ESTIMACIÓN DE LA CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DE LA MARCHA HUMANA SOBRE SUPERFICIES CON MOVIMIENTO ARMÓNICO MEDIANTE CÁMARAS DE SMARTPHONES



Presentado por:

Autor: Juan José Castaño Rojas

Director: Peter Thomson Ph.D.

CO-Director: Bryan Castillo Torres Ph.D.

Trabajo de Grado para optar por el Título de

Ingeniero Civil



G7

Grupo de investigación en Ingenierías Sísmica, Eólica, Geotécnica y Estructural

Escuela de Ingeniería Civil y Geomática

Universidad del Valle

Febrero 2025

FICHA DEL PROYECTO

TÍTULO: Estimación de la cinemática tridimensional de la marcha humana sobre superficies con movimiento armónico mediante cámaras de smartphones.

FACULTAD: Facultad de Ingeniería.

PROGRAMA ACADÉMICO: Ingeniería Civil.

ESTUDIANTE: Juan José Castaño Rojas.

DIRECTOR: Peter Thomson, PhD.

CODIRECTOR: Bryan Castillo, Ph.D.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN: Grupo de Investigación en Ingeniería Sísmica, Ingeniería Eólica, Geotécnica y Estructural (G-7).

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Interacción Humano-Estructura, Dinámica Estructural.

PALABRAS CLAVE: Interacción Humano-Estructura, Sistemas optoelectrónicos, vibraciones, Estructuras con movimiento armónico.

DURACIÓN: 20 meses.

FUENTE DE FINANCIACIÓN: Universidad de Valle.

NOTA DE APROBACIÓN:

_____

_____

_____

_____

CARLOS ALBERTO MADERA. Ph.D.
Director del Programa Académico de Ingeniería Civil

LIZETTE TELLO, M.Sc
Evaluador

JOHANNIO MARULANDA CASAS, Ph.D
Evaluador

PETER THOMSON, Ph.D
Director del trabajo de grado

BRYAN CASTILLO, Ph.D
Codirector del trabajo de grado

Santiago de Cali, Enero 2025

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por su apoyo, comprensión y cariño, sin el cual la culminación de este trabajo hubiese sido imposible.

A mis abuelos, Lida, Mireya y Diomedes, por su apoyo incondicional, consejos y motivación durante todos estos años.

A mi novia Isabella, por todo su apoyo, paciencia y cariño incondicional durante todo este trayecto de formación y conocimiento, siendo un pilar fundamental en mi vida y crecimiento personal, el cual mejoró gracias a todo su amor.

A mis amigos Lizeth, Sergio y demás compañeros de la Universidad del Valle que me apoyaron y motivaron para seguir adelante, por las maravillosas experiencias vividas, gracias por estar conmigo en esta etapa de mi vida y por permitirme ser parte de la suya.

A Bryan Castillo por su valiosa asesoría, colaboración y paciencia para finalizar con éxito este trabajo.

A todo el equipo humano que conforma el grupo de investigación en Ingenierías Sísmica, Eólica, Geotécnica y Estructural (G-7) de la Universidad del Valle por contribuir a mi desarrollo personal, académico y profesional.

A mi director de investigación Peter Thomson, por todo el apoyo, tiempo, paciencia y su orientación que hicieron posible la finalización de este proyecto.

TABLA DE CONTENIDO

Página

1. INTRODUCCIÓN 1
2. INFORMACIÓN GENERAL 3
3. PROBLEMA 4
3.1. Descripción 4
3.2. Formulación: 6
3.3. Objetivos: 6
3.4. Justificación 7
4. MARCO DE REFERENCIA 9
4.1. Antecedentes 9
4.2. Estado del Arte 10
4.3. Interacción Humano-Estructura (IHE) 12
4.4. Antropometría 13
4.5. Cinemática 13
4.6. Cinética 14
4.7. Calibración 14
4.8. Ecuación de FIT 16
4.8.1. Binarización 16
4.8.2. Método de las áreas 17
4.8.3. Ecuación de fuerzas de reacción 18
4.8.4. Ecuación de transición 19
4.8.5. Ecuación de correlación 20
5. CARACTERIZACIÓN Y MONTAJE EXPERIMENTAL DE LA MARCHA HUMANA EN UN PLANO TRIDIMENSIONAL 22
5.1. Puntos de referencia antropométricos 22

Page

5.2. Configuración experimental 22
6. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL 25
6.1. Metodología 25
6.2. Pre-acondicionamiento y validación del proceso de estudio 29
6.3. Campaña experimental y adquisición de datos 33
6.4. Procesamiento de datos 35
6.4.1. Posicionamiento e identificación de los marcadores 37
6.4.2. Análisis de fuerzas 40
7. RESULTADOS 44
7.1. Sujeto de prueba 45
7.1.1. Desplazamientos 45
7.1.2. Ángulos 51
7.1.3. Aceleraciones 57
7.1.4. Fuerzas 63
8. CONCLUSIONES 72
9. BIBLIOGRAFÍA 74
10. ANEXOS 78
10.1. Sujeto de prueba 2: 78
10.2. Desplazamientos 78
10.3. Ángulos 81
10.4. Aceleraciones 84
10.5. Fuerzas 87
10.6. Sujeto de prueba 3: 91
10.7. Desplazamientos 91
10.8. Ángulos 94
10.9. Aceleraciones 97
10.10Fuerzas 100

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, el diseño y análisis dinámico de estructuras en la ingeniería civil enfrentan retos significativos debido a las vibraciones inducidas por actividades humanas. Estas vibraciones representan un problema crítico tanto en términos de funcionalidad como de seguridad, especialmente en diseños estructurales modernos que priorizan la estética y la eficiencia de materiales. La creciente flexibilidad, la reducción de masa y el uso de grandes luces entre apoyos, combinados con materiales ligeros y de alta resistencia, han hecho que estructuras como puentes peatonales, graderías y losas sean particularmente sensibles a las cargas dinámicas humanas. Como resultado, las vibraciones generadas por el uso continuo de estas estructuras pueden, en algunos casos, alcanzar niveles excesivos, comprometiendo tanto su funcionalidad como su integridad estructural **Wang et al. (2023)**.

El fenómeno de interacción humano-estructura (IHE) es un campo de investigación complejo e interdisciplinar que ha cobrado mayor relevancia en los últimos años. Este concepto abarca tanto las fuerzas dinámicas que los ocupantes ejercen sobre las estructuras como la influencia que estas fuerzas tienen en sus propiedades dinámicas, incluyendo la masa, rigidez y amortiguamiento. Los estudios recientes han demostrado que los humanos no pueden ser considerados simplemente como masas estáticas adicionales dentro de un modelo estructural; más bien, deben representarse como sistemas dinámicos masa-resorte-amortiguador, que interactúan activamente con las estructuras que ocupan. Esta interacción bidireccional tiene un impacto significativo en la respuesta dinámica de las estructuras y está influenciada por factores como la frecuencia natural de la estructura, la postura de los ocupantes y el tipo de actividad realizada **Kumar y Moghis (2018)**.

Para abordar estos desafíos, este trabajo presenta una metodología experimental diseñada para estudiar la cinemática de la marcha humana y su impacto sobre estructuras sometidas a movimientos armónicos. El montaje experimental desarrollado incluye una caminadora instrumentada acoplada a una mesa sísmica, una estructura metálica equipada con cámaras de smartphones y un conjunto de 18 marcadores activos colo-

cados en puntos antropométricos clave. En una primera etapa, se realizaron pruebas de calibración para alinear las cámaras y registrar la marcha en un escenario controlado. Posteriormente, se llevaron a cabo experimentos que incorporaron movimientos armónicos laterales y verticales, con frecuencias entre 0.8 Hz y 2.2 Hz, y velocidades de marcha que incluían un paso normal y uno acelerado. Este enfoque permitió analizar el comportamiento cinemático en un entorno tridimensional, además de evaluar la eficacia del sistema óptico propuesto frente a sistemas comerciales tradicionales **Gao et al. (2018)**.

El objetivo principal de esta investigación es cuantificar las propiedades dinámicas generadas por la marcha humana y su interacción con estructuras dinámicas. Esto incluye la obtención de parámetros cinemáticos, como desplazamientos y ángulos relativos, así como la medición de fuerzas generadas durante la marcha y su influencia en la respuesta estructural. En este contexto, herramientas avanzadas como el framework HSI-MTF (Human–Structure Interaction Multi-Axial Test Framework) han demostrado ser eficaces para medir simultáneamente las cargas verticales y laterales inducidas por la marcha humana, ofreciendo una perspectiva integral de la interacción dinámica **Castillo et al. (2024)**.

Los avances recientes en sistemas ópticos, incluyendo aquellos basados en cámaras de smartphones, han superado limitaciones económicas y operativas asociadas con los sistemas comerciales tradicionales. Estas tecnologías emergentes no solo democratizan el acceso a métodos avanzados de captura de datos, sino que también ofrecen resultados precisos y reproducibles en entornos tridimensionales. La implementación de estos sistemas en estudios de interacción humano-estructura tiene el potencial de revolucionar el diseño estructural, permitiendo simulaciones y análisis detallados de las fuerzas dinámicas inducidas por humanos en estructuras modernas y sensibles a vibraciones **Ahmadi et al. (2018)**.

2. INFORMACIÓN GENERAL

Investigador principal: Juan José Castaño Rojas. Tutores: Peter Thomson, PhD; Bryan Castillo Torres, PhD. Responsable activo: Peter Thomson, PhD. Grupo de Investigación: Grupo de Investigación en Ingeniería Sísmica, Eólica, Geotécnica y Estructural G-7. Línea de Investigación: Interacción Humano-Estructura y Dinámica Estructural. Unidad académica: Escuela de Ingeniería Civil de la Universidad del Valle.

3. PROBLEMA

3.1 Descripción

En las últimas décadas, el sector de la construcción y la ingeniería ha adoptado criterios clave en el diseño estructural, tales como la estética, la funcionalidad y la reducción de costos. Esto ha dado lugar a la creación de diseños más esbeltos y ligeros que cumplen con las exigencias arquitectónicas modernas, apoyándose en tecnologías avanzadas y materiales innovadores. Sin embargo, estas características han planteado nuevos desafíos, entre ellos la aparición de vibraciones excesivas en estructuras flexibles, como puentes peatonales, graderías y edificios con grandes luces en las losas. Dichas vibraciones, provocadas por cargas dinámicas continuas, comprometen tanto la capacidad de servicio como los estados límites de las estructuras. Ejemplos emblemáticos de este fenómeno incluyen el Millennium Bridge en Londres, el Estadio Pascual Guerrero en Cali y varias edificaciones en Bogotá, Colombia. Investigaciones recientes han corroborado que las estructuras flexibles son particularmente susceptibles a las cargas antrópicas, que alteran sus propiedades dinámicas naturales y deben ser consideradas en el diseño estructural **Han y Huang (2021)**.

Normativas nacionales, como la Norma Colombiana de Diseño de Puentes **CCP-14 (2014)** y el Reglamento Colombiano de Construcción Sismo Resistente **NSR-10 (2010)**, establecen parámetros estáticos y factores dependientes de la frecuencia para limitar las vibraciones verticales y horizontales. Estas normativas incluyen rangos de aceleración destinados a evaluar la interacción humano-estructura (IHE) mediante modelos de cargas equivalentes, con el propósito de garantizar la funcionalidad y seguridad de las estructuras. No obstante, estas metodologías no logran capturar con precisión los efectos complejos de la IHE, los cuales involucran el acoplamiento entre las propiedades dinámicas naturales de la estructura y las características dinámicas de los ocupantes. Este acoplamiento genera nuevas dinámicas estructurales que requieren modelos más avanzados para representar adecuadamente el comportamiento de la estructura bajo cargas humanas **Wei y Zivanović (2018)**.

La incertidumbre derivada de la disparidad entre los modelos que consideran las cargas humanas como estáticas y aquellos que las representan dinámicamente ha fomentado la evolución hacia enfoques más avanzados. Los modelos de carga estocástica, en particular, han demostrado ser más efectivos para simular los estilos de marcha humana y las variaciones asociadas con escenarios reales. Este cambio de paradigma ha propiciado el desarrollo de modelos experimentales más precisos, que requieren datos representativos de las propiedades dinámicas humanas. Paralelamente, los avances tecnológicos han permitido la creación de instalaciones modernas para cuantificar la interacción humano-estructura, como plataformas de fuerza, cintas de correr instrumentadas y sistemas ópticos. Estas herramientas, diseñadas para ofrecer mediciones detalladas y precisas, han sido fundamentales para comprender los fenómenos dinámicos inducidos por los ocupantes sobre estructuras flexibles y sus implicaciones **Ahmadi et al. (2018)**.

Entre las tecnologías existentes, las plantillas de presión, también conocidas como zapatos instrumentados, son ampliamente utilizadas para medir las fuerzas generadas durante la marcha humana. Estas plantillas ofrecen datos detallados sobre la distribución de presión bajo diferentes áreas del pie, aunque su implementación puede afectar la naturalidad del movimiento debido a los accesorios necesarios. Por otro lado, los sistemas ópticos, que emplean marcadores activos o pasivos junto con cámaras de alta precisión, se han consolidado como una herramienta versátil para el estudio de la cinemática y dinámica de la marcha humana. Estas tecnologías generan nubes de puntos tridimensionales que describen el movimiento de sólidos rígidos y modelos anatómicos. En el ámbito médico, han demostrado ser esenciales en intervenciones quirúrgicas guiadas por imágenes, donde su precisión resulta crítica **Marinetto et al. (2018)**. En la industria deportiva, son indispensables para analizar el movimiento humano, optimizar el rendimiento y prevenir lesiones **Corral Malla (2020)**. Además, en el sector del entretenimiento, estos sistemas han transformado la producción cinematográfica y de videojuegos al permitir la captura de movimientos realistas **Gaspar et al. (2019); Wang et al. (2023)**.

A pesar de sus ventajas, los sistemas ópticos comerciales, como Vicon, OptiTrack y Qualisys, presentan costos elevados que limitan su accesibilidad para investigaciones y análisis. Estas tecnologías son reconocidas por su alta precisión y fiabilidad, pero su implementación requiere una inversión significativa. Como resultado, se han

explorado alternativas más económicas. Estudios recientes han evaluado y comparado estas tecnologías, destacando su rendimiento y aplicaciones en diversos contextos. Por ejemplo, se han analizado parámetros como la precisión de rastreo, el tamaño del volumen de trabajo y la resolución dinámica en sistemas como OptiTrack y Vicon, evidenciando sus fortalezas en contextos de alta precisión **Cardona (2020)**. Esto ha incentivado el desarrollo de sistemas ópticos basados en cámaras de smartphones, que han demostrado ser una solución eficiente y económica para estudiar la cinemática de la marcha humana en entornos tridimensionales. Estas alternativas no solo permiten identificar desplazamientos, frecuencias y ángulos relativos con alta precisión, sino que también destacan como herramientas prometedoras para investigaciones en interacción humano-estructura. Aunque inicialmente implementadas en ambientes controlados y bidimensionales, los resultados han evidenciado su potencial para aplicaciones en entornos tridimensionales más diversos y realistas **Cano Domínguez (2021)**.

3.2 Formulación:

- **¿Cuál es la cinemática que genera la marcha humana sobre superficies con movimiento armónico determinada indirectamente a partir de un sistema de cámaras de smartphones en un entorno tridimensional?**

3.3 Objetivos:

General

- Determinar la cinemática de la marcha humana sobre superficies con movimiento armónico de manera directa contrastando con un sistema de captura de movimiento alternativo en un entorno tridimensional.

Específicos:

- Diseñar un prototipo de marcador activo que permita extraer los puntos de referencia del cuerpo de cada sujeto de prueba para la obtención de los datos cinemáticos.

- Adaptar una aplicación de smartphones para lograr un acoplamiento eficaz de cada uno de los diferentes dispositivos logrando un sistema sincronizado de toma de videos.
- Realizar una campaña experimental para adquirir datos cinemáticos de la marcha de individuos sobre superficies con movimiento armónico utilizando cámaras de smartphones.
- Cuantificar la precisión del sistema analizando las cargas inducidas por la marcha de los individuos a partir del procesamiento de los datos cinemáticos.
- Comparar las cargas de la marcha humana estimadas respecto a un sistema de medición directa comercial.

3.4 Justificación

Esta investigación tiene como objetivo incrementar el potencial de análisis en estructuras sometidas a movimiento armónico mediante la implementación de tecnologías alternativas, validando sus resultados en escenarios experimentales. Su relevancia se demuestra al ofrecer un aporte significativo para instituciones científicas, universidades y entidades gubernamentales, permitiéndoles estudiar la interacción humano-estructura (IHE) de manera más efectiva y sostenible. Los hallazgos obtenidos contribuyen directamente al diseño de soluciones orientadas a mejorar la experiencia y el bienestar de los usuarios en espacios construidos. Además, se evaluaron las cargas dinámicas en estructuras con movimiento armónico in situ con mayor precisión y menor costo, superando las limitaciones de los sistemas de medición cinemática convencionales. Estos sistemas tradicionales, que típicamente requieren entornos controlados de laboratorio, personal especializado y una infraestructura compleja, presentan barreras significativas al incrementar los costos y limitar la naturalidad del comportamiento humano durante las pruebas.

El sistema desarrollado en esta investigación destaca como una herramienta clave para la ingeniería civil, permitiendo la cuantificación cinemática de la marcha humana y el análisis indirecto de las cargas dinámicas asociadas. Estos avances son fundamentales para el diseño estructural, dado que las estructuras están constantemente sometidas

a cargas humanas que exigen un análisis dinámico preciso. Asimismo, los resultados obtenidos proporcionan insumos valiosos para la actualización y desarrollo de normativas relacionadas con los parámetros dinámicos de la IHE. Por ejemplo, normativas actuales como la Norma Colombiana de Diseño de Puentes LRFD **CCP-14 (2014)** y el Reglamento Colombiano de Construcción Sismo Resistente (2010) no abordan adecuadamente los efectos dinámicos de la IHE, al asumir las cargas humanas como estáticas. Este estudio evidencia la necesidad de incorporar análisis dinámicos en dichas normativas, mejorando los modelos estructurales y ampliando el conocimiento sobre las afectaciones humanas en el diseño y cálculo estructural.

Además, este proyecto retroalimenta modelos de marcha antrópica mediante simulaciones basadas en tecnología óptica. Las simulaciones demuestran una alta correlación con el comportamiento humano real, incluso considerando las condiciones estocásticas propias del movimiento humano. Estos resultados no solo validan el enfoque propuesto, sino que también sirven como referencia para futuras investigaciones experimentales. En conjunto, la investigación demuestra que el uso de tecnologías alternativas, como sistemas optoelectrónicos basados en smartphones, constituye una solución innovadora y viable que converge con las necesidades actuales de la ingeniería estructural, particularmente en el contexto de la interacción humano-estructura.

4. MARCO DE REFERENCIA

4.1 Antecedentes

El análisis adecuado de la interacción humano-estructura y la marcha humana requiere el uso de tecnologías avanzadas y métodos fundamentales. Por ejemplo, Juveriyah et al. **Juveriyah y Moharkan (2023)** realizaron una revisión exhaustiva de las tecnologías modernas de seguimiento del movimiento humano, destacando los sistemas ópticos e inerciales, así como su integración con técnicas de aprendizaje automático para mejorar la precisión en aplicaciones como biomecánica, robótica y deportes. Estos sistemas permiten una reconstrucción precisa del movimiento humano y son esenciales para reproducir las fuerzas de contacto entre humanos y estructuras. Asimismo, Juveriyah et al. enfatizan que los sistemas de seguimiento basados en marcadores ópticos se consideran el estándar de oro en el análisis del movimiento humano debido a su alta precisión. Esta precisión es crucial para aplicaciones que van desde la medicina y la rehabilitación hasta la ingeniería civil, la robótica y los videojuegos. Sin embargo, a pesar de sus amplias aplicaciones, las limitaciones en ambientes al aire libre o condiciones no controladas dificultan su adopción en contextos más amplios, como la ingeniería civil, lo que deja una puerta abierta para futuras investigaciones que busquen superar estas barreras.

Por otro lado, Dang y colaboradores **Dang y Živanović (2015)** abordaron el problema de las estructuras de baja frecuencia, como puentes peatonales y pisos de grandes luces, que son particularmente sensibles a las variaciones en la carga dinámica inducida por los peatones. En su estudio, se caracterizaron estadísticamente los parámetros de locomoción de diez sujetos de prueba, sentando las bases para modelos de seguimiento basados en sistemas de captura de movimiento para medir indirectamente las fuerzas dinámicas. El experimento incluyó la implementación del sistema de captura de movimiento Vicon, compuesto por doce cámaras de alta velocidad (200 fps), una placa de fuerza OR6-7-2000 y una serie de marcadores pasivos posicionados en puntos anatómicos clave. Este sistema permitió reconstruir trayectorias tridimensionales con gran precisión. Durante las pruebas, se variaron las posiciones y cantidades de mar-

cadores en cuatro modelos distintos, analizando 13 caminatas con velocidades de 0.8 m/s a 2.1 m/s. Se determinó que la velocidad percibida como "normal"por los participantes oscilaba entre 1.15 y 1.76 m/s. Además, se evidenciaron patrones consistentes en la longitud y ancho del paso, el ángulo de pisada y el ángulo del tronco, siendo el coeficiente de variación más bajo en velocidades cercanas al límite entre normal y rápido. Este hallazgo respalda el uso de distribuciones normales para modelar las variaciones intra-sujeto y destaca la importancia de ampliar la muestra en futuros estudios para evaluar la interdependencia de estos parámetros en una población mayor.

En 2021, se investigó la viabilidad de un sistema alternativo de captura de movimiento basado en el uso de smartphones **Cano Domínguez (2021)**. Este estudio se centró en la caracterización cinemática de la marcha humana en un entorno controlado en el plano sagital. Para ello, se acondicionó un ambiente con iluminación reducida y fondos negros. Tres sujetos de prueba, equipados con trajes oscuros para minimizar la reflexión de la luz, portaron un total de ocho marcadores colocados en puntos antropométricos clave. Las marchas fueron analizadas a dos velocidades (1.5 m/s y 2.3 m/s), obteniendo datos relacionados con el desplazamiento y los ángulos articulares.

En una segunda fase del estudio, se analizó a un único sujeto variando las condiciones experimentales, incrementando la velocidad y simulando diferentes pesos corporales mediante el uso de sacos de arena. Las pruebas se llevaron a cabo con cámaras de smartphones y el sistema Optitrack, permitiendo la comparación entre ambos métodos. Los resultados mostraron que los smartphones lograron medir desplazamientos, frecuencias y ángulos absolutos y relativos con un margen de error insignificante en comparación con el sistema Optitrack. Este hallazgo destaca la eficacia de las cámaras de smartphones para identificar y analizar la cinemática de la marcha humana, presentándose como una solución viable y de bajo costo para aplicaciones en biomecánica y análisis estructural.

4.2 Estado del Arte

El análisis adecuado de la interacción humano-estructura, así como de la marcha humana, requiere el uso de tecnologías y métodos fundamentales. Por ejemplo, Kumar y Moghis **Kumar y Moghis (2018)** realizaron una revisión exhaustiva de la litera-

tura relacionada con la interacción humano-estructura, destacando cómo actividades humanas como caminar, correr y saltar generan fuerzas dinámicas significativas sobre estructuras civiles. Entre estas tecnologías destacan las caminadoras instrumentadas y los sistemas de captura de movimiento, los cuales son esenciales para medir y analizar estas fuerzas.

En particular, el uso de sistemas de captura de movimiento con marcadores ha demostrado ser altamente efectivo debido a su precisión y bajo costo. Esto se refleja en el estudio de Demestre et al. **Demestre et al. (2022)**, donde se evaluó un método de predicción de fuerzas de reacción en el suelo (GRFMs) a través de datos de movimiento obtenidos de sistemas instrumentados, permitiendo la validación de fuerzas en estructuras no rígidas o móviles. Los marcadores activos facilitaron la identificación de puntos anatómicos críticos mediante contraste y su integración con algoritmos computacionales permitió un análisis detallado y eficiente de los datos cinemáticos, ofreciendo nuevas perspectivas en el estudio biomecánico.

En el ámbito de las estructuras civiles, el estudio realizado por **Carroll et al. (2013)** evidencia la utilidad de los sistemas de captura de movimiento tridimensional y su aplicación en dinámicas inversas para reproducir fuerzas de reacción del suelo (GRF). En este estudio, la fuerza de reacción del suelo fue validada exitosamente, como si se hubiera medido directamente, y se utilizó un sistema de cámaras para rastrear marcadores activos que permitieran caracterizar la interacción humano-estructura. Los ensayos incluyeron la reproducción de fuerzas generadas por rebotes y saltos humanos, con el propósito de comprender mejor la causa raíz de las fuerzas autoexcitadas (ES) observadas. Se determinó que los peatones que caminan sobre estructuras que oscilan lateralmente generan fuerzas de reacción del suelo que contienen componentes de frecuencia que coinciden con las oscilaciones estructurales. Estas fuerzas dinámicas influyen significativamente en la masa modal aparente y en el amortiguamiento de la estructura, alterando su comportamiento dinámico.

La investigación de Carroll y colaboradores destaca el uso de marcadores activos en sistemas de captura de movimiento, reafirmando su eficacia en el ámbito experimental por su precisión, simplicidad y facilidad de implementación. Además, se empleó una caminadora instrumentada equipada con celdas de carga para medir directamente las fuerzas de reacción del suelo. Este sistema constaba de un marco base estacionario

y un chasis móvil que se desplazaba lateralmente sobre rieles guía, accionado por un brazo motriz conectado a un motor. El marco superior, suspendido por cuatro perchas que soportaban las cargas verticales, estaba restringido lateralmente por celdas de carga encargadas de medir las fuerzas laterales generadas. Este diseño permitía una medición precisa y continua de las fuerzas generadas durante la marcha.

