera-X*.

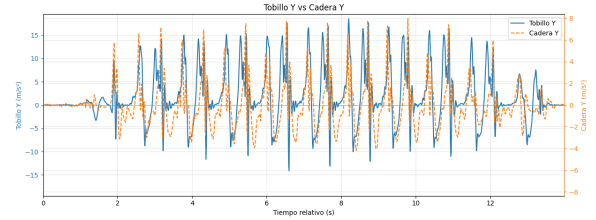
Figura 6.2: Cadera-X y su relación temporal con el eje Y del tobillo.

Al contrastar la señal aislada de cadera X con su superposición frente al tobillo Y se aprecia que la componente mediolateral de cadera presenta una amplitud mucho menor, propia de un punto próximo al centro de masas, y un desfase estable respecto a las subfases del tobillo (esquema del eje Y). Tras el despegue (toe-off) del tobillo analizado, la cadera muestra una aceleración lateral que acompaña la transferencia de peso y alcanza su máximo durante el vuelo; a continuación, durante el frenado pre-contacto la señal invierte el signo para recentrar el cuerpo. Durante el apoyo se observa una forma similar para la fase de balanceo del pie contrario. La señal en el eje mediolateral es, comparando con las otras dos componentes estudiadas, la más irregular, pues las oscilaciones laterales realizadas durante nuestra locomoción no son tan constantes como las experimentadas en las otras direcciones estudiadas.

■ Cadera: eje Y



(a) Cadera-Y (vertical).

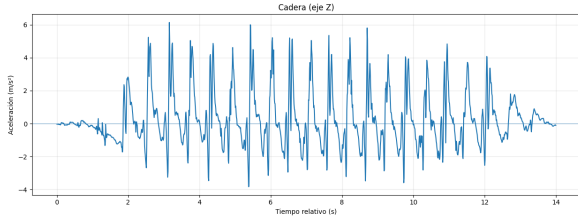


(b) Superposición *Tobillo-Y* vs *Cadera-Y*.

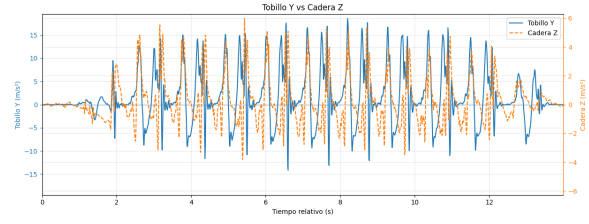
Figura 6.3: Cadera-Y y su relación temporal con el eje Y del tobillo.

La componente vertical de la cadera muestra un patrón de “rebote” del centro de masas, con amplitud mayor que en Cadera X pero claramente más atenuada que en el tobillo. Tomando como referencia las subfases del eje Y del tobillo, tras el despegue (toe-off) aparece en Cadera Y un lóbulo positivo asociado a la impulsión y elevación del CM; durante el vuelo el signo cambia a negativo reflejando la caída previa al contacto (frenado/caída pre-impacto); a partir del impacto (heel strike), y durante el tiempo de apoyo del pie observamos un ciclo similar asociado al otro pie.

■ Cadera: eje Z



(a) Cadera-Z (anteroposterior).



(b) Superposición *Tobillo-Y* vs *Cadera-Z*.

Figura 6.4: Cadera-Z y su relación temporal con el eje *Y* del tobillo.

De acuerdo con el criterio de ejes empleado (el avance corresponde a la dirección $-Z$), el toe-off del tobillo coincide en la cadera con un lóbulo negativo que refleja la aceleración hacia delante. A medida que progresa el balanceo y se aproxima el contacto, la señal invierte el signo y aparece un lóbulo positivo asociado al frenado pre-impacto; a partir del heel strike y durante el contacto del pie con el suelo se observa como se vuelve a repetir el mismo patrón para la aceleración de la cadera (esta vez con el movimiento asociado al movimiento del otro pie). El desfase respecto al tobillo es estable y la amplitud está atenuada por la proximidad al centro de masas, confirmando que Cadera *Z* es la componente más completa para describir el avance bajo esta convención de signos.

6.3. Integración de la señal de la cadera (eje *Z*)

A partir de la aceleración de la cadera (a_Z) se ha procedido con el método RK4, utilizado ya con anterioridad (Capítulo 4), con el objetivo de obtener el avance en el eje *Z*:

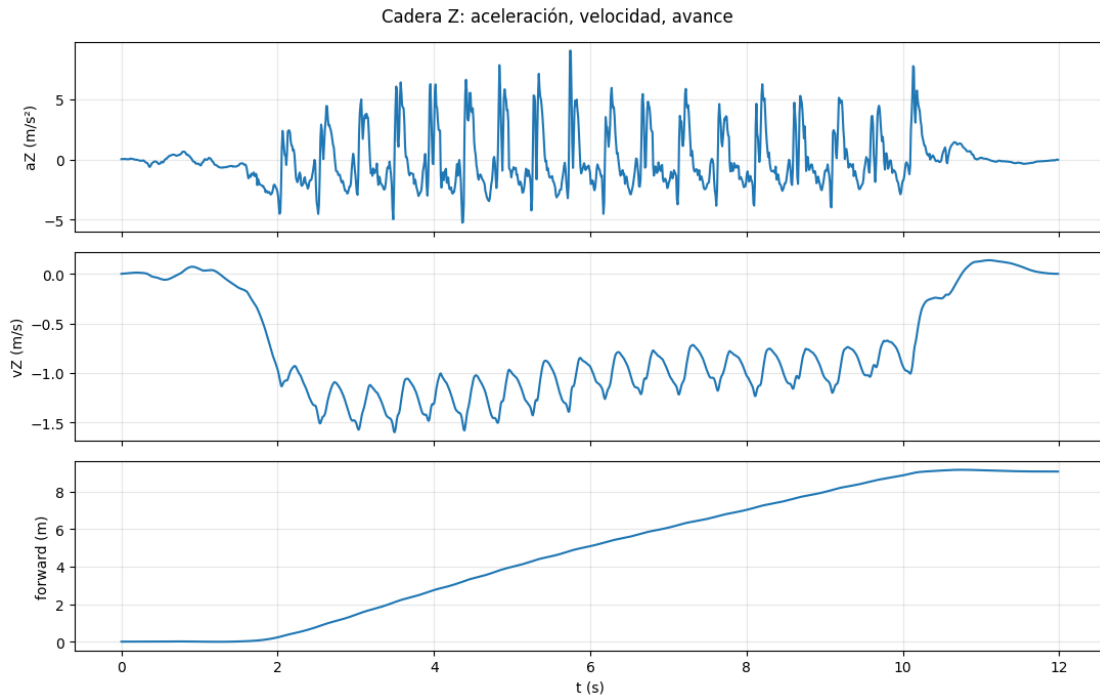


Figura 6.5: Integración de la cadera en eje *Z*: aceleración a_Z (arriba), velocidad v_Z (centro) y avance x_{fw} (abajo). Se integra con esquema **RK4** imponiendo $v(0) = v(T) = 0$ a partir de los tramos de reposo inicial/final. Por convenio de signos del experimento, el avance se representa como $x_{fw} = -p_Z$ (avance positivo $\leftrightarrow$ *Z* negativo).

La figura muestra la secuencia $a_Z \rightarrow v_Z \rightarrow x_{fw}$ del centro de masas en la cadera. Durante el tramo estable, $v_Z(t)$ oscila de forma casi periódica alrededor de un nivel medio, reflejando la alternancia. La curva de avance $x_{fw}(t)$ resulta prácticamente lineal, lo que confirma una progresión con velocidad media casi constante y una transferencia de momento eficaz paso a paso. En conjunto, la integración del eje Z de la cadera ofrece una visión compacta y sensible del comportamiento del centro de masas durante la marcha rectilínea.

7. Conclusiones y líneas futuras

El objetivo de este trabajo fue demostrar que, con teléfonos inteligentes y un procesado reproducible, es posible caracterizar la marcha humana de forma fiable fuera del laboratorio. A lo largo del documento se desarrolló un análisis que parte de señales inerciales crudas tomadas con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, define y detecta automáticamente los eventos clave del ciclo (impulso, valle post-impulso, pico pre-impacto e impacto), y compara condiciones (superficie y velocidad) manteniendo constantes calzado y pendiente. El enfoque se complementó con registros simultáneos en tobillo y cadera, y con un conjunto de medidas preliminares que guiaron el diseño final del experimento y del procesado. El código (notebooks y utilidades) utilizado en este trabajo está disponible públicamente en GitHub [4]. En conjunto, el estudio valida que, con instrumentación accesible, es posible obtener descripciones biomecánicas consistentes de la marcha y cuantificar su respuesta a cambios en las condiciones como las expuestas en este trabajo (velocidad, superficie y pendiente).