La implementación de caminadoras instrumentadas ofrece numerosos beneficios, como la capacidad de realizar mediciones precisas a lo largo de múltiples ciclos de marcha y en un rango amplio de velocidades. Esto se describe en el estudio de **Voloshina y Ferris (2018)**, donde se validó una caminadora instrumentada modificada para analizar el movimiento humano sobre terrenos irregulares, demostrando que este tipo de configuraciones puede ser adaptado para estudios en pequeños laboratorios sin necesidad de instalaciones complejas. No obstante, también presentan limitaciones, como la dependencia de velocidades predeterminadas por la caminadora, lo cual puede dificultar la reproducción fiel de la marcha humana en condiciones naturales. Por ello, es esencial ajustar las condiciones experimentales según las necesidades específicas del estudio, incluyendo aspectos relacionados con la retroalimentación inherente al fenómeno de la interacción humano-estructura (IHE).

4.3 Interacción Humano-Estructura (IHE)

La interacción humano-estructura se define como el estudio de los cambios en las propiedades dinámicas naturales de una estructura ocupada por personas, así como el análisis de la influencia que esta puede ejercer sobre sus ocupantes **Ehsan Ahmadi (2018)**. Los ocupantes humanos generan fuerzas dinámicas en las estructuras civiles a través de diversas actividades, especialmente cuando se agrupan grandes cantidades de personas en recintos cerrados o espacios públicos. Estas fuerzas pueden inducir vibraciones que, en el mejor de los casos, producen incomodidad, y en el peor, generan afectaciones directas en la estructura.

Incluso en su manifestación más mínima, como la incomodidad, estas vibraciones afectan la funcionalidad de la estructura, limitando su desempeño y dificultando su uso adecuado. En escenarios más graves, estas fuerzas pueden causar daños físicos como agrietamientos, fracturas e incluso comprometer la seguridad estructural. Además, existe el riesgo de que se produzca un efecto de resonancia, que ocurre cuando

la frecuencia natural de la estructura coincide con la frecuencia de excitación, como la frecuencia de paso de las personas o alguno de sus armónicos **Sánchez et al. (2013)**. Este fenómeno puede amplificar significativamente las vibraciones, aumentando el riesgo de fallos estructurales.

4.4 Antropometría

La antropometría es una disciplina científica que está estrechamente relacionada con la Ergonomía Física y se desarrolla en diferentes campos de aplicación. Es la ciencia que estudia las dimensiones del cuerpo humano, los conocimientos y técnicas para llevar a cabo las mediciones, así como su tratamiento estadístico **Nariño Lescay et al. (2016)**.

4.5 Cinemática

La cinemática en la marcha humana se define como el análisis de los movimientos del cuerpo, ya sean alternantes o rítmicos, que involucran el tronco y las extremidades. Este estudio se enfoca exclusivamente en los detalles del movimiento, sin considerar las fuerzas externas o internas que lo generan. La cinemática de la marcha es única para cada individuo, ya que está influenciada por diversos factores, como el peso corporal, la antropometría, el volumen corporal y la posible presencia de discapacidades o enfermedades físicas que puedan alterar el patrón de marcha. Estos factores representan un desafío importante al momento de analizar y caracterizar los movimientos específicos de la marcha humana.

Para determinar el desplazamiento de cualquier segmento del cuerpo, es fundamental considerar ciertas variables dependientes del tiempo. Entre las principales variables a conocer se encuentran:

1. Posición (x,y,z) del centro de la masa del segmento.
2. Velocidad lineal ($\dot{x}$,$\dot{y}$,$\dot{z}$) del centro de la masa del segmento.
3. Aceleración lineal ($\ddot{x}$,$\ddot{y}$,$\ddot{z}$) del centro de la masa del segmento.
4. Ángulos del segmento en tres planos, θ_{xy}, θ_{yz}, θ_{xz}.
5. Velocidad angular del segmento en tres planos, ω_{xy}, ω_{yz}, ω_{xz}.

6. Aceleración angular del segmento en tres planos, α_{xy}, α_{yz}, α_{xz}.

4.6 Cinética

La cinética es el estudio que analiza los movimientos considerando las fuerzas que los generan, es decir, no solo se enfoca en el movimiento en sí, sino también en las causas que lo producen. En esta investigación, las fuerzas involucradas fueron calculadas utilizando un sistema de adquisición de datos compuesto por plantillas de presión, diseñadas específicamente para registrar las fuerzas aplicadas durante la marcha. Estas plantillas, equipadas con sensores distribuidos estratégicamente, miden la distribución de presión en las diferentes áreas de contacto del pie.

4.7 Calibración

La calibración estéreo es un proceso fundamental en la captura de movimiento y análisis tridimensional, utilizado para determinar con precisión las relaciones geométricas entre dos o más cámaras. Su propósito principal es corregir distorsiones ópticas y establecer los parámetros extrínsecos, como la distancia y orientación relativa entre las cámaras, facilitando así la reconstrucción de escenas tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales capturadas desde diferentes ángulos.

Para lograr esta calibración, se emplean patrones de referencia como tableros de ajedrez o grillas de puntos distribuidos regularmente, los cuales permiten identificar correspondencias entre las imágenes capturadas por cada cámara. La calibración estéreo es esencial en aplicaciones donde se requiere precisión en la medición del movimiento, como en biomecánica, visión artificial y robótica. En el análisis de la cinemática de la marcha y la interacción humano-estructura (IHE), este procedimiento garantiza la captura precisa de la posición y desplazamiento de marcadores en un espacio tridimensional, además de convertir dimensiones en píxeles a unidades físicas reales, optimizando la interpretación de las fuerzas ejercidas por el cuerpo humano. Estudios como el de Marinetto et al. (2018) han demostrado cómo la calibración estéreo mejora la precisión en aplicaciones biomecánicas y médicas, fortaleciendo el modelado tridimensional y el análisis cinemático **Marinetto et al. (2018)**.

Existen diversos métodos de calibración de cámaras, cada uno adecuado para diferentes aplicaciones y niveles de precisión. Entre los más comunes se encuentran: Calibración con objeto 3D, calibración con patrón plano, auto-calibración, métodos híbridos.

En este estudio, se utilizó la calibración con patrón plano, basada en el método propuesto por **Zhang (2000)**, el cual es ampliamente implementado en visión por computadora y ha sido adoptado por la aplicación Stereo Camera Calibrator de MATLAB. Este método consiste en capturar múltiples imágenes de un tablero de ajedrez desde diferentes perspectivas y aplicar técnicas de homografía para estimar los parámetros intrínsecos y extrínsecos de cada cámara.

El proceso aplicado en MATLAB se desarrolla en las siguientes etapas:

1) Captura de imágenes del patrón de calibración: Se toman múltiples fotografías del tablero de ajedrez desde diversas posiciones y orientaciones para abarcar un rango amplio de ángulos de visión.

2) Estimación de parámetros intrínsecos: Se determinan características fundamentales de cada cámara, como la distancia focal, la posición del centro óptico y los coeficientes de distorsión.

3) Estimación de parámetros extrínsecos: Se calcula la posición y orientación de cada cámara con respecto al patrón de referencia.

4) Cálculo de la relación estéreo: Se obtienen la matriz de rotación (R) y el vector de traslación (T), junto con la matriz fundamental y la matriz esencial, que describen la geometría epipolar del sistema.

5) Optimización de parámetros: Se emplea el algoritmo Levenberg-Marquardt para minimizar el error de reproyección y mejorar la precisión de los parámetros calibrados.

6) Rectificación de imágenes estéreo: Se alinean las imágenes de ambas cámaras de modo que las líneas epipolares sean paralelas, facilitando el emparejamiento de puntos y la reconstrucción tridimensional de escenas.

Gracias a este procedimiento, se obtiene una calibración precisa del sistema de cámaras, garantizando mediciones confiables y de alta fidelidad para el análisis dinámico del movimiento humano y su interacción con estructuras flexibles. Su implementación en este estudio ha permitido optimizar la precisión en la detección de marcadores, mejorando así la calidad de los datos utilizados en la evaluación cinemática de la marcha y la interacción humano-estructura.

4.8 Ecuación de FIT

Esta ecuación es una herramienta matemática diseñada para evaluar el grado de ajuste entre dos señales, en este caso, una proveniente de la mesa sísmica y otra obtenida mediante el sistema de smartphones. Este porcentaje de ajuste (FIT) mide cuán similares son ambas señales en términos de amplitud y comportamiento, permitiendo cuantificar la precisión del sistema de medición alternativo frente a un estándar de referencia.

$$\text{FIT} = \left(1 - \frac{\|\vec{S}_{\text{my}} - \vec{S}_{\text{cy}}\|}{\|\vec{S}_{\text{my}} - \overline{\vec{S}_{\text{my}}}\|}\right) \times 100 \tag{1}$$

Ecuación 1: Esta ecuación calcula el porcentaje de ajuste (**FIT**) entre dos señales, una obtenida de la mesa sísmica y otra del sistema de **Smartphones**. Los términos de la ecuación son:

- $\vec{S}_{\text{my}}$: Señal en el eje y obtenida del sistema de referencia (**mesa sísmica**).
- $\vec{S}_{\text{cy}}$: Señal en el eje y obtenida del sistema de **Smartphones**.
- $\|\vec{S}_{\text{my}} - \vec{S}_{\text{cy}}\|$: Norma de la diferencia entre las señales de la mesa sísmica ($\vec{S}_{\text{my}}$) y los **Smartphones** ($\vec{S}_{\text{cy}}$). Representa el error absoluto entre ambos sistemas.
- $\|\vec{S}_{\text{my}} - \overline{\vec{S}_{\text{my}}}\|$: Norma de la diferencia entre la señal de la mesa sísmica ($\vec{S}_{\text{my}}$) y su promedio ($\overline{\vec{S}_{\text{my}}}$), utilizada como referencia de variación.

4.8.1 Binarización

La binarización de imágenes es una técnica esencial en el procesamiento digital de imágenes que permite transformar una imagen en escala de grises en una representación

simplificada, compuesta únicamente por dos niveles de intensidad: 0 y 1, correspondientes al color negro y blanco, respectivamente. Este proceso tiene como objetivo principal separar las regiones de interés de un fondo complejo, facilitando la segmentación de objetos y la extracción de características específicas. En MATLAB, esta tarea se realiza utilizando herramientas como la función *imbinarize*, que aplica un umbral de intensidad. Dicho umbral puede ser global, afectando de manera uniforme a toda la imagen, o adaptativo, ajustándose dinámicamente según las variaciones locales de intensidad dentro de la imagen.

La binarización es ampliamente utilizada en áreas como el análisis de patrones, el seguimiento de objetos y el reconocimiento de formas, ya que permite reducir la cantidad de datos visuales a una forma más manejable y estructurada. Además, en aplicaciones específicas como el análisis de movimiento humano o el seguimiento de marcadores, la binarización asegura una mayor precisión al resaltar los puntos clave necesarios para cálculos posteriores, como la calibración de cámaras o la extracción de trayectorias.

4.8.2 Método de las áreas

El Método de las Áreas es una técnica empleada en el procesamiento de imágenes para analizar y extraer información cuantitativa sobre regiones específicas dentro de una imagen binaria. Este método se basa en calcular propiedades geométricas de las regiones conectadas, como el área, perímetro, orientación, y posición del centroide, entre otras. En MATLAB, esta técnica se implementa utilizando funciones como *regionprops*, que permiten procesar imágenes binarias y devolver una estructura con las métricas solicitadas para cada objeto identificado en la imagen. El Método de las Áreas resulta especialmente útil en aplicaciones donde se requiere identificar y clasificar objetos de interés, como en el seguimiento de marcadores en análisis de movimiento humano, la detección de partículas, o la segmentación de formas específicas en imágenes médicas. Al calcular el área y otras propiedades relacionadas, este método facilita la diferenciación entre objetos, incluso cuando presentan formas irregulares o distorsionadas debido a condiciones de iluminación o resolución de la imagen. Además, su integración en entornos como MATLAB proporciona una solución robusta y eficiente para tareas que involucran procesamiento masivo de datos visuales en proyectos de investigación y análisis industrial **Gonzalez y Woods (2018)**.

4.8.3 Ecuación de fuerzas de reacción

Esta ecuación proporciona un modelo matemático fundamental para describir las fuerzas de reacción que se generan en un sistema humano que interactúa con una superficie rígida o sin influencia estructural externa. Esta ecuación considera la suma vectorial de las fuerzas $\vec{F_i}$ de los segmentos corporales en función de tres componentes clave: las masas segmentales (m_i), las aceleraciones de sus respectivos centros de masa ($\vec{a}_i$), y la aceleración gravitacional ($\vec{g}$). La formulación $\sum \vec{F}i = \sum i = 1^{13} m_i \vec{a}_i - \vec{g}$ asume un modelo de 13 segmentos rígidos del cuerpo humano, basándose en una distribución antropométrica ampliamente aceptada. Este enfoque permite calcular con precisión las fuerzas dinámicas inducidas por cada segmento durante el movimiento.

La ecuación es particularmente útil en el análisis de la interacción humano-estructura (HSI), ya que permite aislar las fuerzas generadas exclusivamente por las aceleraciones segmentales, eliminando los efectos externos como las vibraciones estructurales. Al enfocarse en las condiciones de una superficie rígida, este modelo contribuye significativamente a comprender las dinámicas internas de la marcha humana y proporciona insumos cruciales para la validación de simulaciones biomecánicas, como las realizadas en el estudio de **Aux (2024)**. Este enfoque es clave para analizar la transferencia de cargas humanas y evaluar el impacto dinámico de los peatones en diferentes escenarios estructurales.

$$\sum \vec{F_i} = \sum_{i=1}^{13} m_i \vec{a}_i - \vec{g} \tag{2}$$

Ecuación 2: Esta ecuación describe las fuerzas de reacción en un sistema humano en una superficie rígida o sin influencia estructural. Cada término se define como:

- m_i: Masa de cada segmento corporal.
- $\vec{a}_i$: Aceleración del centro de masa del segmento i.
- $\vec{g}$: Vector de la aceleración gravitacional.

4.8.4 Ecuación de transición

En esta ecuación se modela la distribución dinámica de fuerzas generadas durante el ciclo de marcha humana, integrando las características segmentales del cuerpo y sus fases de apoyo. Esta función de transición permite calcular cómo las fuerzas originadas por las masas segmentales (m_i), sus aceleraciones ($a_i(t)$) y la gravedad (g) se transfieren entre los puntos de contacto de los pies, específicamente en las posiciones $x_L(t)$ y $x_R(t)$, correspondientes al pie izquierdo y derecho, respectivamente. Las funciones delta ($\delta(x - x_L(t))$ y $\delta(x - x_R(t))$) localizan espacialmente estas fuerzas, mientras que $D(t)$ actúa como una función de transición que controla el intercambio de carga entre los pies durante las fases de apoyo simple y doble.

Este modelo describe con precisión la distribución de fuerzas verticales en puntos específicos del ciclo de marcha, como el contacto del talón, el metatarso y el apoyo completo del pie. Su aplicación resulta fundamental en el análisis de la interacción humano-estructura, ya que permite capturar los efectos dinámicos de las masas segmentales y su interacción con estructuras flexibles. Así, la Ecuación 3 constituye un marco analítico robusto para evaluar las cargas dinámicas inducidas por peatones, facilitando estudios avanzados en diseño estructural y comportamiento dinámico de sistemas.

La ecuación fue adaptada del trabajo de **Aux (2024)**, donde se validó su capacidad para modelar fenómenos complejos de interacción humano-estructura, destacando su importancia en el diseño de estructuras modernas sensibles a vibraciones.

$$p(x,t) = (1 - D(t)) \sum_{i=1}^{13} m_i \Big(a_i(t) - g\Big) \delta(x - x_L(t)) + D(t) \sum_{i=1}^{13} m_i \Big(a_i(t) - g\Big) \delta(x - x_R(t)), \tag{3}$$

Ecuación 3: Función de Transición para la Distribución de Fuerzas en el Ciclo de Marcha Humana. Cada término se define como:

- $D(t)$: Función de transición de fuerza entre las dos piernas (izquierda y derecha), que toma valores entre 0 y 1 dependiendo de la fase de apoyo del ciclo de marcha.

- $\delta(x - x_L(t))$: Representa la fuerza puntual generada por el pie izquierdo en la posición $x_L(t)$.
- $\delta(x - x_R(t))$: Representa la fuerza puntual generada por el pie derecho en la posición $x_R(t)$.
- m_i: Masa de cada segmento corporal.
- $a_i(t)$: Aceleración del centro de masa del segmento i.
- g: Aceleración gravitacional.

4.8.5 Ecuación de correlación

La ecuación se emplea para evaluar el porcentaje de correlación entre las fuerzas obtenidas mediante dos sistemas de medición distintos: los **Smartphones** y las **Plantillas de presión**. Este enfoque cuantifica la relación entre los valores registrados (U y W), considerando la diferencia absoluta entre ambos ($|U - W|$) en comparación con su promedio ponderado ($U + \frac{W}{2}$). El resultado se expresa en términos porcentuales, lo que facilita la interpretación y comparación de la precisión relativa entre ambos métodos. La implementación de esta ecuación permite analizar de forma sistemática la coherencia de los datos obtenidos, destacando las similitudes y discrepancias en las mediciones de fuerzas realizadas por cada sistema. Este cálculo es crucial para validar la consistencia y confiabilidad de los **Smartphones** como alternativa a las **Plantillas de presión**, especialmente en aplicaciones donde la medición de fuerzas dinámicas juega un papel fundamental en el análisis de la interacción humano-estructura (IHE). Así, esta herramienta analítica refuerza la utilidad de los **Smartphones** como sistemas de medición eficaces y accesibles para estudios experimentales en entornos controlados y dinámicos.

$$\text{Porcentaje de correlación} = \left(1 - \frac{|U - W|}{U + \frac{W}{2}}\right) \times 100 \tag{4}$$

Ecuación 4: Esta ecuación permite calcular el porcentaje de correlación entre las fuerzas obtenidas mediante dos métodos distintos. Los términos se definen de la siguiente manera:

- U: Representa los valores obtenidos de los **Smartphones** en Newtons (columna "Smartphones"de la tabla).
- W: Representa los valores obtenidos de las **Plantillas de presión** en Newtons (columna "Plantillas"de la tabla).
- $|U - W|$: Diferencia absoluta entre las fuerzas medidas por los Smartphones (U) y las Plantillas (W).
- $U + \frac{W}{2}$: Promedio ponderado de U y W, utilizado como base de comparación.

5. CARACTERIZACIÓN Y MONTAJE EXPERIMENTAL DE LA MARCHA HUMANA EN UN PLANO TRIDIMENSIONAL

5.1 Puntos de referencia antropométricos

Para la muestra poblacional de los sujetos de prueba involucrados en este estudio, se identificaron los puntos de referencia antropométricos más relevantes debido a su importancia en el análisis del movimiento humano. A estos puntos se les realizó un análisis detallado y se adquirieron sus propiedades cinemáticas. En total, se consideraron dieciocho puntos de referencia distribuidos estratégicamente en el cuerpo: acromial, codo, mano, cresta ilíaca, sacro, rodilla, tobillo, calcáneo y metatarso del pie, todos estos para ambos lados del cuerpo, además de dos puntos adicionales en las extremidades superiores para calcular el centroide de las regiones correspondientes. Adicionalmente, se incluyeron dos puntos en la cabeza del sujeto para completar el modelo antropométrico.

5.2 Configuración experimental

Esta investigación se llevó a cabo mediante una configuración experimental cuidadosamente diseñada para facilitar la extracción precisa de datos utilizando cámaras de smartphones, todo dentro de un entorno controlado de laboratorio. La base del montaje incluye una caminadora instrumentada colocada sobre una mesa vibratoria, capaz de simular reacciones del suelo frente a excitaciones armónicas. Adicionalmente, se integró una estructura metálica con dimensiones de 3 metros de ancho, altura y profundidad, que sirve como soporte para los telones oscuros que cubren la zona de prueba, creando un ambiente controlado que optimiza la identificación de los marcadores durante las grabaciones. Esta estructura metálica también se utiliza para la fijación y posicionamiento de los smartphones, garantizando su estabilidad y alineación en cada plano de análisis (Figuras 5.1 y 5.2).

El sistema de seguimiento optoelectrónico desarrollado consta de marcadores activos, diseñados específicamente para maximizar la precisión en la captura de datos. Cada marcador está compuesto por un estuche impreso en 3D, diseñado para contener sus componentes internos, una batería de litio tipo botón de 3 V, un portapilas con interruptor deslizante, una resistencia de precisión de 220 ohmios con tolerancia del 1 %, y un LED amarillo de 3 mm de diámetro. Estos marcadores se colocaron estratégicamente en puntos antropométricos clave para registrar movimientos con alta fidelidad. La configuración de cámaras incluye cinco smartphones de la misma referencia, distribuidos en dos planos principales: dos dispositivos en el plano frontal y otros dos en el plano sagital. Esta disposición permite realizar un análisis y calibración estereoscópica independiente para cada plano, incrementando significativamente el nivel de precisión en las mediciones. El quinto smartphone se destinó como dispositivo de control y referencia, utilizado para sincronizar y gestionar las grabaciones. Este diseño integral asegura una captura de datos fiable y precisa, optimizando las condiciones para el análisis dinámico de la interacción humano-estructura.

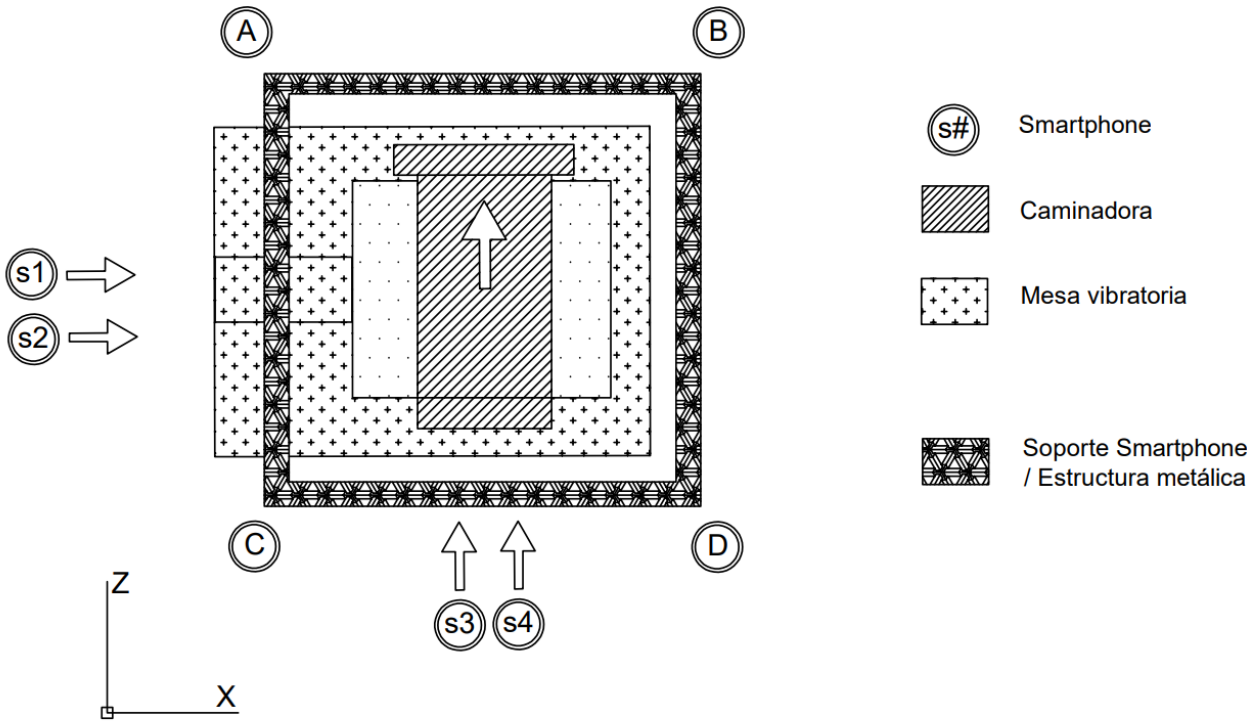


Figura 5.1.: Configuración experimental de los smartphones desde una vista en planta.