Síntesis de resultados

- **Medidas preliminares.** Además de los ejemplos incluidos, se llevaron a cabo varios intentos y ensayos que no desembocaron en un análisis claro ni en resultados válidos. Aunque finalmente descartados, fueron clave para comprender el funcionamiento real de los sensores y el manejo de los datos, conducir la línea de trabajo seguida más adelante y perfeccionar los programas de análisis que se emplearon en el resto del estudio.
- **Análisis de paso único.** Antes de abordar análisis de muestras más extensas, se estudió con detalle un ciclo de un único paso a partir de acelerómetro y giroscopio, trabajando varios enfoques de integración y proyección, que permitió delimitar las fases dentro del ciclo, y fijar los cuatro puntos notables (impulso, valle post-impulso, pre-impacto e impacto), en los que se centra el análisis posterior.
- **Muestras de marcha en condiciones distintas.** Con el objetivo de estudiar cómo varían los parámetros seleccionados, se analizaron varias muestras en superficies diferentes y a diversas velocidades (periodo), obteniendo una descripción semi-cuantitativa de las variaciones de los parámetros. Además, se ofreció una lectura cualitativa del efecto de la pendiente (llano, subida, bajada).
- **Registro simultáneo tobillo-cadera.** Finalmente, se trabajó con dos sensores a la vez (tobillo y cadera, esta última próxima al centro de masas), obteniéndose un análisis coherente del movimiento global del cuerpo. Se explicó la contribución de cada componente y, a partir del eje anteroposterior en cadera (Z), se analizó el avance durante la marcha.

Líneas futuras (revisión). Se sugieren las siguientes líneas de trabajo con el objetivo de complementar y profundizar los resultados de este estudio:

- **Comparaciones entre personas.** Ampliar el estudio a una muestra representativa de la población, teniendo en cuenta factores como rangos de edad, sexo, con el objetivo de ver las diferencias en los parámetros de estudio entre distintos grupos.

- **Lesiones/Rehabilitación.** Estudiar como pueden variar ciertos parámetros en personas lesionadas (que afecten a la marcha) y observar como varían durante el proceso de recuperación.
- **Simetría bilateral.** Registrar simultáneamente ambos pies (un teléfono en cada tobillo) para cuantificar la simetría entre lados y detectar asimetrías relevantes en clínica o en retorno a la actividad.
- **Nuevos parámetros a partir de las mismas señales.** Estimar medidas adicionales (desplazamiento lateral del pie, longitud de zancada, tiempo de doble apoyo, etc.) y su variación en diferentes condiciones.
- **Marcha vs carrera.** Repetir el protocolo en carrera y comparar las formas de onda y sus parámetros con los de marcha; analizar si las tendencias con la velocidad se mantienen o cambian entre ambas modalidades.

Estas líneas son unas de las muchas posibilidades que abren un abanico inmenso de posibilidades con la instrumentación manejada en este trabajo, siempre sujeto a posibles mejoras, o bien con otro tipo de dispositivos.

En este trabajo se ha mostrado que es posible hacer un análisis de la biomecánica de la marcha con instrumentación al alcance de la mano, un teléfono móvil. Partimos de un análisis de paso único para entender a fondo las fases y fijar los cuatro eventos clave; diseñamos y pusimos a prueba un algoritmo de detección robusto sobre el eje Y del tobillo; extendimos el estudio a múltiples ciclos para comparar en diferentes condiciones (superficies, velocidad, pendiente) con un tratamiento semi-cuantitativo y contrastamos la señal de cadera, próxima al centro de masas, mostrando que su integración anteroposterior ofrece una lectura coherente del avance.

Referencias

- [1] C. Arnaiz Diestro. «Estudios biomecánicos mediante dispositivos inteligentes. Biomechanical studies using smart devices». Trabajo Fin de Grado. Santander, España: Universidad de Cantabria, Facultad de Ciencias, jun. de 2023.
- [2] M. S. Tasjid y A. Al Marouf. «Leveraging Smartphone Sensors for Detecting Abnormal Gait for Smart Wearable Mobile Technologies». En: *International Journal of Interactive Mobile Technologies (iJIM)* 15.24 (2021). DOI: [10.3991/ijim.v15i24.25891](https://doi.org/10.3991/ijim.v15i24.25891). URL: <https://doi.org/10.3991/ijim.v15i24.25891>.
- [3] Sensor Logger Team. *Sensor Logger*. Aplicación móvil. URL: <https://www.tszheichoi.com/sensorlogger>.
- [4] M. Salas Lanza. *estudio_biomecanico_marcha_smartphones*. Ver. v1.0. GitHub repository. 2025. URL: https://github.com/msl250/estudio_biomecanico_marcha_smartphones.
- [5] M. Susi. *Gait Analysis for Pedestrian Navigation Using MEMS Handheld Devices*. UCGE Report 20359. Calgary, Canada: University of Calgary, Department of Geomatics Engineering, sep. de 2012.
- [6] A. Meigal, L. I. Gerasimova-Meigal y S. Reginya. «Analysis of Human Gait Based on Smartphone Inertial Measurement Unit: A Feasibility Study». En: *Proceedings of the 22nd Conference of Open Innovations Association (FRUCT)*. Mayo de 2018. DOI: [10.23919/FRUCT.2018.8468264](https://doi.org/10.23919/FRUCT.2018.8468264).
- [7] N. Yodpijit et al. «The Use of Smartphone for Gait Analysis». En: *2017 3rd International Conference on Control, Automation and Robotics*. Bangkok, Thailand, 2017.