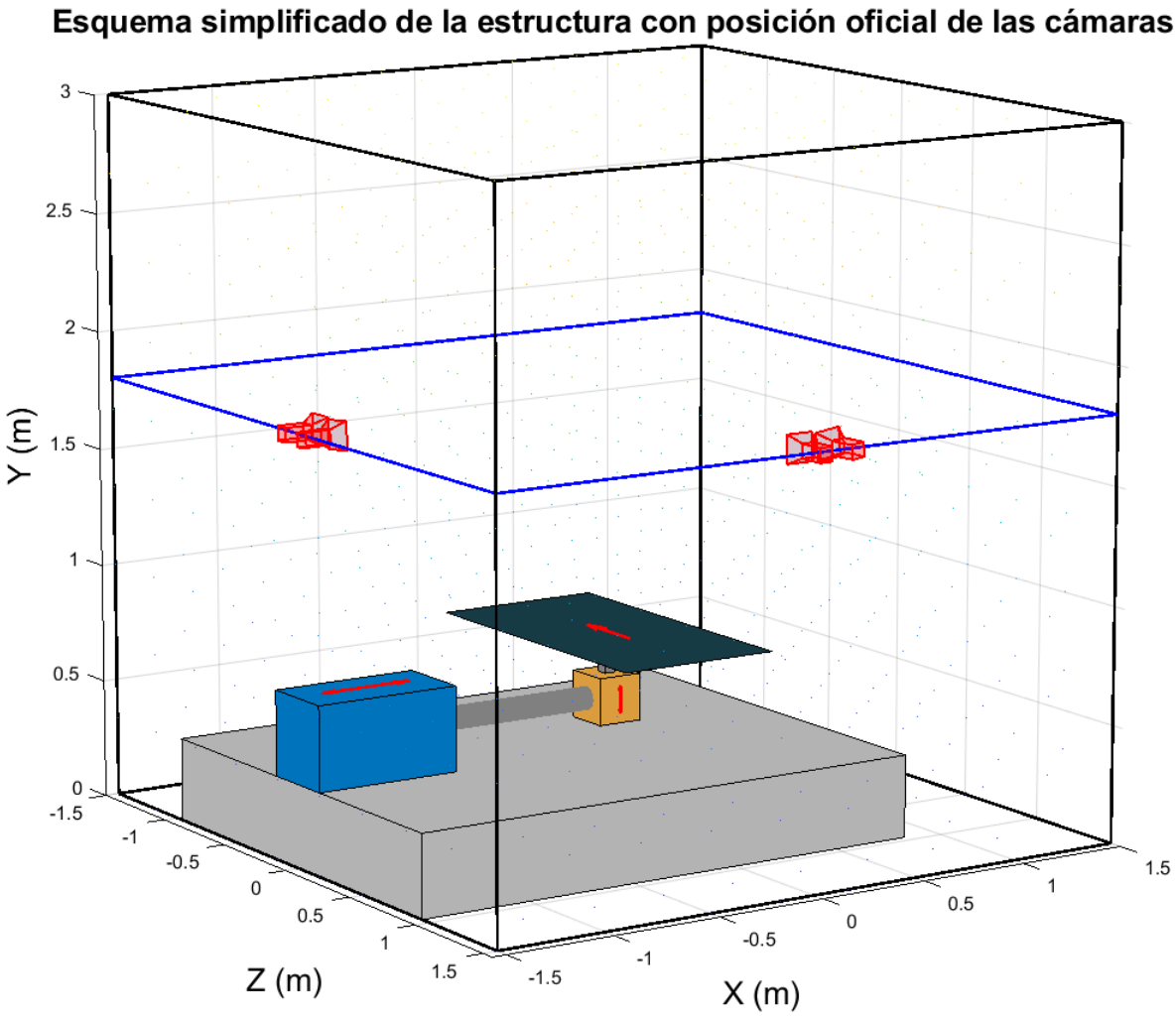


Figura 5.2.: Esquema simplificado de la estructura con los smartphones.

6. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

6.1 Metodología

Esta investigación se desarrolla en tres etapas principales, cada una diseñada para cumplir objetivos específicos dentro del proceso experimental. La primera etapa consiste en la validación y ensayo del montaje experimental, en la que se analizan los parámetros y factores que podrían afectar tanto la configuración experimental como la adquisición y el procesamiento de los datos. Esta fase resulta crucial, ya que permite probar y verificar la fiabilidad de todo el sistema antes de avanzar a las siguientes etapas.

La segunda etapa corresponde a la campaña experimental y de adquisición de datos. Durante esta fase, se llevan a cabo pruebas con diferentes sujetos de prueba, abarcando diversos casos de análisis y tipos de marcha humana, tal como se puede ver representada de manera general en el algoritmo del diagrama 6.1. Estas pruebas se diseñan específicamente para capturar las características dinámicas de la marcha bajo condiciones controladas.

Finalmente, en la tercera etapa, se lleva a cabo el análisis y procesamiento de los datos obtenidos. En esta fase, los resultados son examinados, ajustados y comparados con los criterios previamente establecidos. Además, se evalúa la viabilidad de un sistema optoelectrónico para medir las fuerzas inducidas por la marcha humana sobre estructuras con movimiento armónico, contrastando su desempeño con un sistema comercial de referencia. Este proceso se sintetiza en los algoritmos metodológicos representados en los diagramas 6.2 y 6.3. El análisis final permite validar la metodología utilizada y resaltar su potencial para aplicaciones prácticas en el estudio de la interacción humano-estructura.

Diagrama 6.1: Algoritmo de la metodología de adquisición de datos.

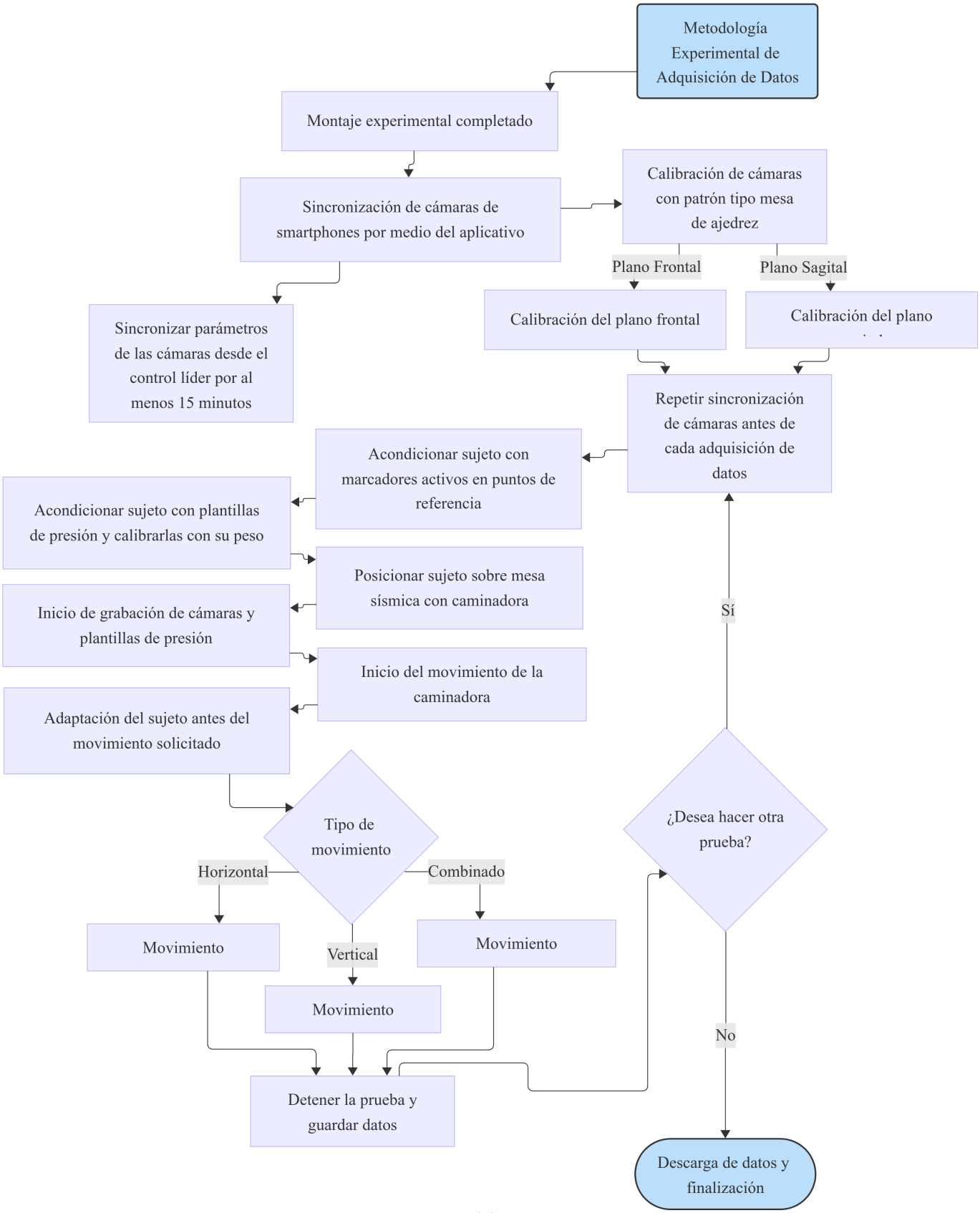


Diagrama 6.2: Algoritmo de la metodología para el procesamiento de datos.

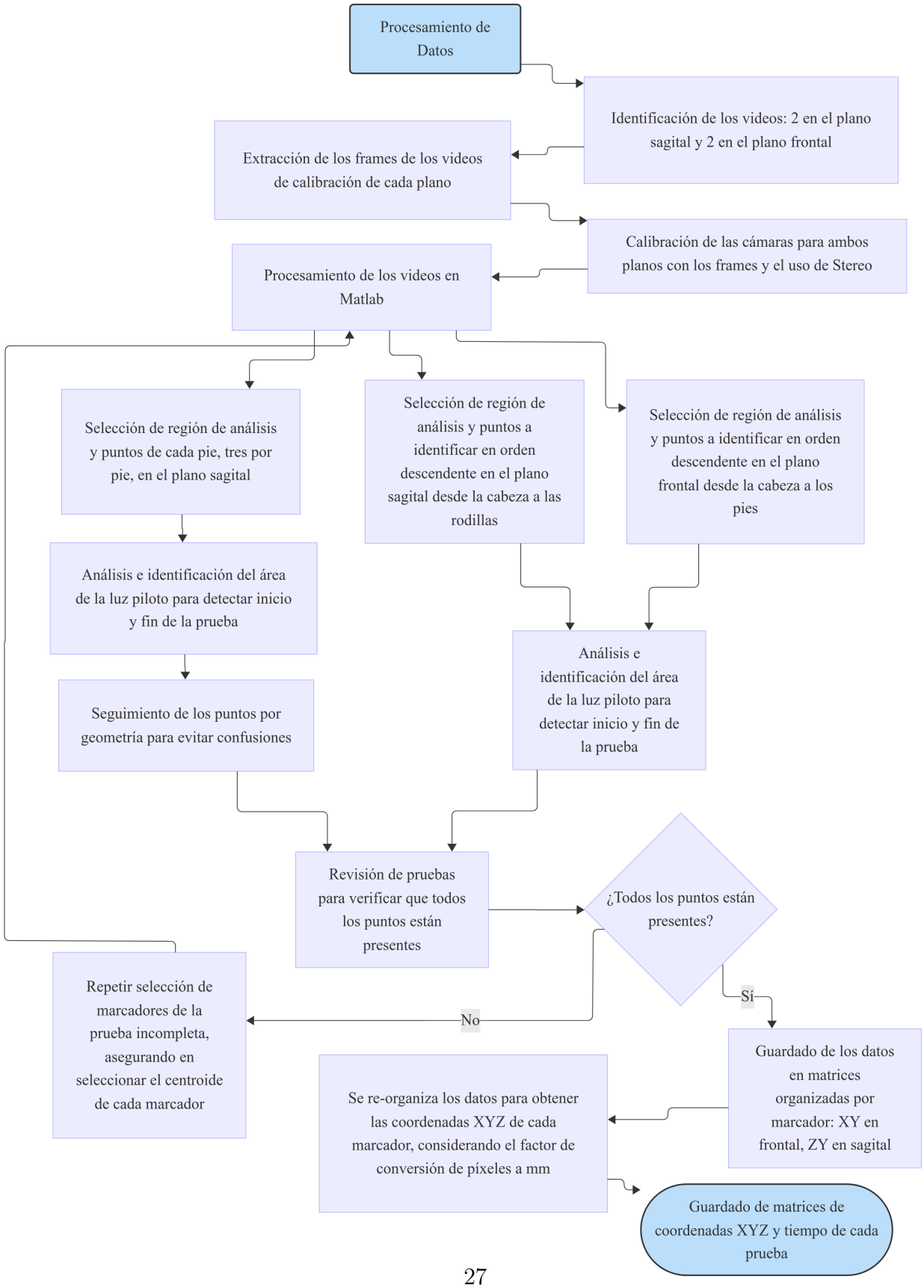
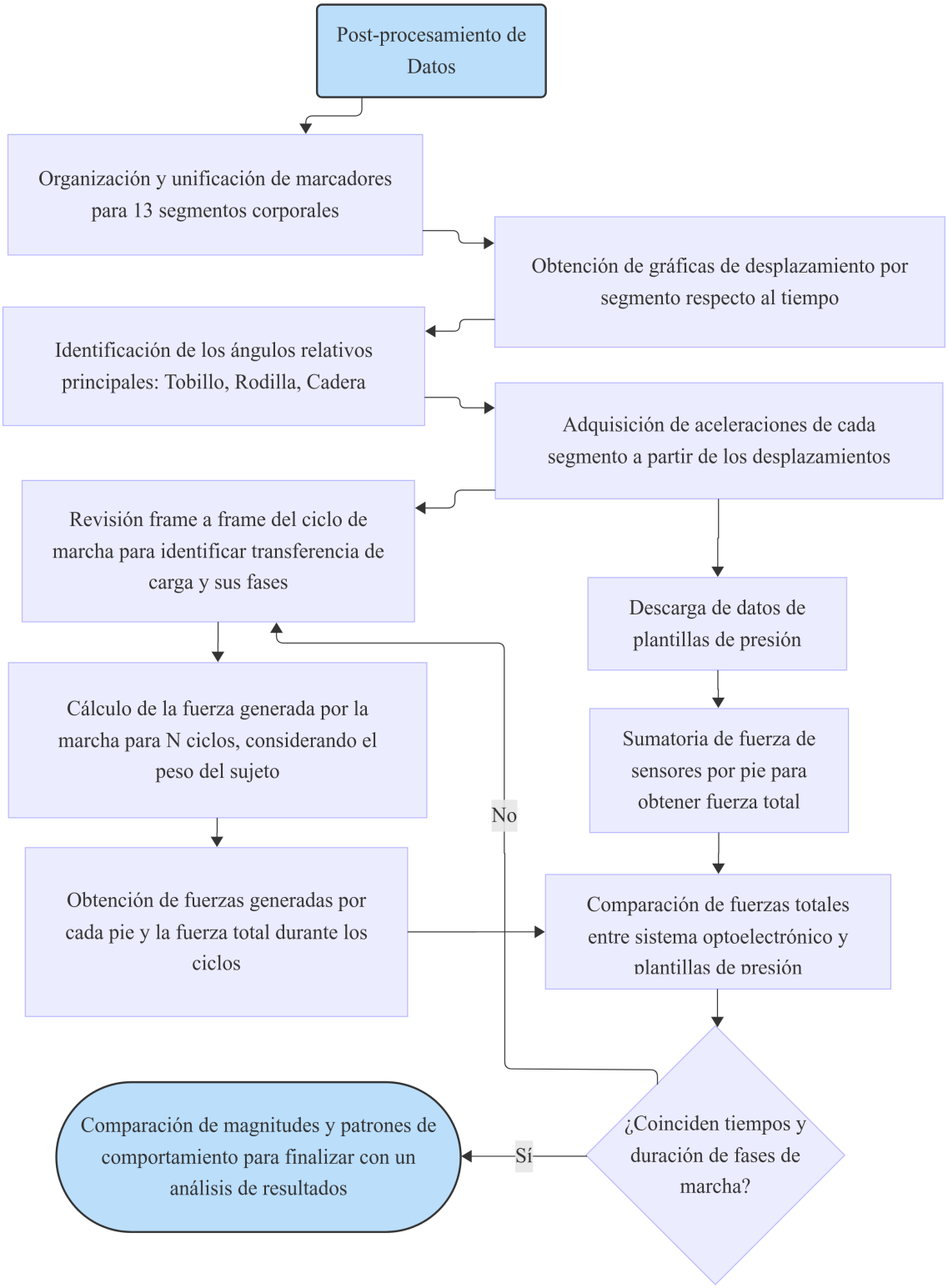


Diagrama 6.3: Algoritmo de la metodología para el post-procesamiento de datos.



6.2 Pre-acondicionamiento y validación del proceso de estudio

Esta fase de la investigación requirió el mayor tiempo de análisis y preparación, ya que se enfocó en la verificación y ensayo de cada parámetro y variable a lo largo del desarrollo de una prueba, desde su inicio hasta su finalización. En primer lugar, se estudió la configuración óptima y robusta para el posicionamiento de los smartphones en la estructura. Para ello, se evaluaron diferentes combinaciones de posiciones. Como caso inicial, se planteó una configuración con ocho smartphones distribuidos estratégicamente: uno en cada esquina y otro en la mitad de cada cara de la estructura.

Sin embargo, esta configuración presentó inconvenientes en la secuencia de obtención de datos entre los dispositivos. Las diferencias en posición y grado de inclinación entre los smartphones dificultaron la correcta determinación de los parámetros intrínsecos y extrínsecos necesarios para la calibración estereoscópica de las cámaras. Esto resultó en inconsistencias al intentar alinear los datos en un entorno tridimensional. Una posible solución identificada fue aumentar el número de smartphones para reducir el grado de inclinación relativo entre ellos. No obstante, esta opción fue descartada debido a las limitaciones relacionadas con el costo económico y el alto procesamiento computacional requerido para manejar un mayor número de dispositivos.

Tras varios ensayos y pruebas, se propuso una configuración optimizada para el posicionamiento de los smartphones que permitió reducir la cantidad de dispositivos necesarios y obtener un entorno tridimensional preciso para el análisis. Esta configuración consistió en dos planos principales: uno frontal y otro sagital, con un mínimo de dos smartphones en cada plano (Figura 5.1). Esta disposición facilitó la calibración estereoscópica mediante el uso de un patrón de calibración, capturando imágenes del patrón en diferentes posiciones alrededor del área de análisis del movimiento humano (Figura 6.1) para asegurar una cobertura completa del espacio de estudio.

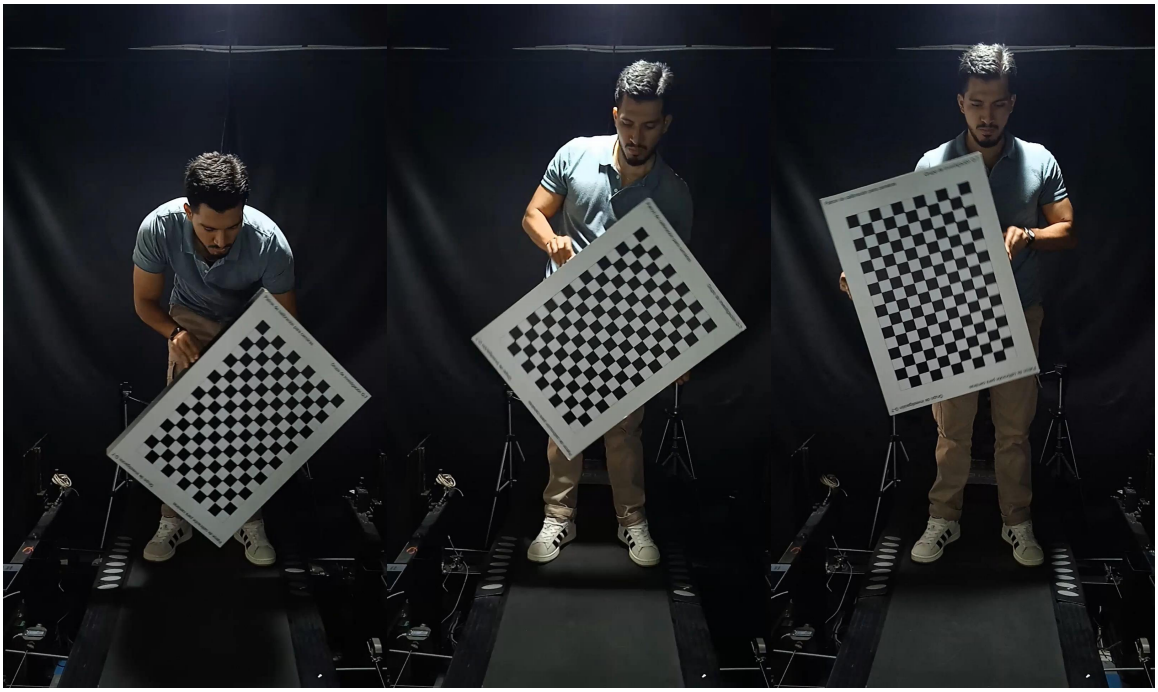


Figura 6.1.: Proceso de calibración mediante el patrón tipo tablero de ajedrez.

El proceso de calibración se llevó a cabo utilizando la herramienta *Stereo Camera Calibrator*, generando un archivo con los parámetros de calibración, entre los cuales destacan el promedio de error de reproyección y la distancia focal. Este último parámetro resultó clave para calcular el factor de conversión entre las unidades de píxeles a milímetros, garantizando que las mediciones obtenidas con las cámaras correspondieran de manera precisa al espacio físico real. Al reducir la inclinación relativa entre los smartphones dentro de cada plano, se mejoró significativamente la precisión de los datos de calibración, logrando mediciones consistentes y confiables para los tres ejes principales de análisis (x, y, z).

Simultáneamente, se implementó un sistema de sincronización que funcionaba en paralelo con el proceso de posicionamiento. Este sistema, controlado mediante una aplicación móvil, permitió iniciar y finalizar la grabación de manera simultánea en todos los smartphones, además de ajustar de forma homogénea parámetros como la apertura y la sensibilidad de los lentes. Esto aseguró que los cuadros por segundo de cada grabación fueran equivalentes, optimizando la calidad y uniformidad de los datos capturados desde múltiples perspectivas. Adicionalmente, se determinaron las configuraciones ideales de tiempo y parámetros para el entorno experimental en el

que se realizarían las pruebas (Figura 5.2). Estas mejoras no solo permitieron una representación precisa del espacio tridimensional, sino que también garantizaron la coherencia temporal y espacial en todas las grabaciones, haciendo posible un análisis robusto y confiable del movimiento humano.

Posteriormente, se dio inicio a las pruebas de seguimiento en el entorno experimental, con el objetivo de validar el nivel de precisión de las cámaras en relación con la señal generada por la mesa sísmica. Estas pruebas consistieron en analizar el desplazamiento horizontal, vertical y de profundidad de un marcador bajo un barrido de frecuencias frecuencias y amplitudes. Las amplitudes iniciales seleccionadas fueron de 5 mm, 1 cm, 1.5 cm y 2 cm, aumentando progresivamente la frecuencia de la señal durante el ensayo. Este procedimiento se aplicó tanto al plano sagital como al plano frontal, lo que permitió realizar una verificación individual en cada eje (x, y, z).

Adicionalmente, se llevó a cabo una prueba combinada, en la que los movimientos en ambos ejes se ejecutaron de manera simultánea. Para el análisis de los datos obtenidos, se utilizó la ecuación del **FIT** (Ecuación 1), que permitió calcular de manera precisa los desplazamientos registrados por los smartphones en comparación con la señal de referencia de la mesa sísmica. Los resultados mostraron un alto nivel de exactitud, tal como se observa en la Tabla 6.1. En promedio, los desplazamientos horizontales presentaron una correlación del 97.25 % entre los valores registrados por los smartphones y la señal de la mesa sísmica, mientras que los desplazamientos verticales alcanzaron una correlación del 89.24 %, tal como se puede ver gráficamente en la Figura 6.2.

Estos resultados validan la eficacia del sistema desarrollado, demostrando su capacidad para capturar desplazamientos con un alto grado de precisión en múltiples configuraciones de movimiento y frecuencia. Esto refuerza su utilidad como herramienta confiable en el análisis dinámico de interacciones humano-estructura bajo condiciones experimentales controladas.

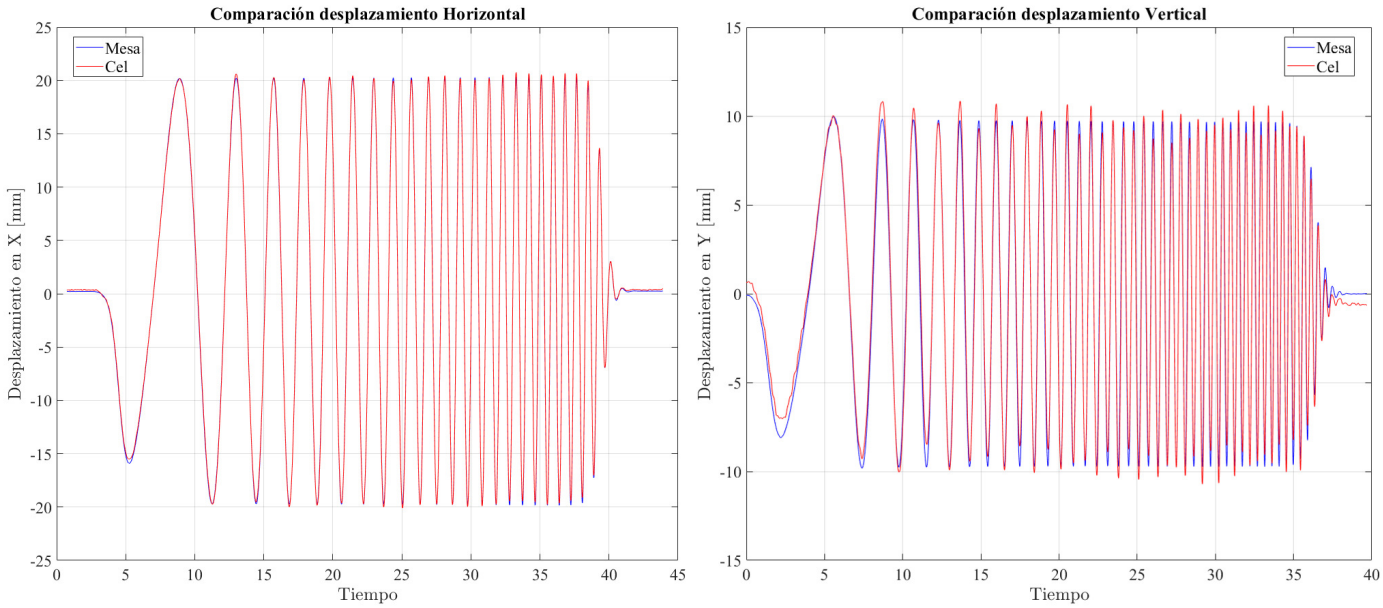


Figura 6.2.: Comparación de desplazamientos de la mesa sísmica vs smartphones.

Tipo de movimiento	Desplazamiento pico[cm]	Fit	Promedio [%]
Horizontal	0.5	94.89	97.25
	1.0	96.93	
	1.5	97.74	
	2.0	99.42	
Vertical	0.5	86.92	89.24
	1.0	88.26	
	1.5	89.12	
	2.0	92.65	

Tabla 6.1.: Similitud obtenida por medio de la (Ecuación 1) de la señal de la mesa sísmica y la señal obtenida por medio de los smartphones, ante un barrido de frecuencias.

Una vez validados de manera individual los desplazamientos en cada dirección, se llevó a cabo una última prueba combinada de validación. Durante esta prueba, se realizó el seguimiento de un marcador sometido a un desplazamiento de 20 mm en el sentido horizontal y 10 mm en el sentido vertical, como se muestra en la Figura 6.3.

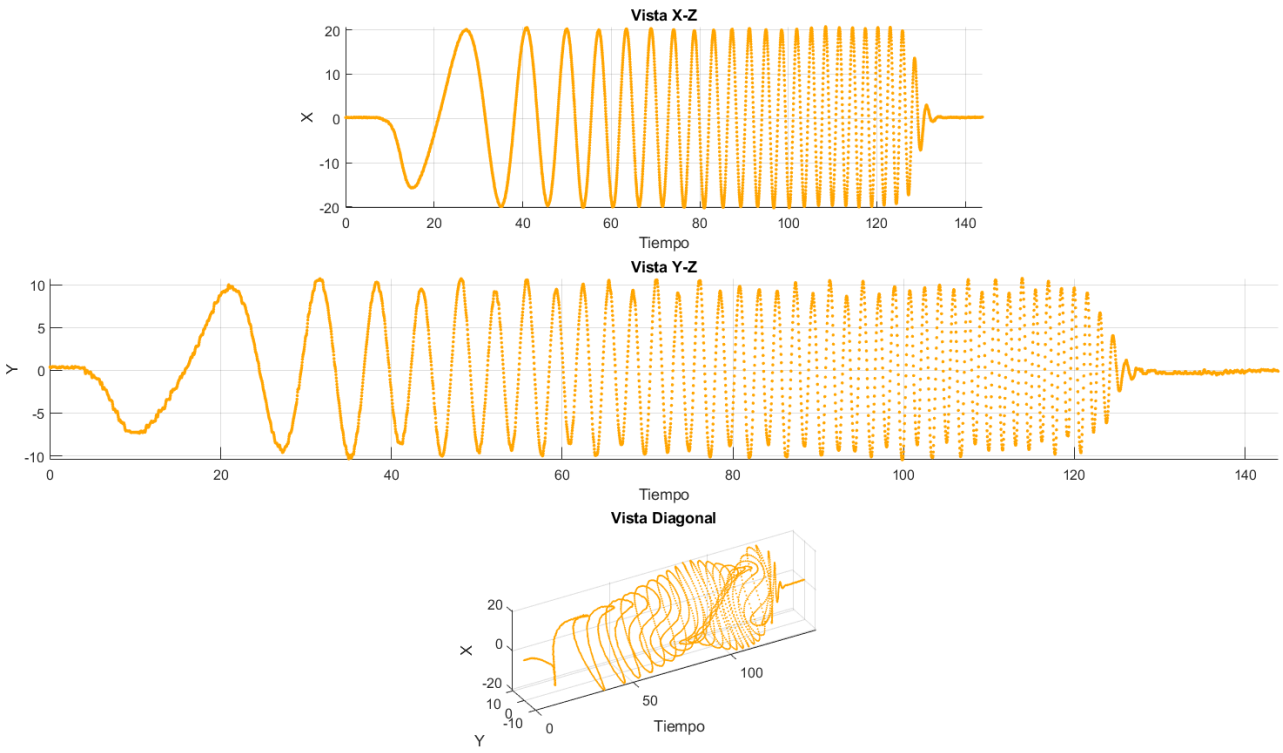


Figura 6.3.: Desplazamiento combinado de un marcador en el sentido horizontal y vertical.

6.3 Campaña experimental y adquisición de datos

En esta fase del estudio, con todos los parámetros previamente controlados y definidos, se procedió a la adquisición experimental de datos. En esta etapa, los sujetos de prueba, hombres y mujeres con características fisiológicas variadas, realizaron una serie de tres pruebas principales sobre la mesa sísmica (Figura 6.4), cada una diseñada para evaluar la marcha en diferentes tipos de desplazamientos: horizontal, vertical y combinado. Para cada uno de estos casos, se implementaron dos velocidades: una velocidad estándar de 1.2 m/s y una velocidad más acelerada de 1.6 m/s.

Adicionalmente, cada velocidad se evaluó bajo tres amplitudes específicas. En el caso del desplazamiento horizontal, las amplitudes fueron de 1 cm, 2 cm y 3 cm; para el desplazamiento vertical, las amplitudes utilizadas fueron de 0.5 cm, 0.75 cm y 1 cm. Para cada combinación de velocidad y amplitud, se realizaron pruebas a cinco

frecuencias diferentes. En el desplazamiento horizontal, las frecuencias oscilaron entre 0.8 Hz y 1.2 Hz, mientras que, para el desplazamiento vertical, se emplearon frecuencias desde 1.8 Hz hasta 2.2 Hz.

El tercer caso de estudio correspondió a los desplazamientos simultáneos (horizontal y vertical en fase). Para este caso, se emplearon las mismas velocidades y amplitudes que en los casos anteriores. Sin embargo, las frecuencias se mantuvieron en relación de fase, donde la frecuencia del desplazamiento vertical siempre fue el doble de la horizontal. En este escenario, las combinaciones de frecuencias variaron desde 0.8 Hz para el desplazamiento horizontal y 1.6 Hz para el vertical, hasta 1.2 Hz para el desplazamiento horizontal y 2.4 Hz para el vertical.

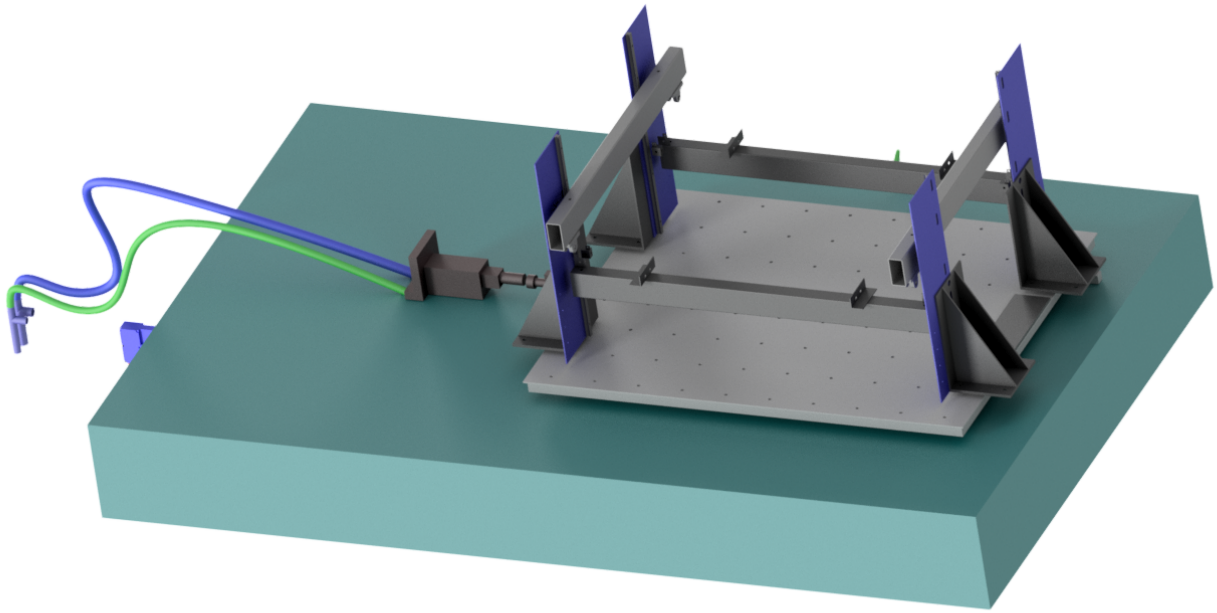


Figura 6.4.: Modelo 3D de la mesa sísmica.

A la par que se realizaban estas pruebas se iban obteniendo los datos de las plantillas de presión (Figura 6.5), a lo largo de cada prueba con cada sujeto, las cuales están equipadas con ocho sensores piezorresistivos, estas plantillas permitieron medir

la distribución de la carga y el balanceo de los individuos durante los ensayos. La información obtenida de las plantillas es esencial para analizar cómo los sujetos imponen una fuerza transmitida por su marcha através de sus movimientos voluntarios o involuntarios.



Figura 6.5.: Plantillas de presión usadas para la campaña experimental.

De manera simultánea, se llevó a cabo la calibración precisa de las cámaras y el ajuste de los parámetros de la mesa sísmica. Este procedimiento aseguró que las condiciones experimentales se mantuvieran constantes y controladas a lo largo de toda la campaña experimental. De este modo, se completó la adquisición sistemática de datos, recopilando información detallada sobre la marcha de cada sujeto de prueba bajo las diferentes configuraciones establecidas.

6.4 Procesamiento de datos

Se da inicio con la técnica de binarización realizando un barrido de la matriz de la imagen digital mediante bucles o recursividad. Este proceso se lleva a cabo utilizan-

do el software MATLAB, donde se selecciona el video de análisis y se determina el intervalo de tiempo en el que se realizará el procesamiento. Este procedimiento tiene como objetivo reducir la escala de grises de la imagen a dos únicos valores, lo cual se logra mediante los comandos *VideoReader* y *imcrop* de MATLAB. Finalmente, para completar el proceso de filtrado de la imagen, se calcula la diferencia entre la imagen original y la imagen en blanco y negro, utilizando el comando *rgb2gray*. Este enfoque permite obtener una imagen binaria lista para el análisis, maximizando la precisión en la identificación de elementos relevantes, tal y como se muestra en la Figura 6.6.

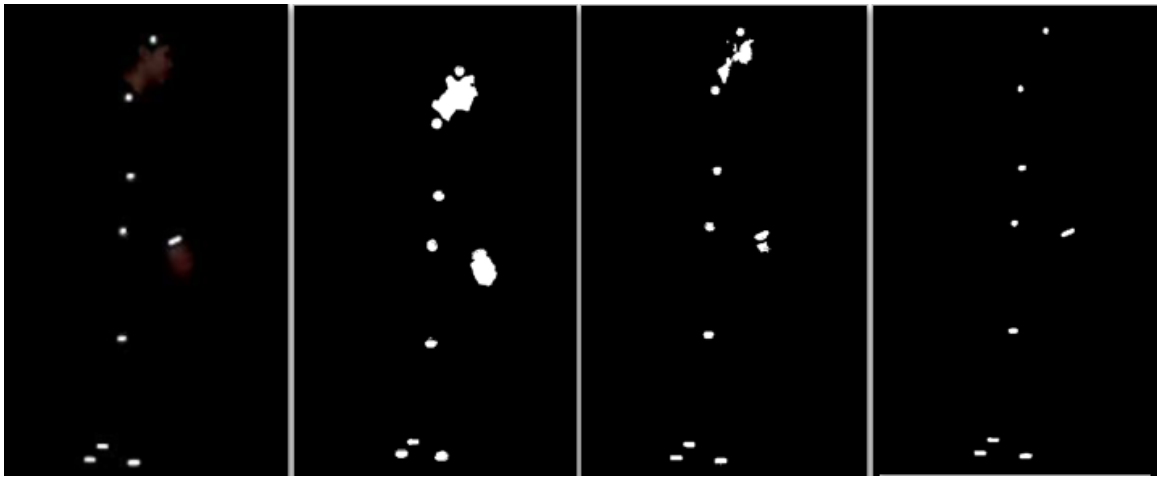


Figura 6.6.: Proceso de binarización implementado en un frame mediante el software de Matlab.

Posteriormente se implementó el método de las áreas permitiendo analizar propiedades clave de las regiones conectadas en una imagen binaria, tales como el área, el centroide, la circularidad, la orientación, el perímetro, entre otras características geométricas (Figura 6.7). Para la identificación de cada marcador, se emplea el comando *regionprops* de MATLAB, seleccionado debido a su alta precisión al procesar y reconocer marcadores, incluso cuando presentan distorsiones en su forma. Estas distorsiones, generadas por la velocidad de obturación durante la captura de las imágenes, pueden alterar la apariencia de los marcadores, haciéndolos adoptar formas como óvalos, elipses o discos. A pesar de estas variaciones, el comando *regionprops* demuestra ser robusto en la identificación, lo que garantiza un procesamiento confiable y preciso de los datos. Esta capacidad de manejar formas no perfectamente definidas es un aspecto crítico para asegurar la exactitud en el análisis y el modelado basado en las imágenes obtenidas.

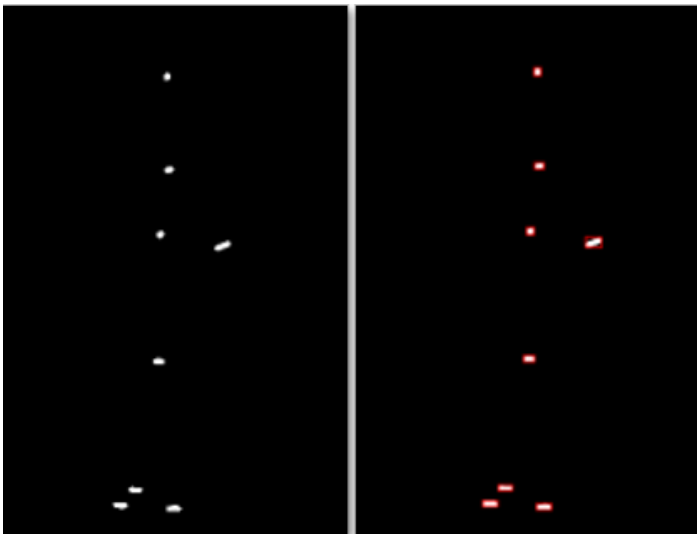


Figura 6.7.: Método de las áreas implementado en un frame mediante el software de Matlab.

6.4.1 Posicionamiento e identificación de los marcadores

El posicionamiento de los datos se llevó a cabo utilizando las propiedades obtenidas mediante el método de áreas de cada marcador, analizadas a partir de los videos registrados con los smartphones. Estos datos se organizaron de acuerdo con la identificación asignada a cada marcador y su posicionamiento en el plano en función del tiempo (Figura 6.8). La identificación de los marcadores se realizó mediante una distribución matricial, la cual contenía un orden basado únicamente en el tiempo y el fotograma correspondiente, pero sin un registro predefinido para cada marcador. Esto generó la necesidad de clasificarlos según su ubicación en el cuerpo y establecer un orden específico que permitiera un análisis coherente.

De este modo, las coordenadas de los centroides de cada marcador se almacenaron en una matriz de datos que, al finalizar el procesamiento, contenía la información del desplazamiento de cada marcador en coordenadas XY dentro del plano. Además, dado que los videos fueron grabados de manera simultánea, también se obtuvo el desplazamiento de cada marcador con respecto al eje longitudinal para todas las pruebas realizadas.

La diferenciación entre las pruebas se logró mediante el uso de una luz externa sincro-

nizada con los marcadores, que señalaba de manera precisa el inicio y el final de cada prueba. Este mecanismo permitió automatizar el proceso, de modo que el código desarrollado realizara la adquisición de datos de manera autónoma, independientemente de las variaciones temporales entre pruebas.

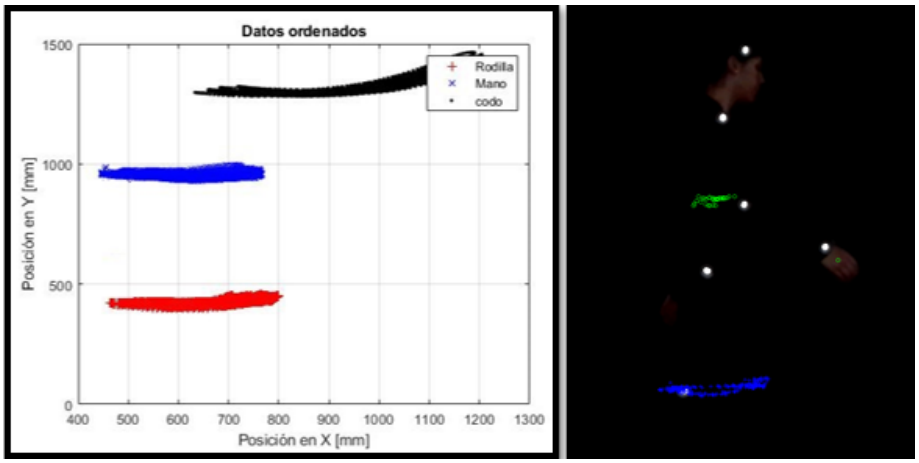


Figura 6.8.: Posicionamiento de los marcadores para su ubicación en un frame mediante el software Matlab.

El posicionamiento de los datos se llevó a cabo utilizando las propiedades obtenidas mediante el método de áreas de cada marcador, analizando los videos registrados con los smartphones. Estos datos se organizaron según la identificación asignada a cada marcador y su posicionamiento en el plano en función del tiempo, tal como se mencionó previamente. Una vez obtenidas las coordenadas tridimensionales (XYZ) de cada marcador, se procedió a simplificar el modelo del cuerpo humano exclusivamente para la obtención de las fuerzas. Este proceso redujo el número de marcadores de dieciocho a trece, siguiendo los criterios establecidos en estudios previos, como los de **Zachary Merrill (2019)**, los cuales han analizado detalladamente diferentes modelos de segmentación y propuesto distribuciones precisas de masas para cada región corporal (Tabla 6.2).

La simplificación del modelo incluyó la fusión de marcadores del acromial en uno solo para representar el torso, la integración de los marcadores de la cresta ilíaca y el sacro para definir la cadera, y la combinación de los marcadores del calcáneo y el metatarso para representar el pie. Este ajuste permitió obtener un modelo más acorde con las distribuciones de masa propuestas en estudios previos, configurando el

cuerpo humano como un sistema de trece segmentos rígidos (Figura 6.9). Este modelo simplificado resulta más consistente con las metodologías empleadas en análisis dinámicos de la marcha y optimiza la representación biomecánica para la obtención de fuerzas.

Segmento	Masa (%)
Cabeza	6.94
Torso	32.29
Pelvis	11.17
Húmero	2.71
Antebrazo	2.23
Muslo	14.16
Pierna	4.33
Pie	1.37

Tabla 6.2.: Distribución de masas.

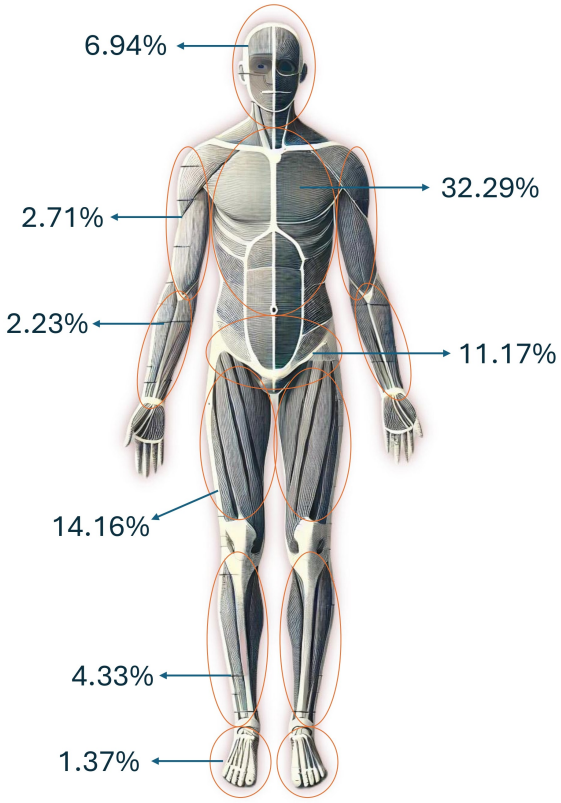


Figura 6.9.: Esquema del cuerpo humano con la distribución de masas.

6.4.2 Análisis de fuerzas

Una vez simplificado el modelo y organizada la matriz de datos correspondiente a los trece puntos anatómicos en sus respectivas coordenadas XYZ, se procedió al cálculo de las velocidades y aceleraciones a partir de los desplazamientos registrados. Asimismo, se obtuvieron los ángulos relativos principales (Figura 6.10), los cuales fueron comparados con rangos fisiológicos establecidos para garantizar que los movimientos se mantuvieran dentro de límites aceptables, representando patrones naturales de marcha acordes con la cinemática real del cuerpo humano. Con los datos de aceleraciones, combinados con el peso individual de cada sujeto y la aceleración gravitacional, se determinaron las fuerzas ejercidas en cada eje durante las pruebas, de acuerdo con los principios de la cinética de la marcha. Este análisis se llevó a cabo utilizando la ecuación propuesta por **Aux (2024)**, diseñada para modelar de manera realista la interacción humano-estructura (HSI). Dicha ecuación incorpora influencias bidireccionales entre el peatón y la estructura, aunque en este caso se ajustaron ciertos parámetros para enfocarse exclusivamente en las fuerzas generadas por las aceleraciones de los segmentos corporales, como se detalla en la Ecuación 2.

Posteriormente, se aplicó una función de transición (Ecuación 3) que modela la distribución de fuerzas generadas por un peatón al caminar sobre una estructura flexible, integrando las características dinámicas del cuerpo humano. Este modelo describe con precisión la transferencia de carga entre los pies durante las fases de apoyo simple y doble del ciclo de marcha, destacando cómo las fuerzas originadas por las masas segmentales, sus aceleraciones y la gravedad se distribuyen en puntos clave del sistema. Este enfoque permitió calcular las fuerzas verticales ejercidas por cada pie en puntos específicos del ciclo de marcha, como el contacto del talón, el metatarso y el apoyo completo del pie (Figura 6.11). Adicionalmente, las fases del ciclo de marcha fueron identificadas mediante la gráfica de desplazamientos en función del tiempo (Figura 6.12), ajustando los cálculos al fotograma correspondiente para identificar los cuatro eventos principales del ciclo: contacto del talón derecho, despegue del pie izquierdo, contacto del talón izquierdo y despegue del pie derecho. Este proceso garantizó un análisis detallado y consistente de las fuerzas generadas durante las diferentes fases de la marcha, proporcionando datos clave para validar la interacción humano-estructura en escenarios dinámicos.

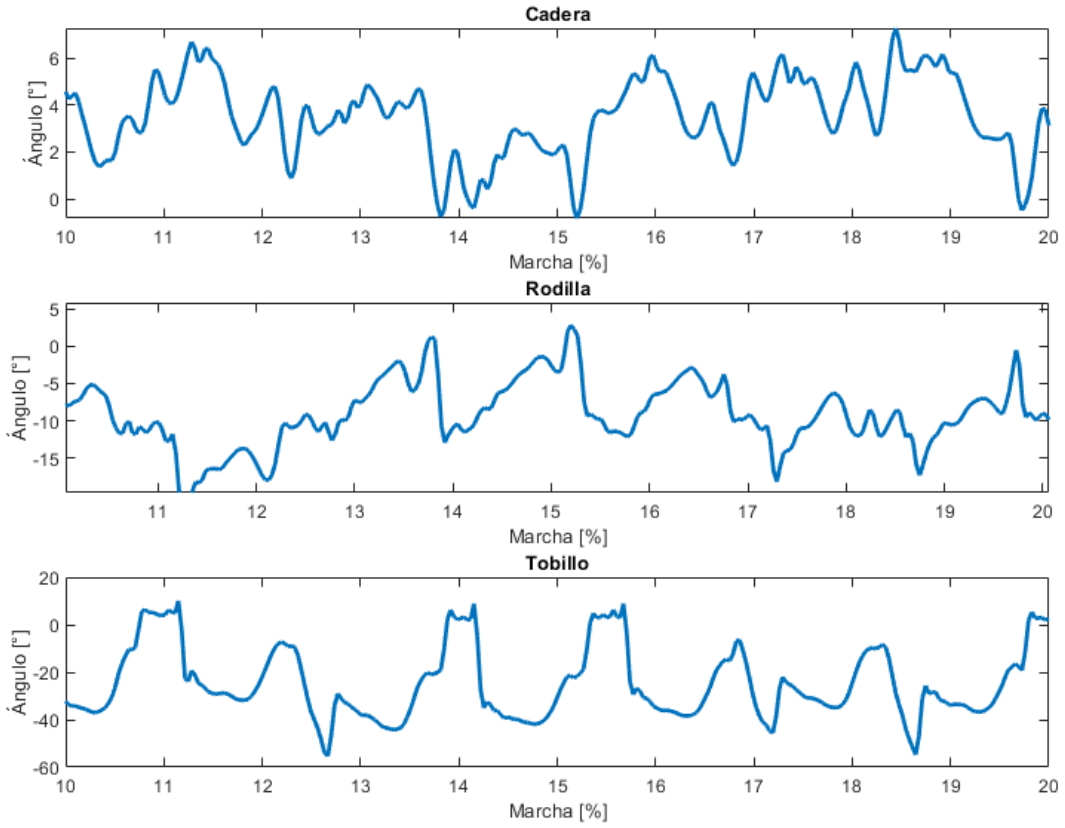


Figura 6.10.: Ángulos relativos principales durante la marcha humana.

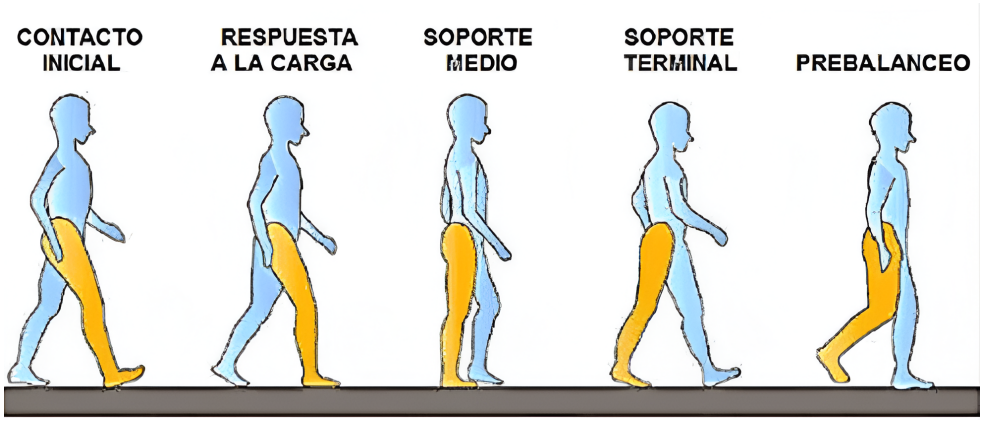


Figura 6.11.: Posicionamiento de los pies acorde a un ciclo de marcha (adaptado de **Caicedo Rodríguez (2017)**)

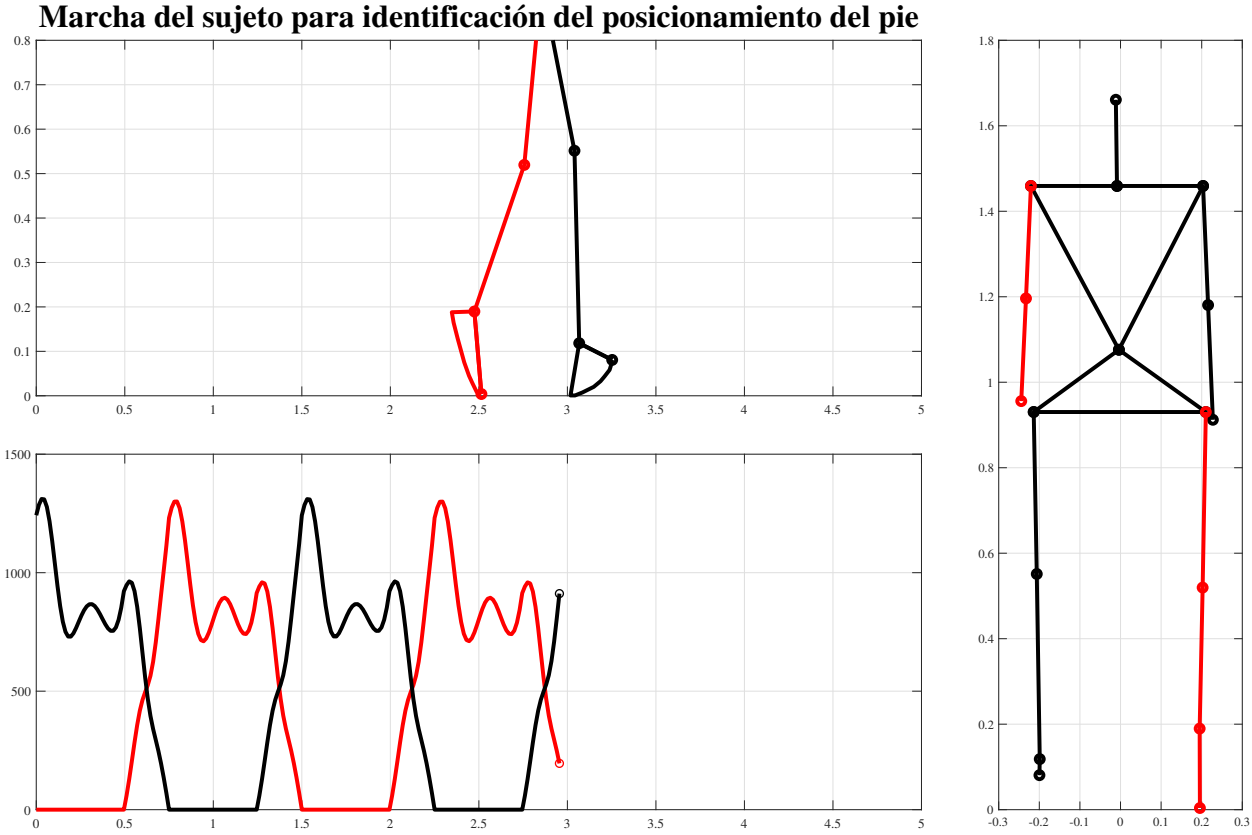


Figura 6.12.: Posición de los pies para una fase del ciclo de marcha obtenido del análisis gráfico de un sujeto de prueba

Una vez identificados todos los elementos del ciclo de marcha y calculadas las fuerzas correspondientes para un ciclo específico, se llevó a cabo una comparación detallada con los datos proporcionados por las plantillas de presión. Estas plantillas, equipadas con ocho sensores cada una, registran la distribución de masa en cada pie durante cada pisada. Los valores de masa obtenidos fueron convertidos en fuerzas mediante la multiplicación por la aceleración gravitacional. Posteriormente, se aplicó un proceso de re-muestreo a los datos para sincronizarlos y alinearlos con las fuerzas calculadas a partir del sistema optoelectrónico basado en smartphones. Este procedimiento permitió realizar un análisis detallado de la distribución de fuerzas ejercidas por cada pie a lo largo del ciclo de marcha humana, destacando patrones consistentes y comparables entre ambos sistemas (Figura 6.13).

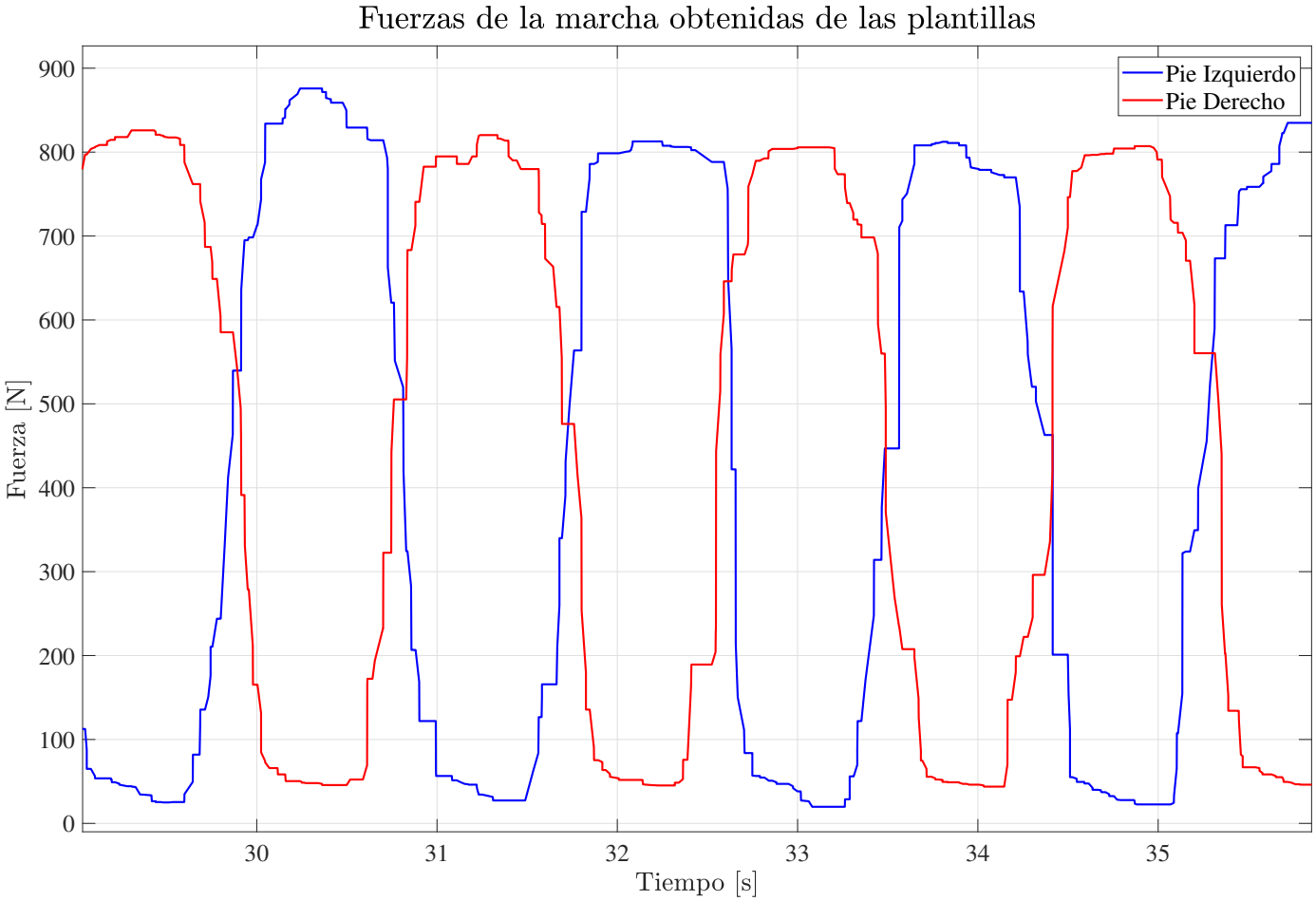


Figura 6.13.: Fuerzas por pie obtenidas de las plantillas de presión.

7. RESULTADOS

Para cada sujeto de prueba, se registraron la masa corporal y la altura con el objetivo de obtener una distribución representativa de los tres somatotipos generales: mesomorfo, endomorfo y ectomorfo (Figura 7.1). Para la adquisición de los datos se utilizó el prototipo finalizado del marcador activo (Figura 7.2). A continuación, se presenta una toma aleatoria de las pruebas estandarizadas realizadas a uno de los sujetos; dichas pruebas se llevaron a cabo bajo condiciones controladas y con un tiempo de ensayo uniforme para todos los participantes. Como resultado, se obtuvieron datos consistentes relacionados con los desplazamientos, los ángulos articulares, las aceleraciones y las fuerzas en cada caso analizado.

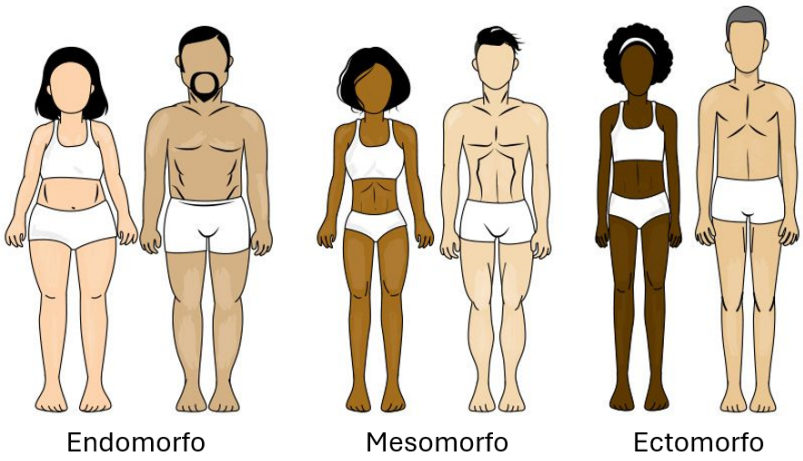


Figura 7.1.: Mesotipos del cuerpo humano.

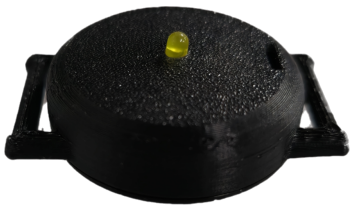


Figura 7.2.: Prototipo de marcador activo utilizado.

7.1 Sujeto de prueba

Para este sujeto de prueba se seleccionó a un hombre afrodescendiente de 35 años, con un peso de 67 kilogramos y una altura de 1.75 metros, quien fue considerado un referente adecuado del somatotipo ectomorfo.

7.1.1 Desplazamientos

En las siguientes gráficas se presentan los desplazamientos de los trece segmentos del sujeto de prueba con respecto al tiempo para diferentes casos de las pruebas realizadas.

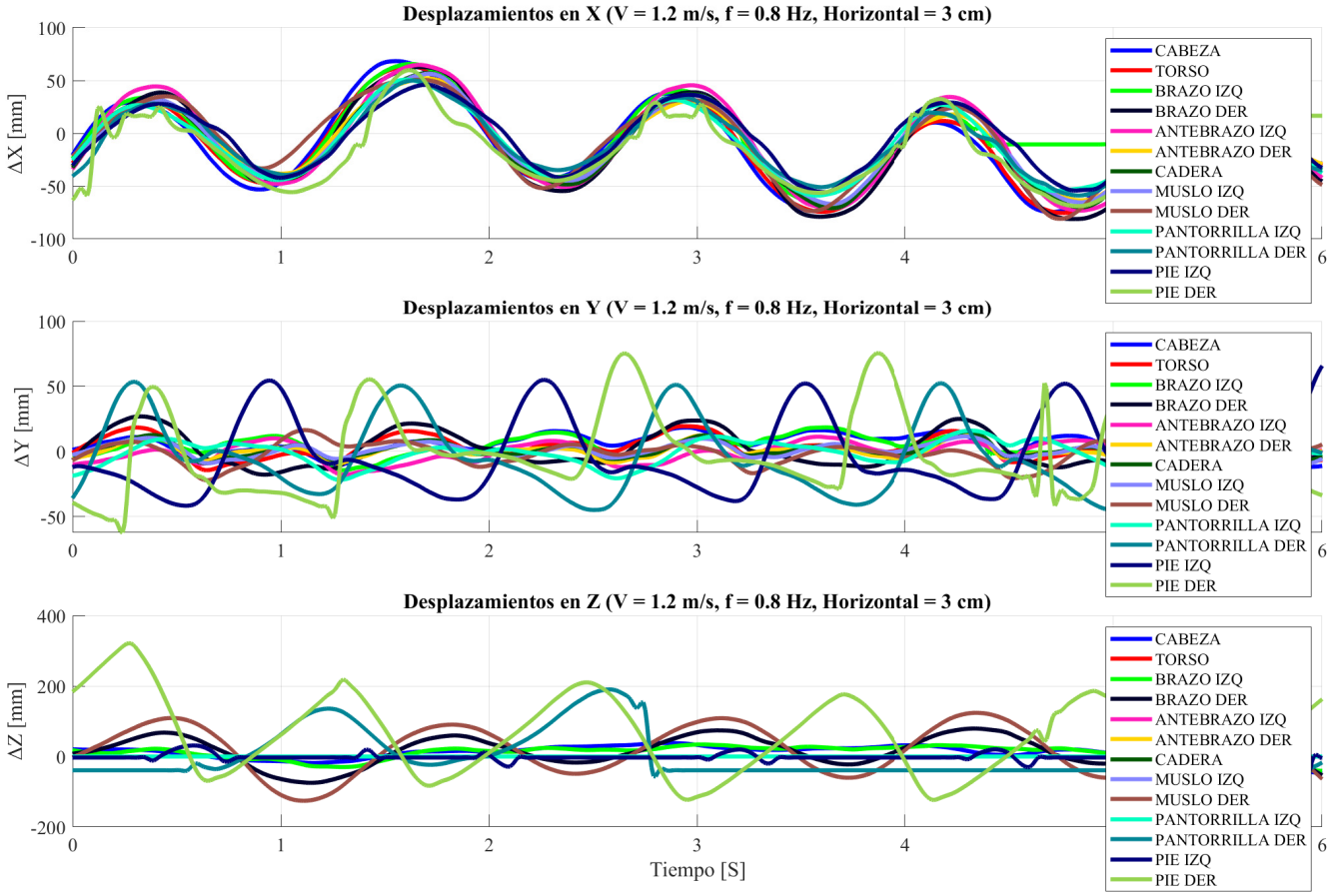


Figura 7.3.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

Cada una de las gráficas están distribuidas en los tres ejes de movimiento espacial (X, Y, Z). Los resultados incluyen cada tipo de movimiento analizado: horizontal, vertical y combinado, con su respectiva magnitud en centímetros, así como las dos velocidades utilizadas para las pruebas en cada tipo de movimiento (1.2 y 1.6 m/s) y las frecuencias correspondientes según cada caso. además, es importante aclarar que el análisis de los desplazamientos tiene como objetivo principal verificar que el patrón de movimiento mantenga un comportamiento consistente y adecuado al esperado en un ser humano.

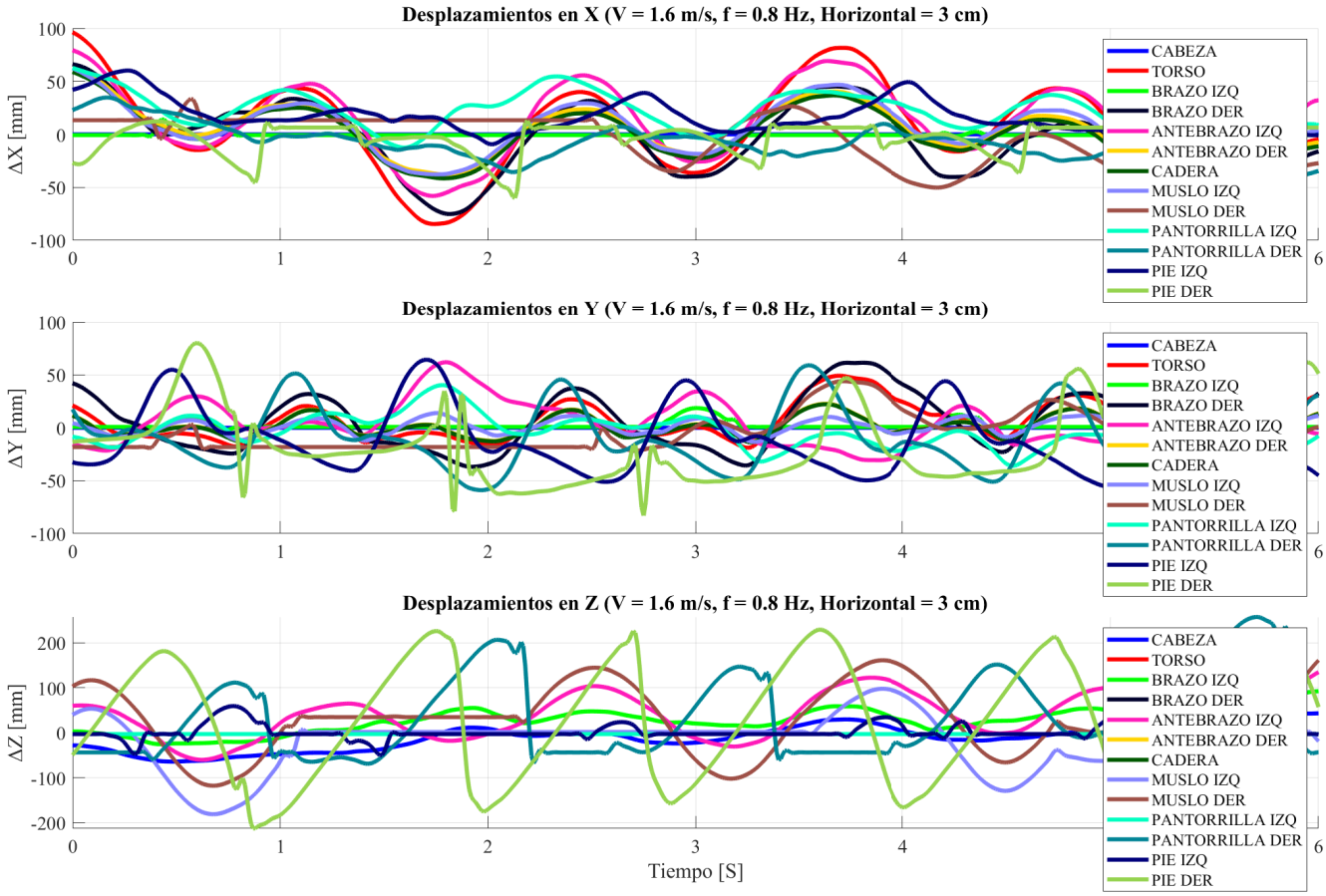


Figura 7.4.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

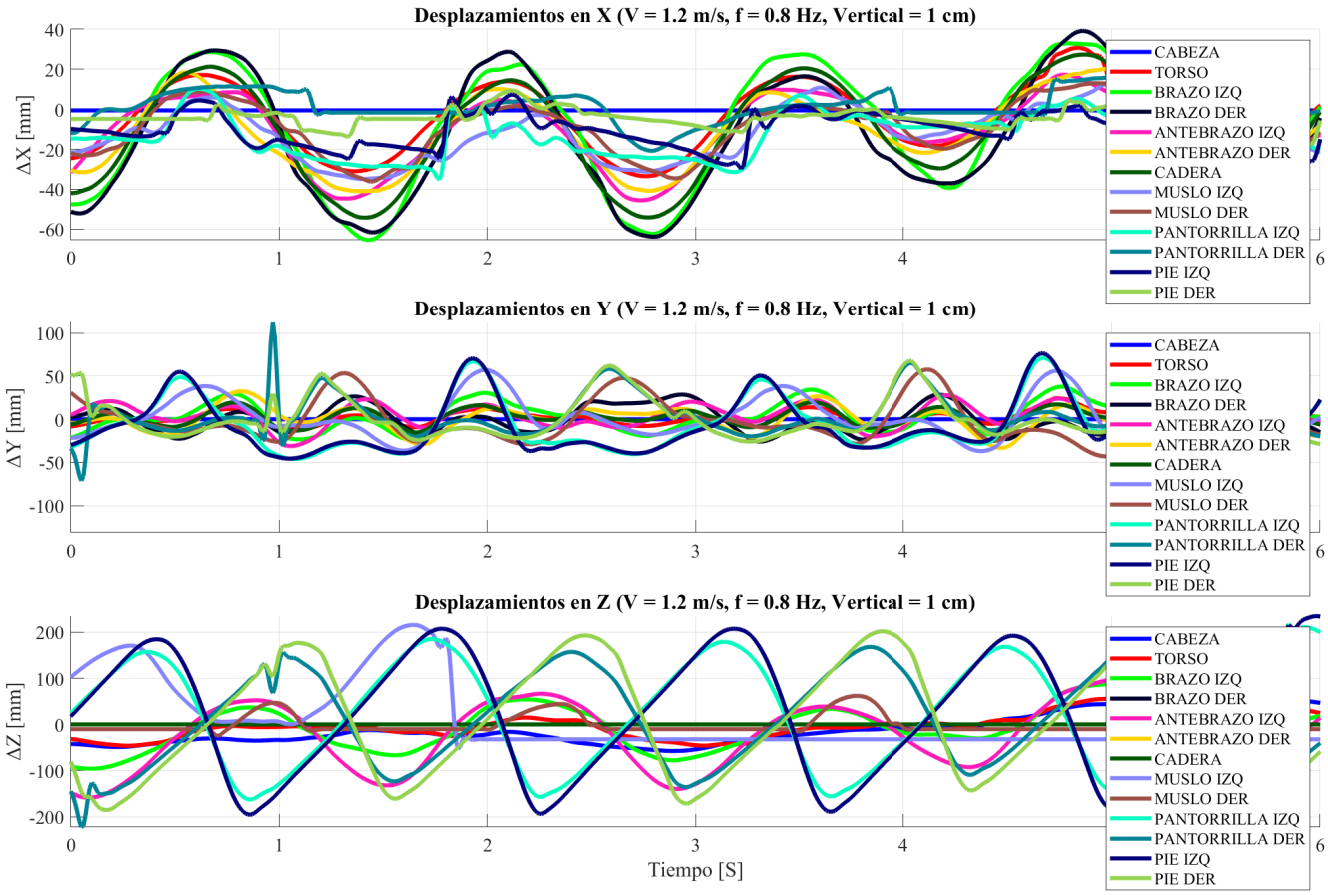


Figura 7.5.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

En las dos primeras gráficas de desplazamientos (Figuras 7.3 y 7.4), se observan los resultados de las pruebas en las que el sujeto de prueba realizó una marcha a una velocidad de 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento horizontal de tres centímetros con una frecuencia de 0.8 Hz. En la segunda gráfica de la sección de desplazamientos, la configuración experimental se mantuvo idéntica, excepto por la velocidad de marcha del sujeto, que se incrementó a 1.6 m/s. Es importante destacar que, en todas las pruebas horizontales, las frecuencias oscilaron entre 0.8 Hz y 1.2 Hz, mientras que los desplazamientos horizontales se configuraron en valores de uno, dos y tres centímetros.

En las gráficas tres y cuatro de desplazamientos (Figuras 7.5 y 7.6), se presentan los resultados de las pruebas en las que el sujeto realizó una marcha a 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.8 Hz. En la cuarta gráfica de esta sección, las condiciones experimentales fueron idénticas, excepto por la velocidad de marcha del sujeto, que aumentó a 1.6 m/s. Cabe resaltar que, en todas las pruebas verticales, las frecuencias oscilaron entre 1.8 Hz y 2.2 Hz, mientras que los desplazamientos horizontales se ajustaron a valores de 0.5, 0.75 y 1 cm.

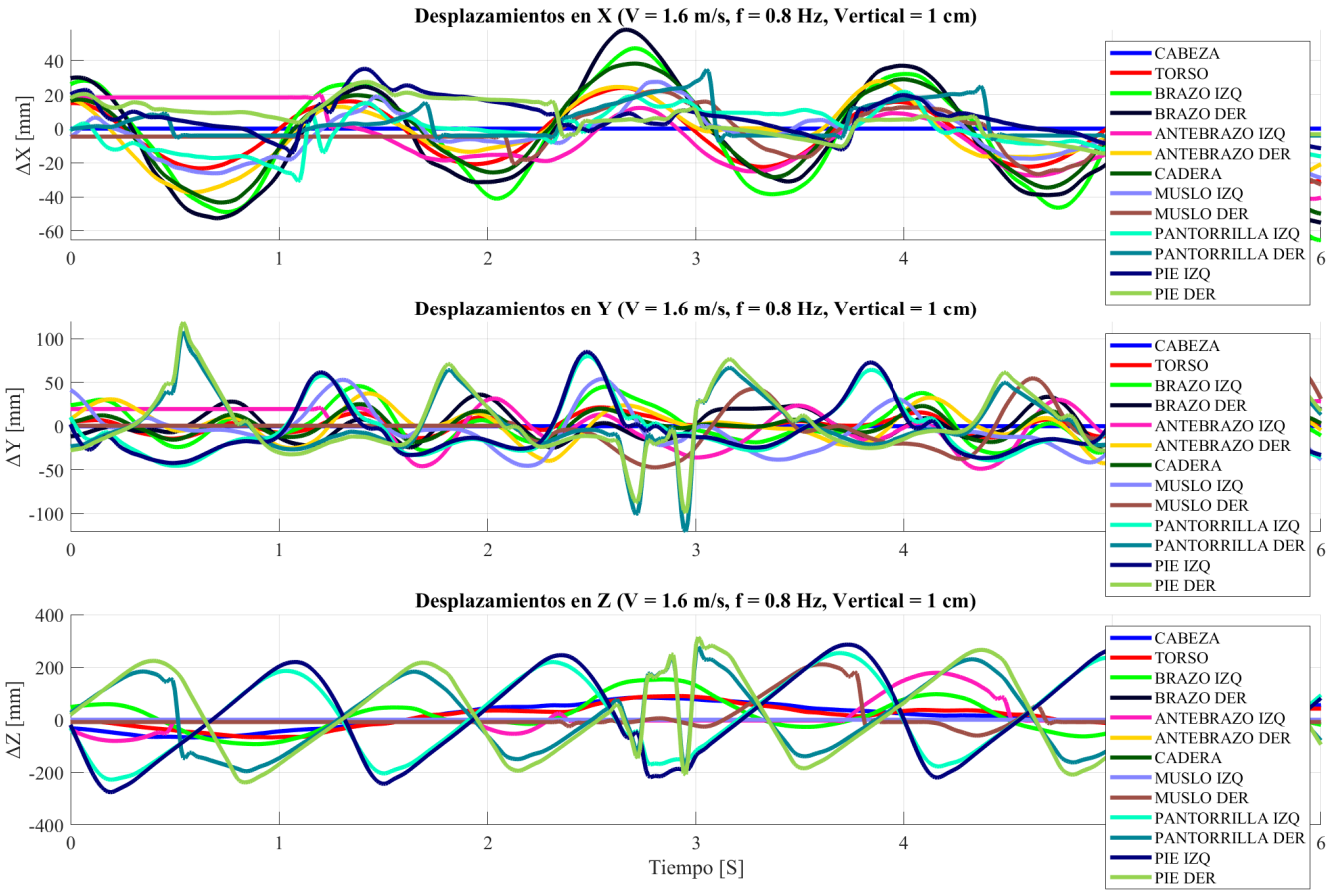


Figura 7.6.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

Cerrando el análisis de los desplazamientos, las gráficas cinco y seis (Figuras 7.7 y 7.8) muestran los resultados de las pruebas en las que el sujeto realizó una marcha a una velocidad de 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba simultáneamente un desplazamiento horizontal de 3 cm con una frecuencia de 0.8 Hz y un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.6 Hz (la frecuencia vertical siendo el doble de la horizontal). En la sexta gráfica de esta sección, las condiciones experimentales fueron idénticas, salvo por el aumento de la velocidad de marcha del sujeto a 1.6 m/s. Es importante destacar que, en todas las pruebas con desplazamientos combinados, las frecuencias horizontales variaron entre 0.8 Hz y 1.2 Hz, mientras que las frecuencias verticales oscilaron entre 1.6 Hz y 2.4 Hz. Asimismo, los desplazamientos horizontales se ajustaron a valores de 1, 2 y 3 cm, y los verticales a valores de 0.5, 0.75 y 1 cm.

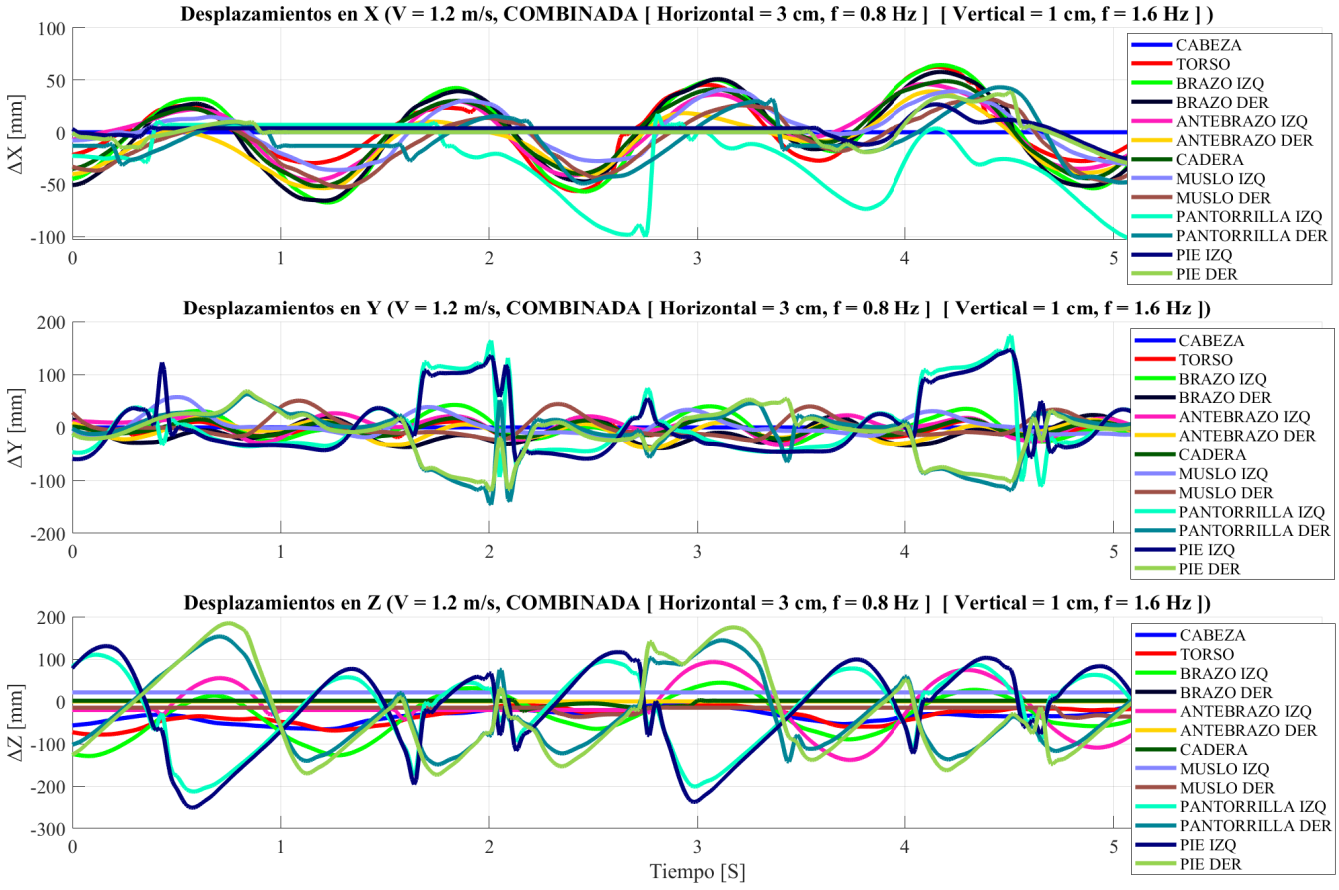


Figura 7.7.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

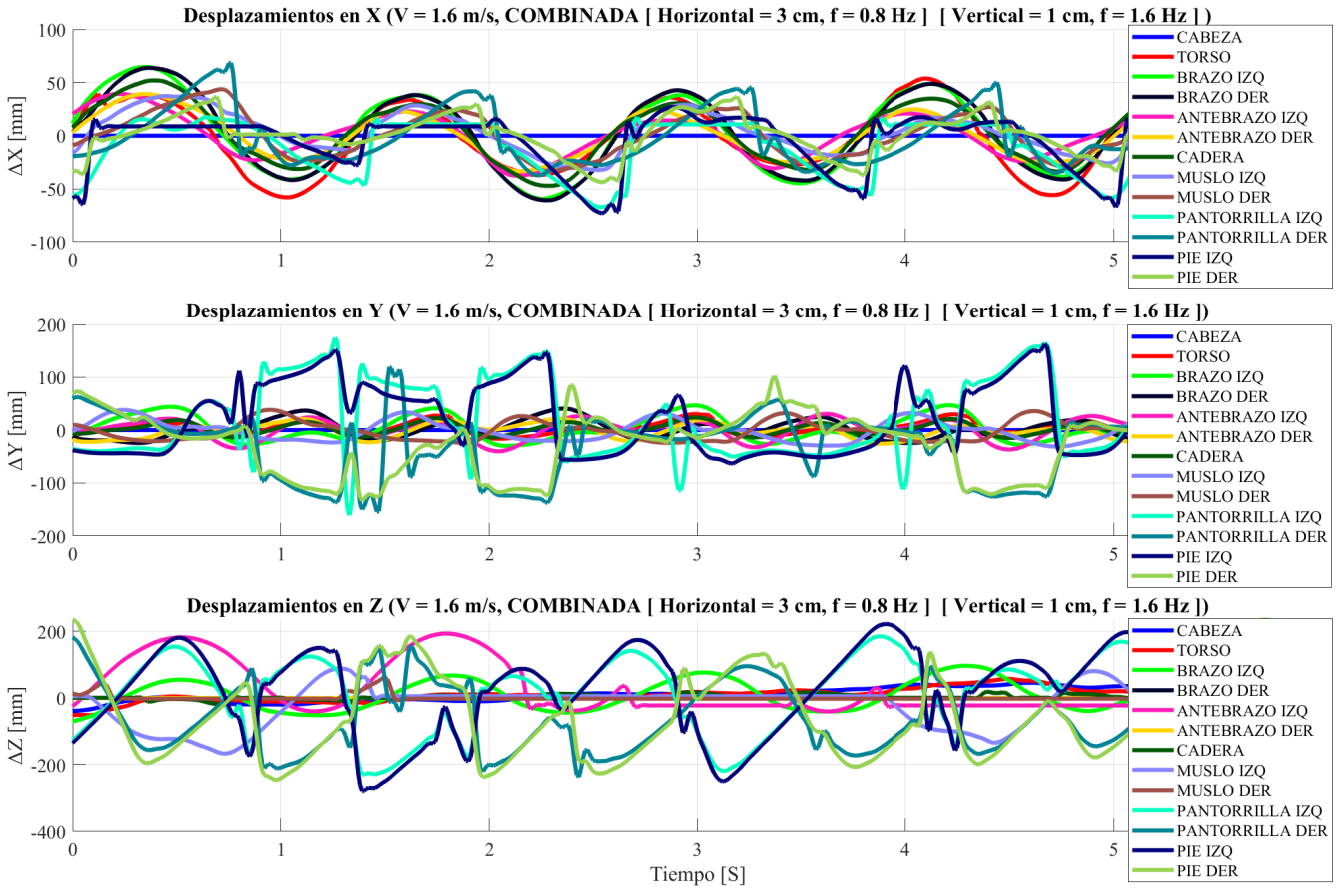


Figura 7.8.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

Es importante destacar que, en algunos casos, debido a momentos de oclusión o a la desconexión temporal de un marcador en alguna parte del cuerpo, se observó la generación de líneas continuas en los datos durante breves períodos de tiempo. Sin embargo, este fenómeno no tuvo relevancia significativa para el estudio, ya que su duración fue mínima y no afectó la validez de las pruebas completas. Cada prueba tuvo una duración aproximada de 30 segundos, pero el análisis se centró únicamente en dos o tres ciclos de marcha, lo que equivale a aproximadamente 5 segundos. Esto permitió seleccionar segmentos de datos adecuados sin ningún inconveniente. En los casos en que las líneas continuas se prolongaron por más tiempo, simplemente reflejaban una mínima variación de movimiento de los marcadores en ese plano de visión, sin impacto relevante en el análisis global.

7.1.2 Ángulos

En las siguientes gráficas se muestran los ángulos relativos principales obtenidos del sujeto de prueba durante un pequeño tramo de la marcha, correspondientes a los diferentes casos analizados en las pruebas realizadas.

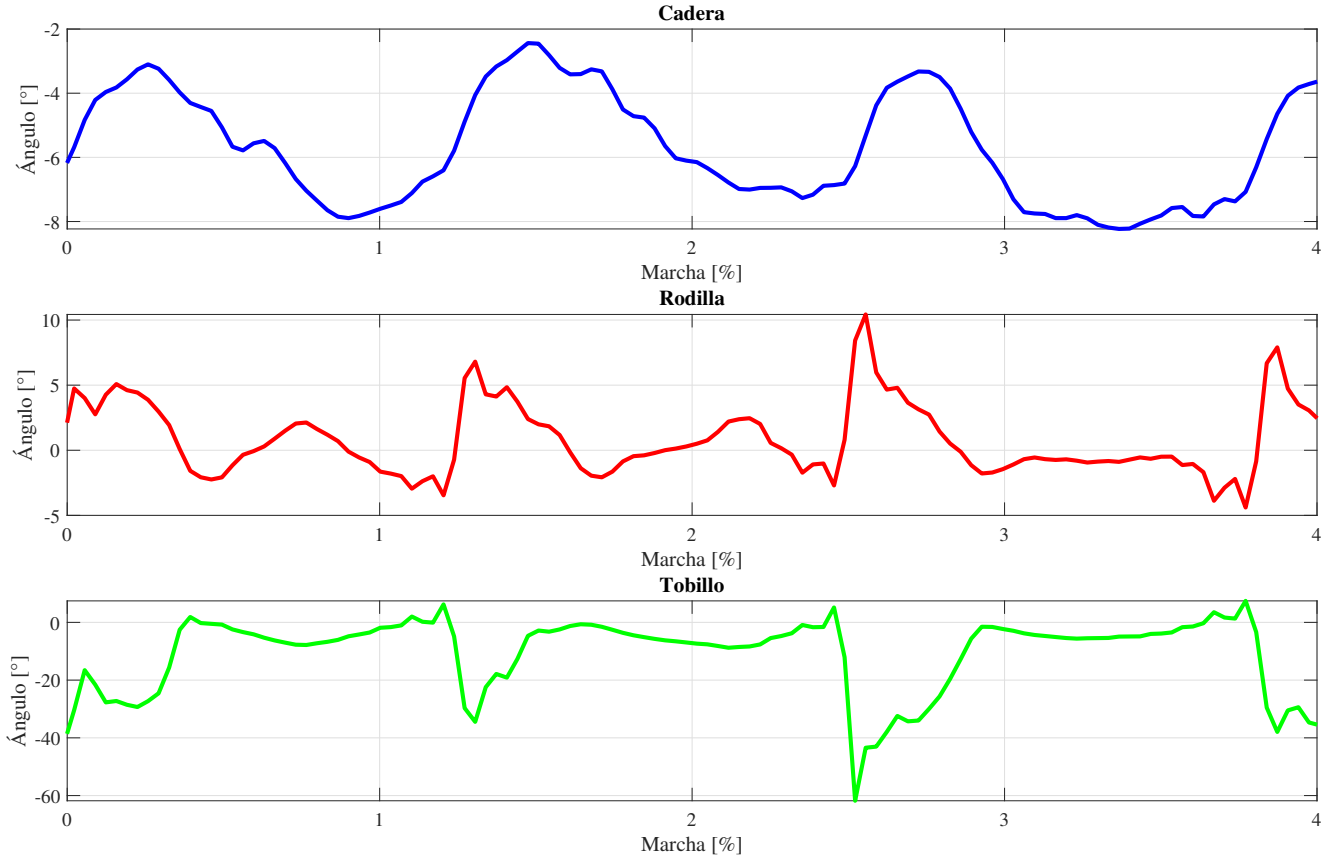


Figura 7.9.: Ángulos relativos principales del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

Cada gráfica está organizada en tres secuencias correspondientes a los ángulos relativos principales: cadera, rodilla y tobillo. Los resultados tienen como objetivo analizar el patrón de comportamiento de estos ángulos para verificar que se mantengan dentro de un rango razonable a lo largo de las pruebas, asegurando su consistencia con el comportamiento biomecánico del sujeto y dentro de los límites lógicos del movimiento humano. Además, todas las gráficas fueron obtenidas bajo las mismas configuraciones experimentales utilizadas en las pruebas de desplazamientos previamente descritas.

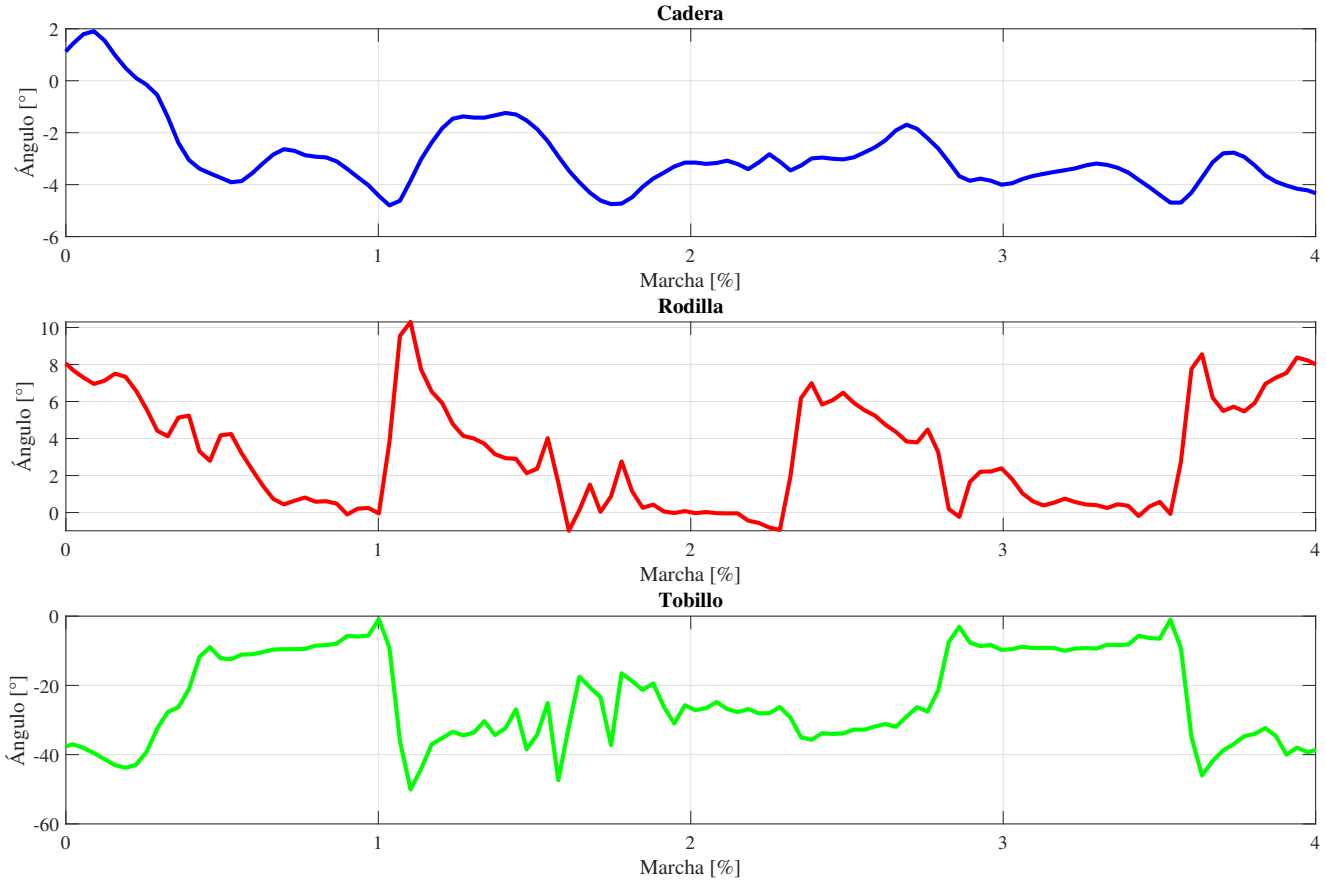


Figura 7.10.: Ángulos relativos principales del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

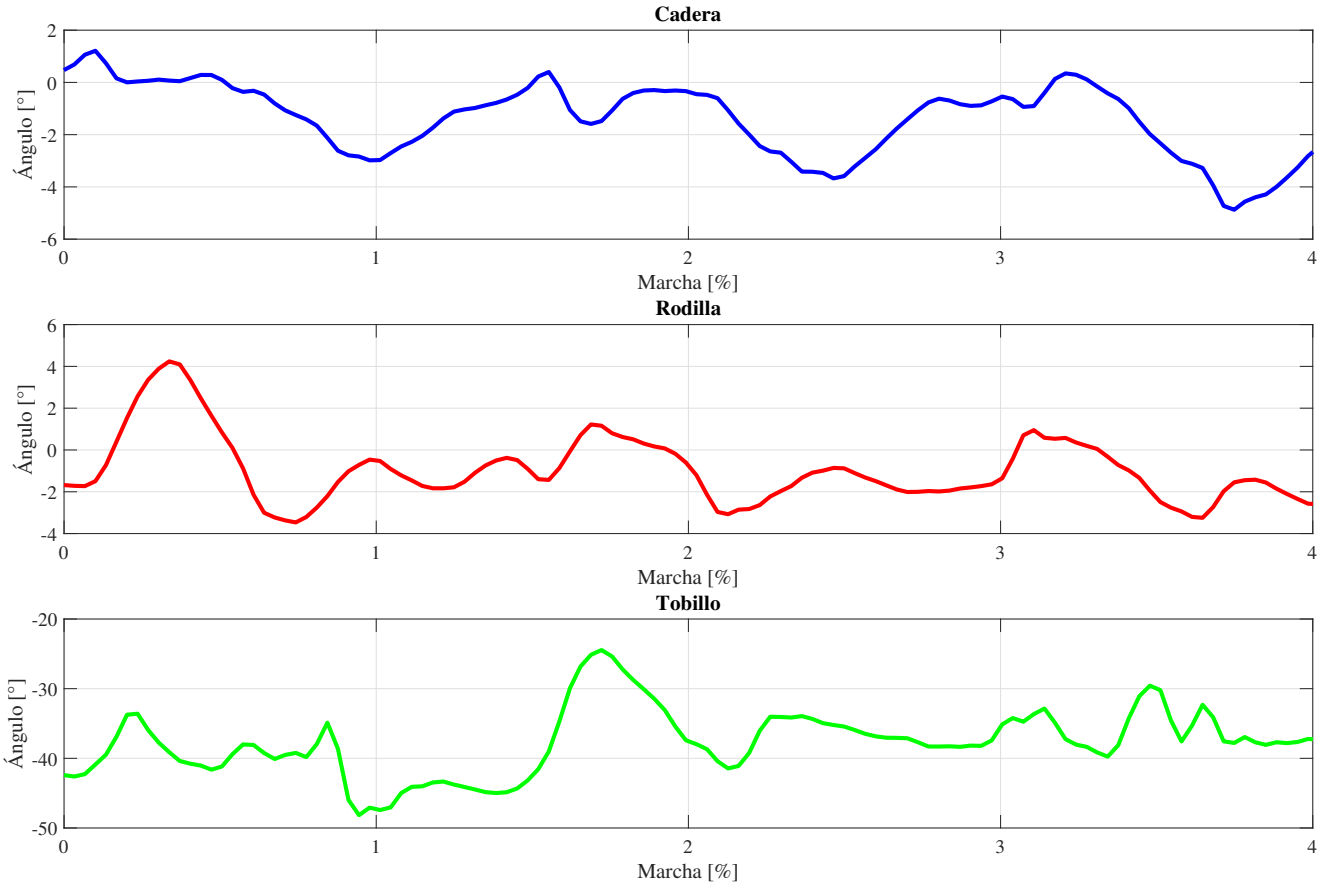


Figura 7.11.: Ángulos relativos principales del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

En las dos primeras gráficas de los ángulos relativos (Figuras 7.9 y 7.10) se presentan los resultados de las pruebas en las que el sujeto de prueba realizó una marcha a una velocidad de 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento horizontal de tres centímetros con una frecuencia de 0.8 Hz. En la segunda gráfica de esta sección, la configuración experimental permaneció idéntica, con la única diferencia de que la velocidad de marcha del sujeto se incrementó a 1.6 m/s.

Para el caso de las gráficas tres y cuatro de ángulos (Figuras 7.11 y 7.12), se presentan los resultados de las pruebas en las que el sujeto realizó una marcha a 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.8 Hz. En la cuarta gráfica de esta sección, las condiciones experimentales fueron idénticas, excepto por la velocidad de marcha del sujeto, que aumentó a 1.6 m/s.

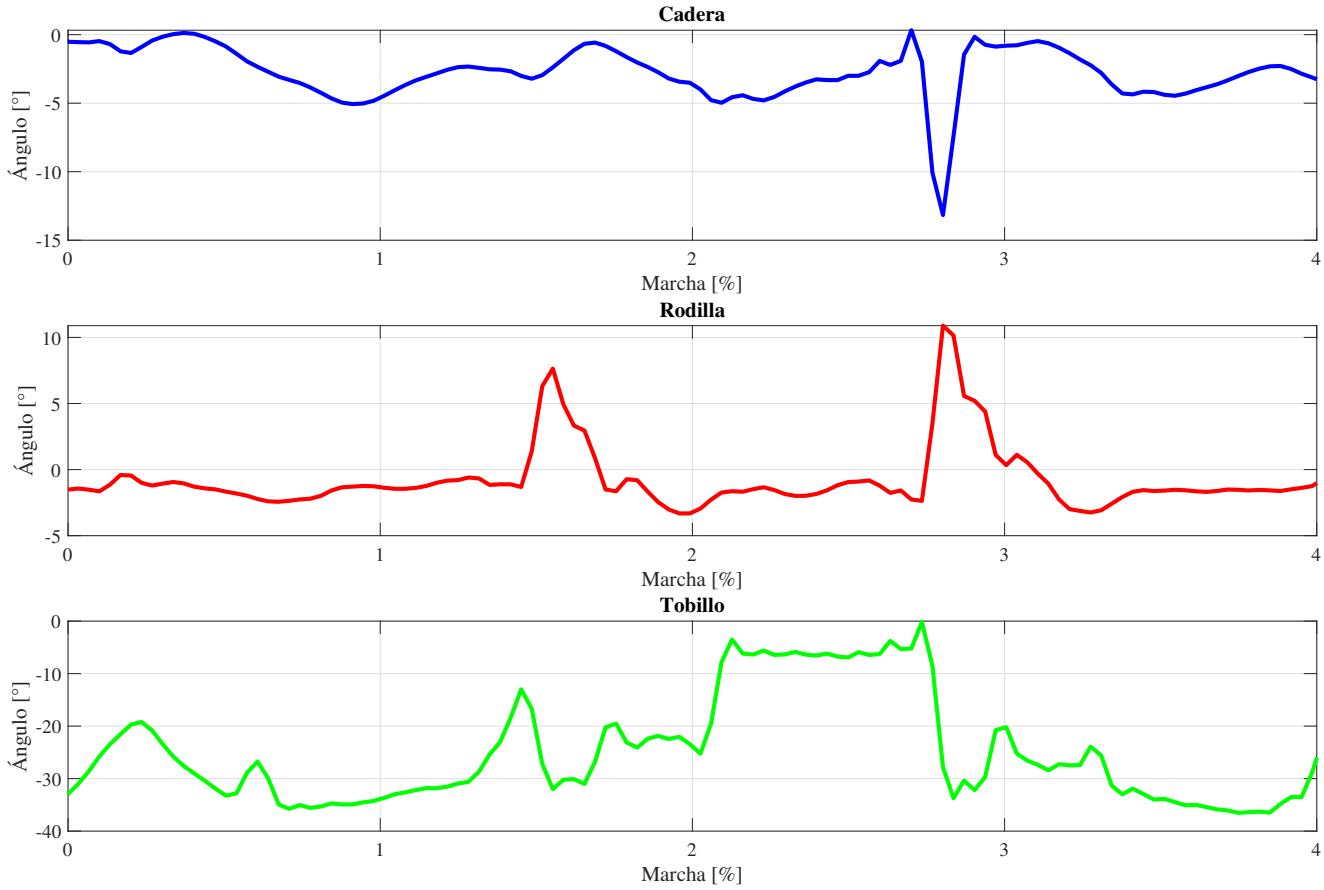


Figura 7.12.: Ángulos relativos principales del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

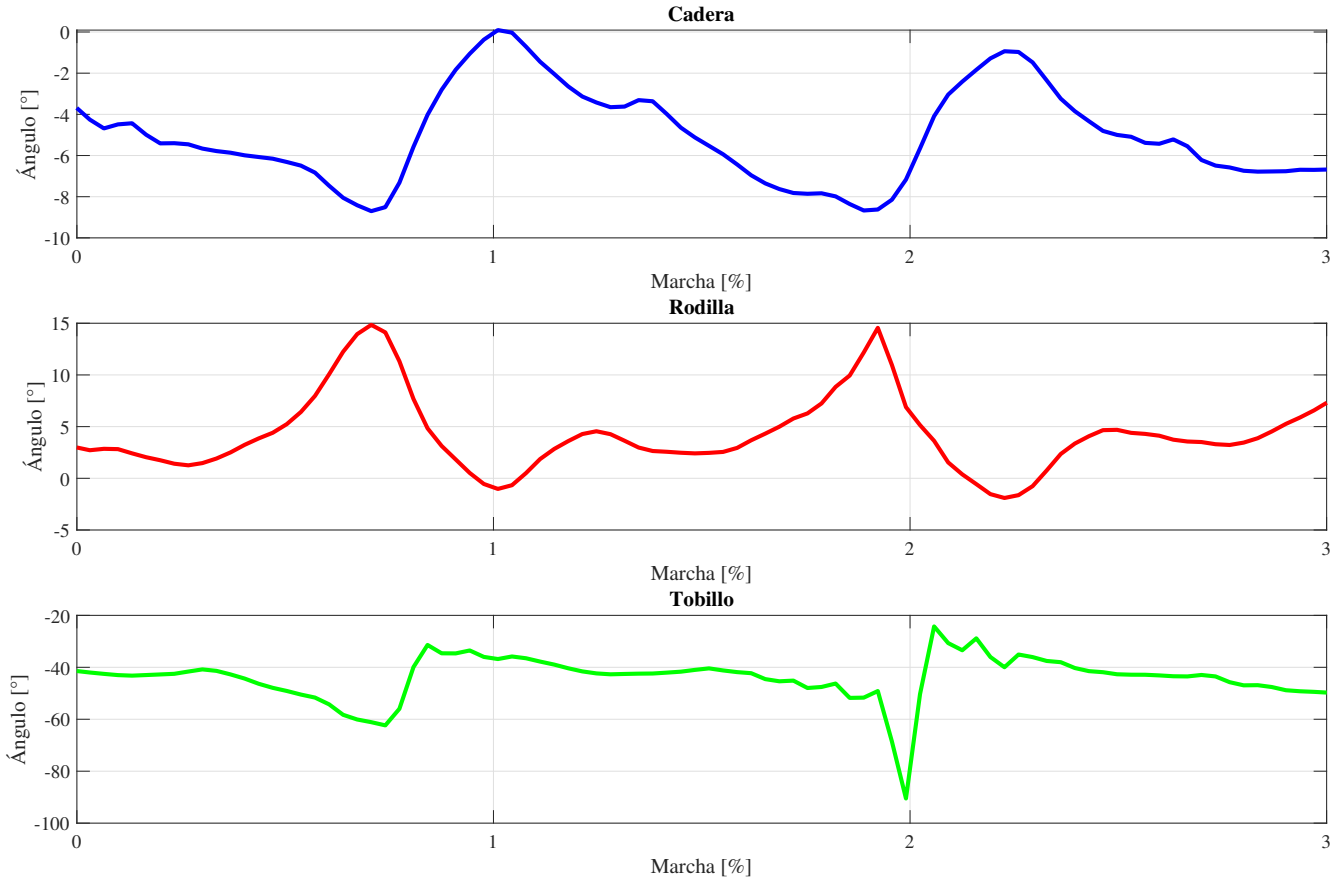


Figura 7.13.: Ángulos relativos principales del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

Para el caso de las gráficas cinco y seis de ángulos (Figuras 7.13 y 7.14), se presentan los resultados de las pruebas en las que el sujeto realizó una marcha a 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba simultáneamente un desplazamiento horizontal de 3 cm con una frecuencia de 0.8 Hz y un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.6 Hz (la frecuencia vertical siendo el doble de la horizontal). En la sexta gráfica de esta sección, las condiciones experimentales fueron idénticas, excepto por la velocidad de marcha del sujeto, que aumentó a 1.6 m/s.

En cada caso de los tres pares de movimientos, se pueden observar los rangos de comportamiento de los ángulos relativos obtenidos para las dos velocidades de marcha. Aunque el patrón de los ángulos varió debido al incremento en la velocidad y las condiciones dinámicas del movimiento, los valores se mantuvieron dentro de los rangos esperados, evidenciando consistencia y coherencia en el comportamiento de la marcha.

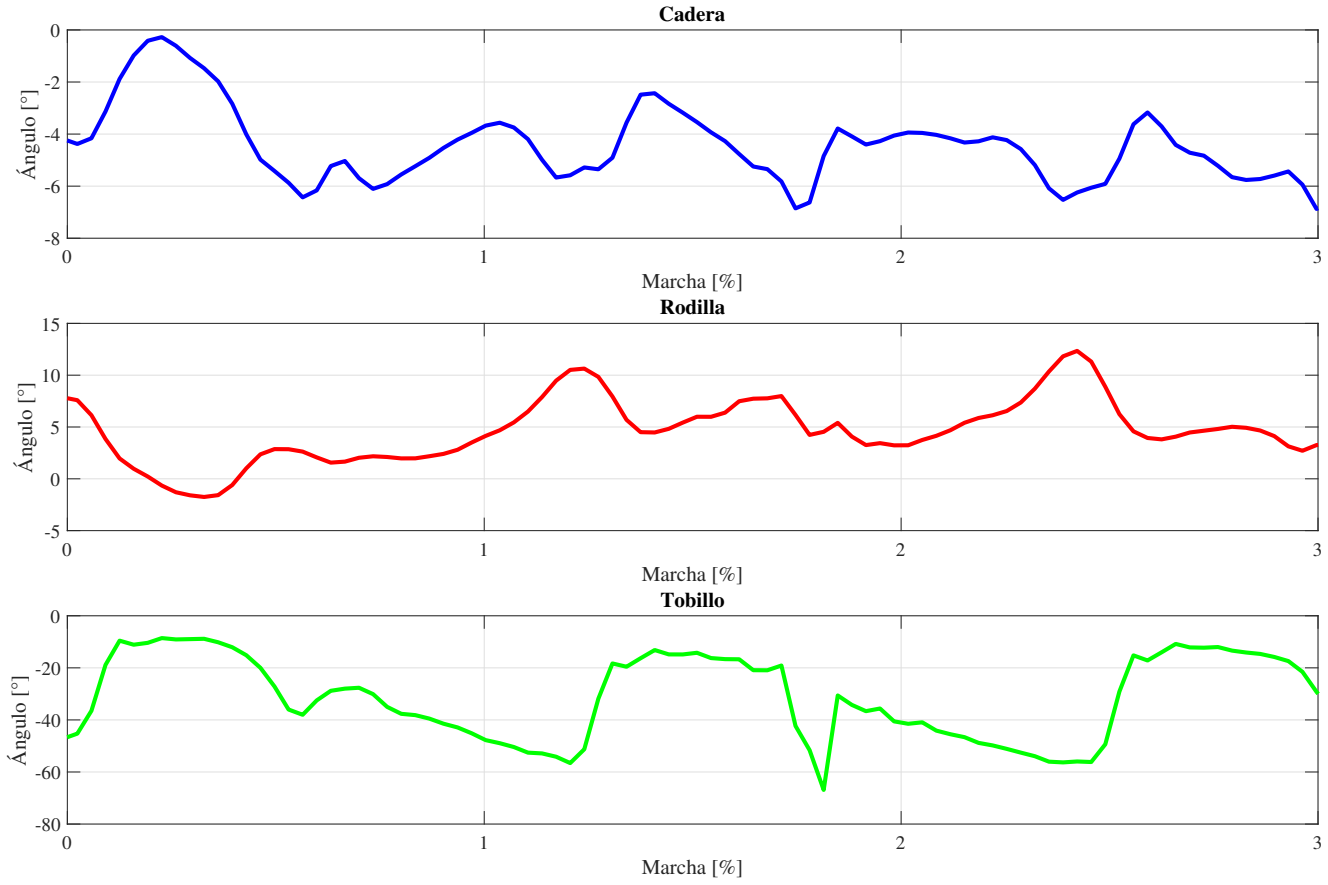


Figura 7.14.: Ángulos relativos principales del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

7.1.3 Aceleraciones

En las siguientes gráficas se presentan las aceleraciones de los trece segmentos del sujeto de prueba con respecto al tiempo para diferentes casos de las pruebas realizadas.

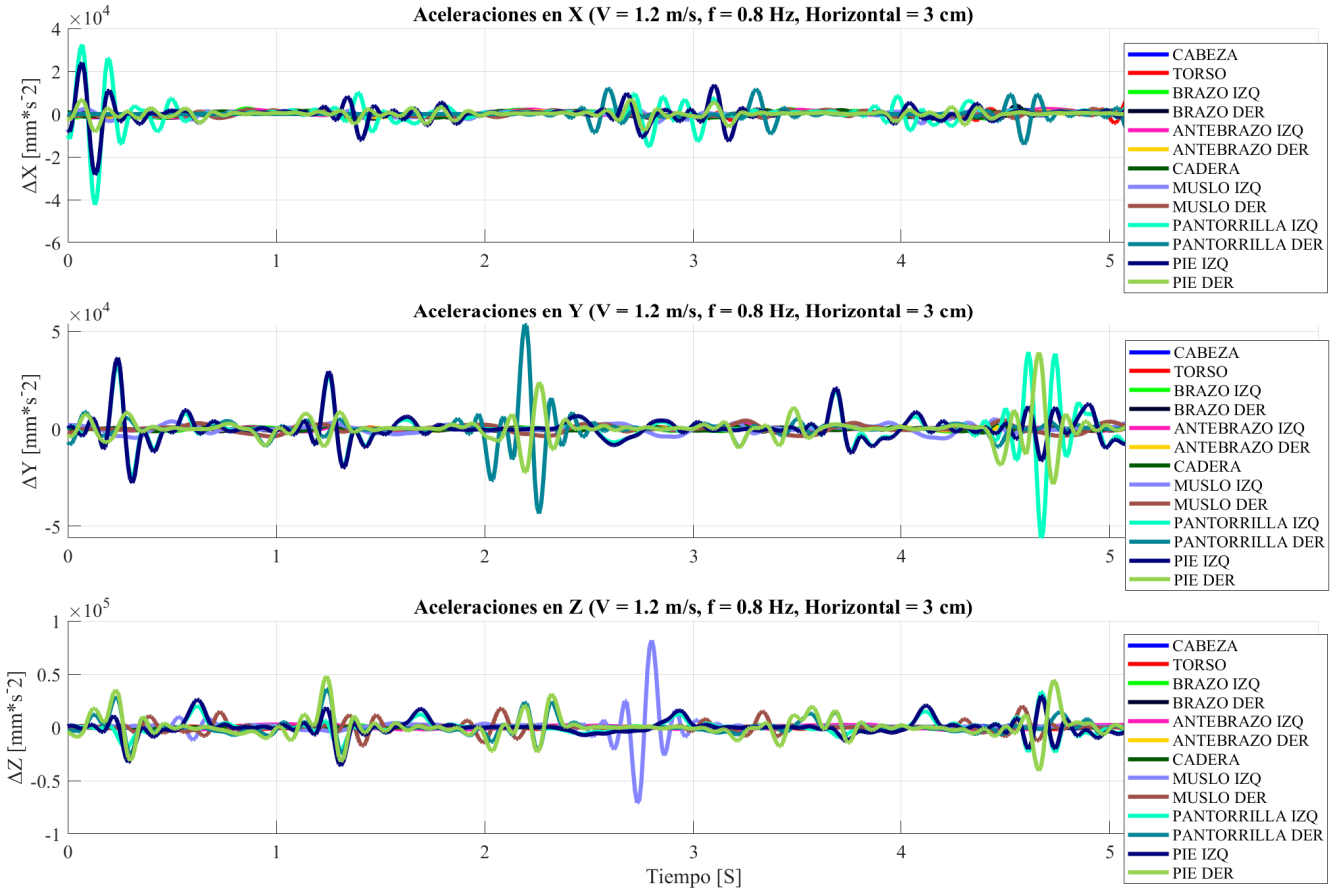


Figura 7.15.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

Las gráficas están organizadas según los tres ejes del movimiento espacial (X, Y, Z), mostrando los resultados de cada tipo de movimiento analizado: horizontal, vertical y combinado. Estas incluyen las magnitudes correspondientes en centímetros, las velocidades utilizadas en las pruebas (1.2 y 1.6 m/s) y las frecuencias específicas para cada caso. Además, el análisis de las aceleraciones, obtenido mediante la doble derivada de los desplazamientos y el cálculo de los ángulos relativos, permitió verificar la

coherencia de las aceleraciones registradas. El objetivo principal de este análisis fue determinar las fuerzas generadas por el sujeto durante la marcha, asegurando que los valores de aceleración reflejaran un comportamiento consistente.

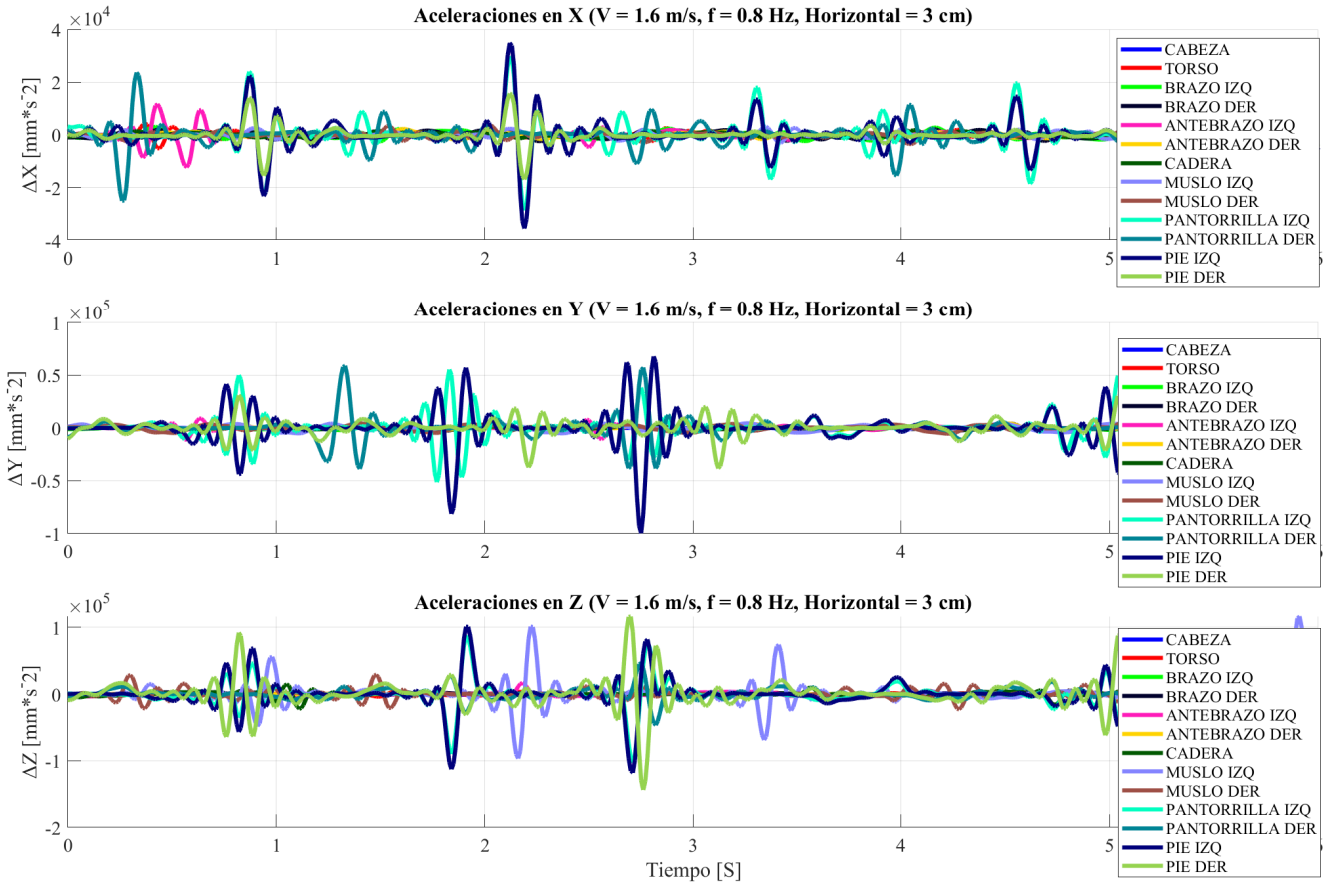


Figura 7.16.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

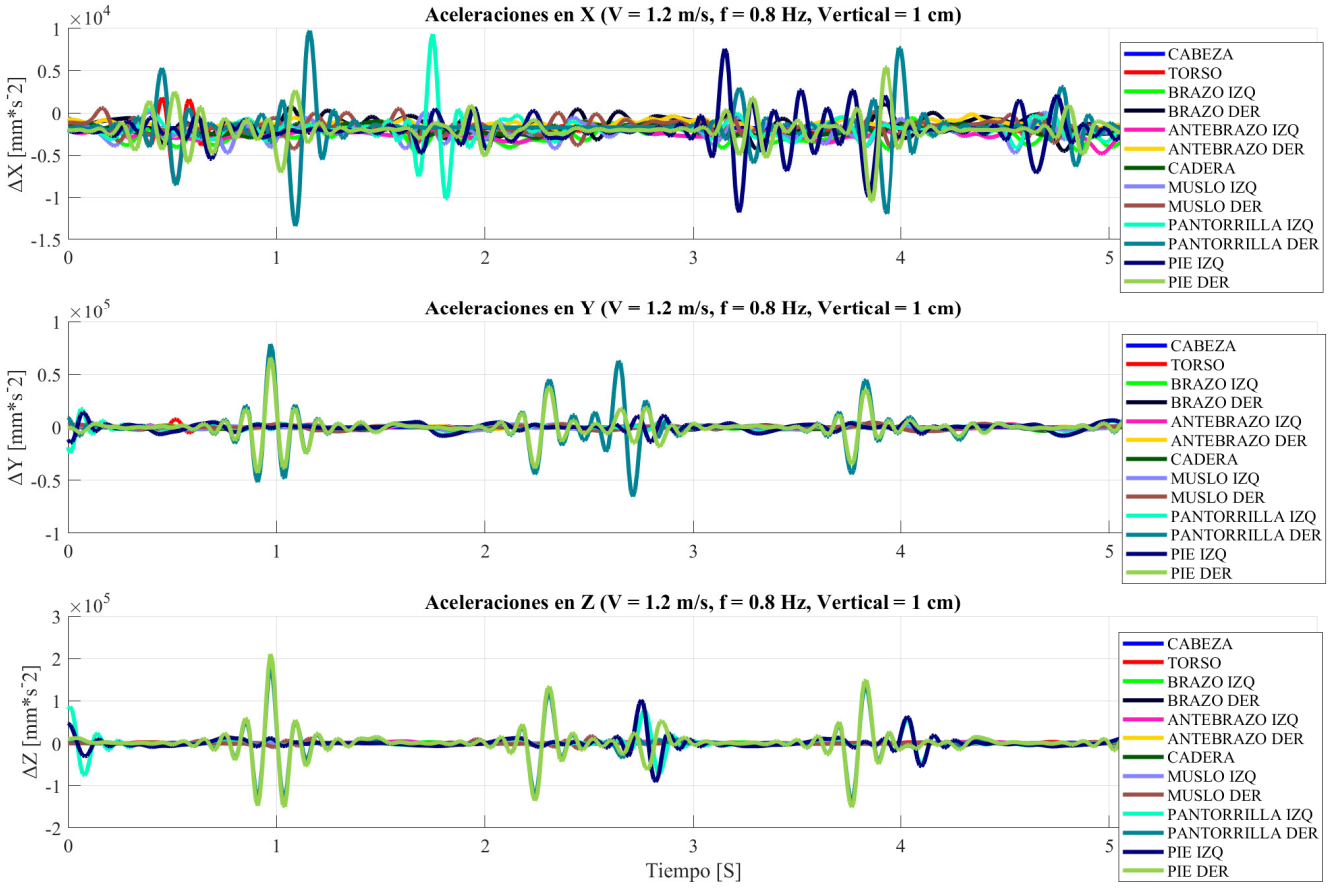


Figura 7.17.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

En las dos primeras gráficas de las aceleraciones (Figuras 7.15 y 7.16), se observan los resultados de las pruebas en las que el sujeto de prueba realizó una marcha a una velocidad de 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento horizontal de tres centímetros con una frecuencia de 0.8 Hz. En la segunda gráfica de la sección de desplazamientos, la configuración experimental se mantuvo idéntica, excepto por la velocidad de marcha del sujeto, que se incrementó a 1.6 m/s. Es importante destacar que, en todas las pruebas horizontales, las frecuencias oscilaron entre 0.8 Hz y 1.2 Hz, mientras que los desplazamientos horizontales se configuraron en valores de uno, dos y tres centímetros.

En las gráficas tres y cuatro de las aceleraciones (Figuras 7.17 y 7.18), se presentan los resultados de las pruebas en las que el sujeto realizó una marcha a 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.8 Hz. En la cuarta gráfica de esta sección, las condiciones experimentales fueron idénticas, excepto por la velocidad de marcha del sujeto, que aumentó a 1.6 m/s. Cabe resaltar que, en todas las pruebas verticales, las frecuencias oscilaron entre 1.8 Hz y 2.2 Hz, mientras que los desplazamientos horizontales se ajustaron a valores de 0.5, 0.75 y 1 cm.

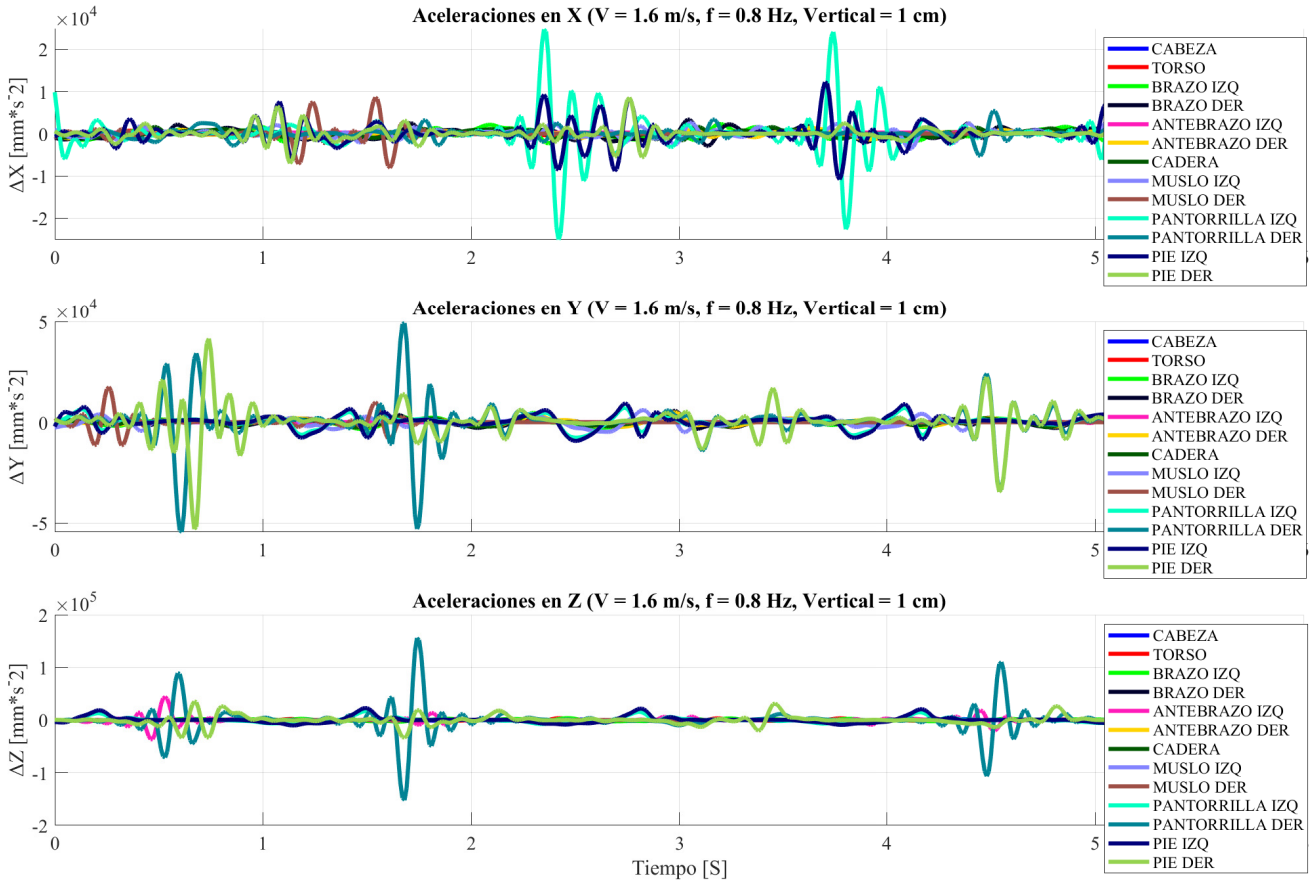


Figura 7.18.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

Cerrando el análisis de las aceleraciones, las gráficas cinco y seis (Figuras 7.19 y 7.20) muestran los resultados de las pruebas en las que el sujeto realizó una marcha a una velocidad de 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba simultáneamente un desplazamiento horizontal de 3 cm con una frecuencia de 0.8 Hz y un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.6 Hz (la frecuencia vertical siendo el doble del horizontal). En la sexta gráfica de esta sección, las condiciones experimentales fueron idénticas, salvo por el aumento de la velocidad de marcha del sujeto a 1.6 m/s. Es importante destacar que, en todas las pruebas con desplazamientos combinados, las frecuencias horizontales variaron entre 0.8 Hz y 1.2 Hz, mientras que las frecuencias verticales oscilaron entre 1.6 Hz y 2.4 Hz. Asimismo, los desplazamientos horizontales se ajustaron a valores de 1, 2 y 3 cm, y los verticales a valores de 0.5, 0.75 y 1 cm.

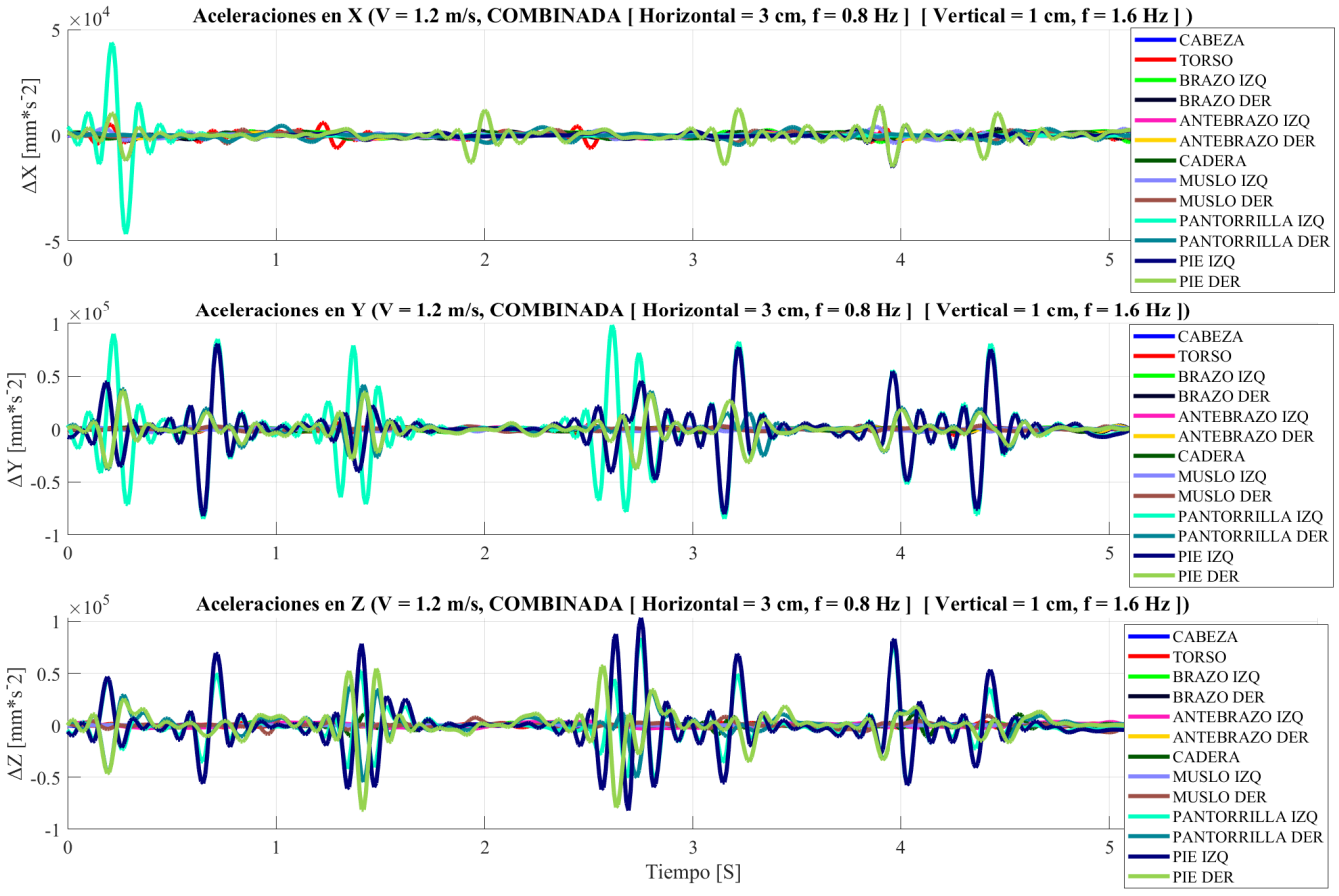


Figura 7.19.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

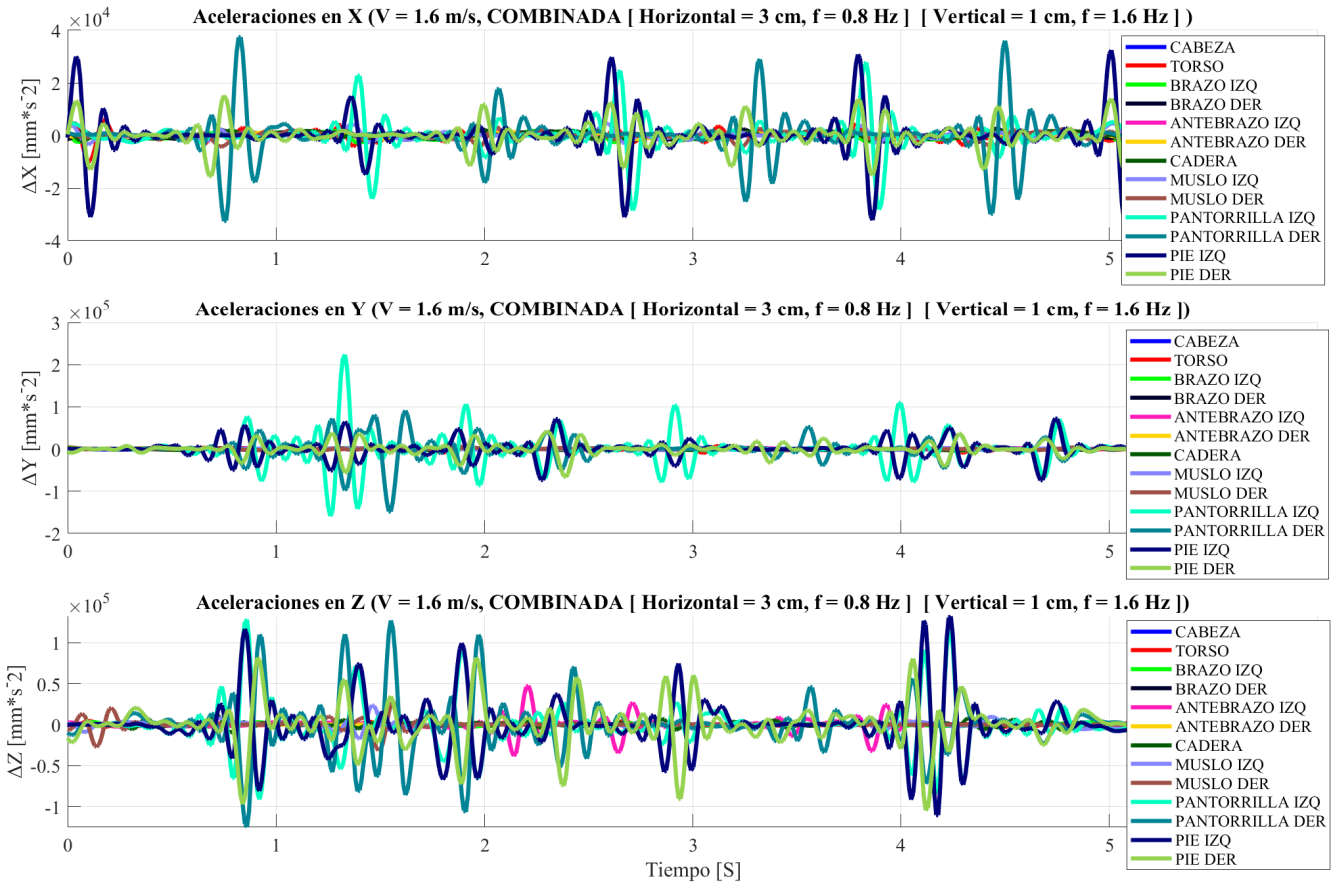


Figura 7.20.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

Al llegar a este punto en los resultados, con los datos de aceleraciones ya analizados, organizados y clasificados por segmento y en cada una de sus coordenadas, se logró alcanzar el objetivo de calcular las fuerzas generadas por el cuerpo humano durante la marcha. Este análisis se complementó con la implementación de la función de transición para la distribución de fuerzas a lo largo del ciclo de marcha humana.

7.1.4 Fuerzas

En las siguientes gráficas se presentan los resultados del análisis de las fuerzas generadas durante la marcha del sujeto de prueba. Estas fuerzas fueron obtenidas mediante la implementación del sistema de adquisición basado en smartphones y se contrastaron con las fuerzas medidas por el sistema comercial de plantillas de presión. Este análisis permite evaluar la precisión y confiabilidad del sistema desarrollado, destacando su capacidad para replicar las fuerzas registradas por una tecnología comercial ampliamente utilizada.

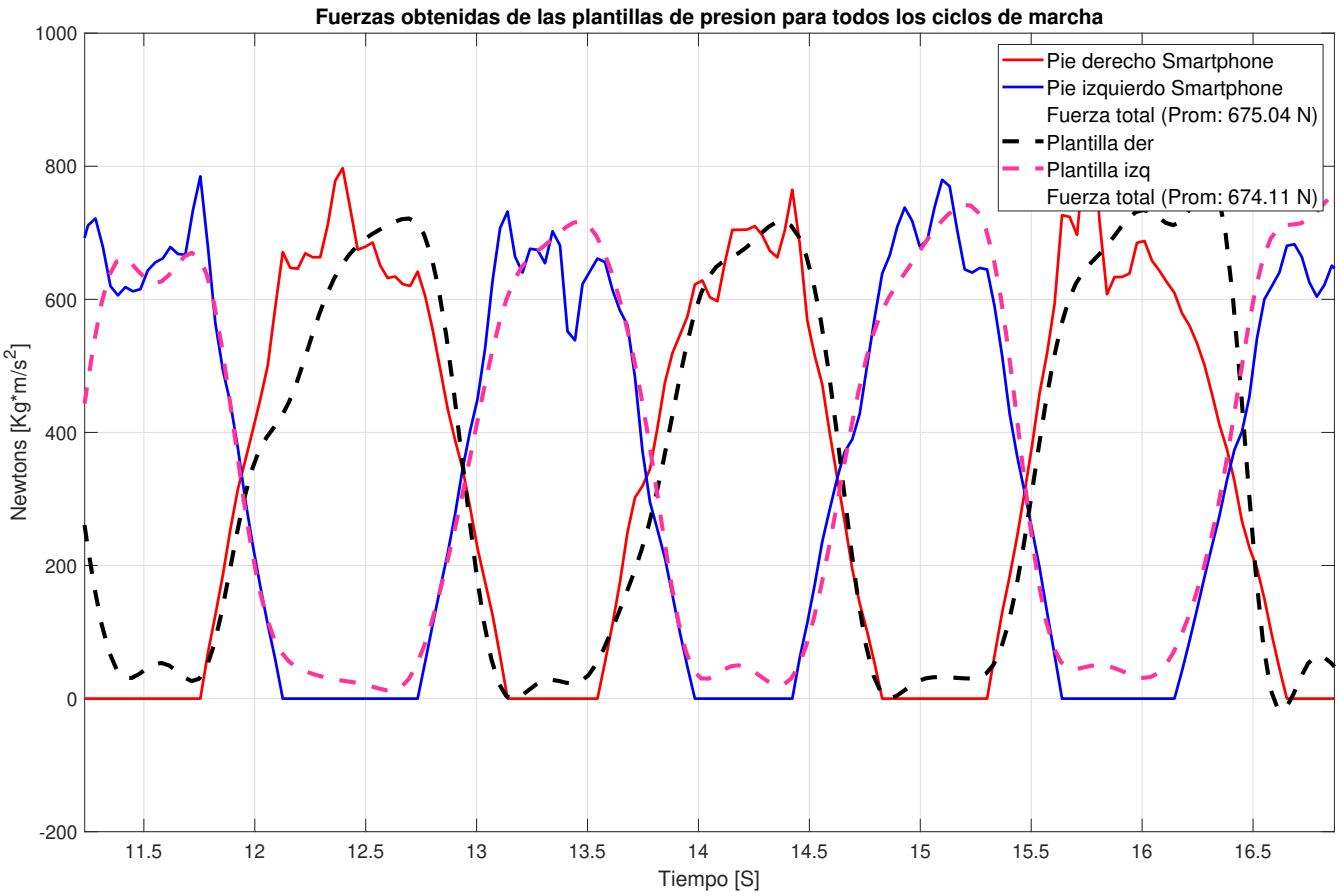


Figura 7.21.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

En cada prueba se realizó un análisis considerando un total de tres ciclos de marcha por cada pie en el caso de las fuerzas obtenidas mediante el sistema de seguimiento

basado en smartphones. Por otro lado, el sistema de plantillas de presión proporcionó directamente la fuerza generada por cada pie. En ambos sistemas, se calculó la fuerza total impuesta por la marcha combinada de ambos pies del sujeto de prueba, así como el promedio de fuerza generada a lo largo del ciclo de marcha. Los resultados de este análisis se presentan en las gráficas correspondientes desde la Figura 7.21 hasta la Figura 7.26.

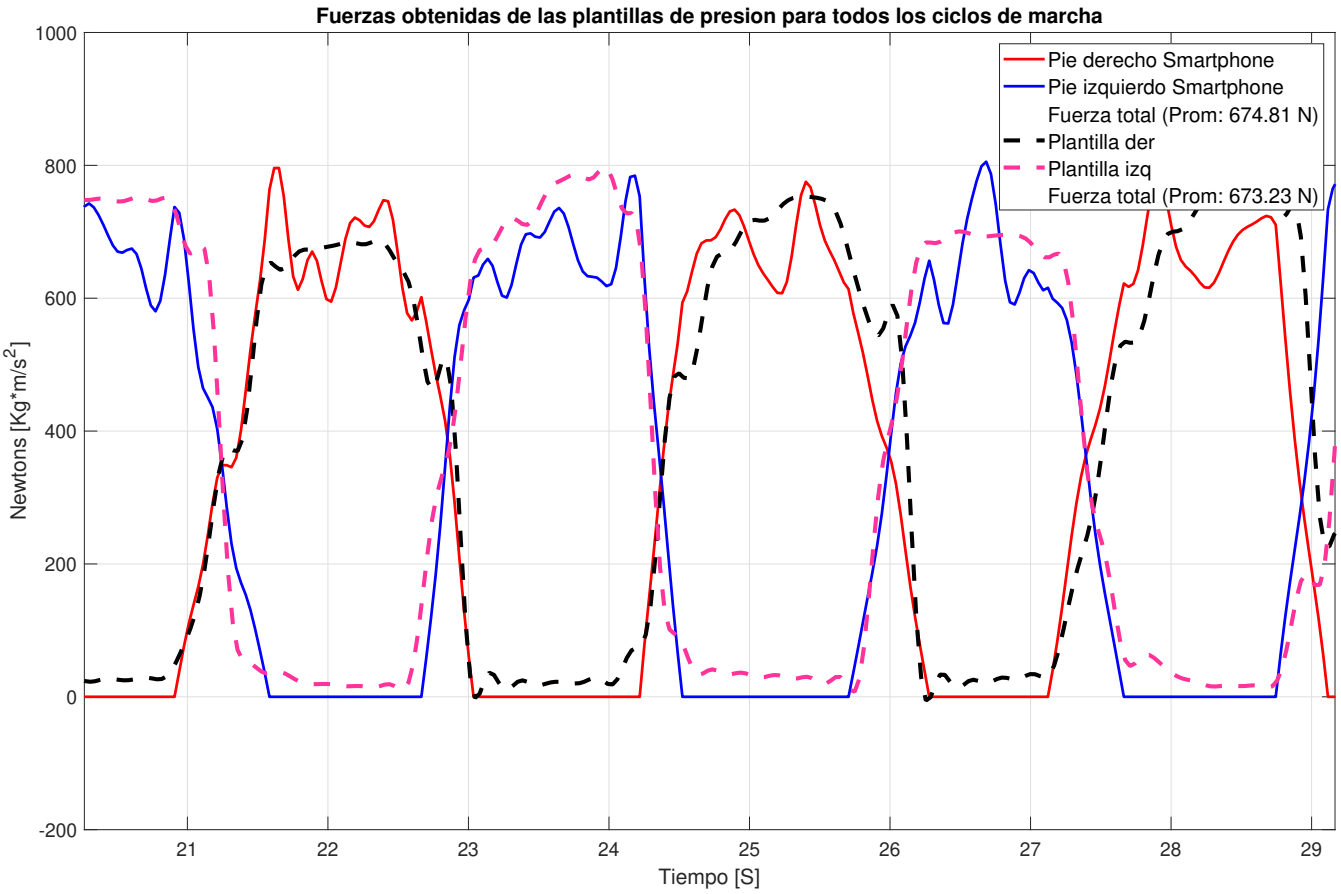


Figura 7.22.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 0.8 Hz, Horizontal = 3 cm).

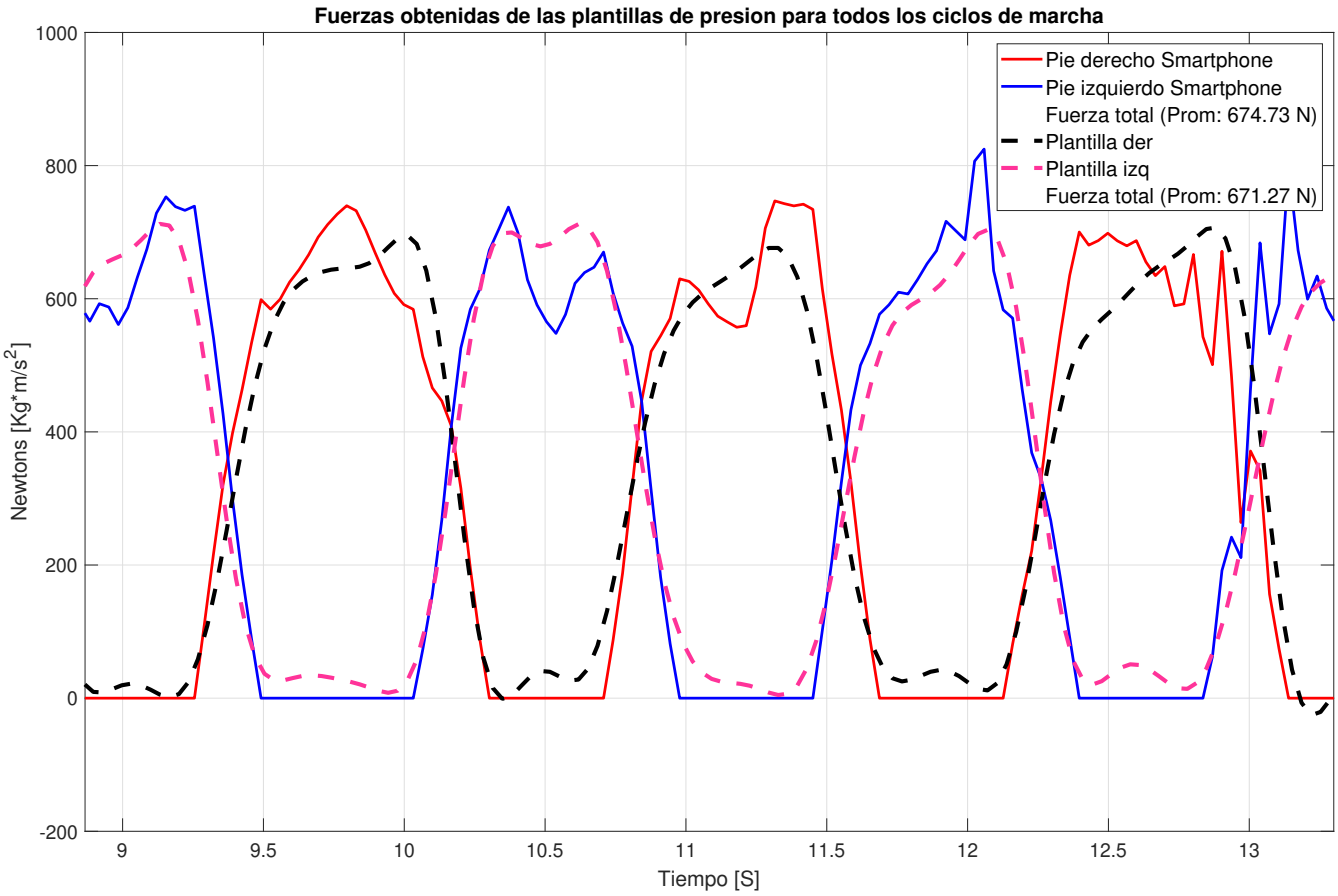


Figura 7.23.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

En las dos primeras gráficas de las fuerzas obtenidas (Figuras 7.21 y 7.22) se presentan los resultados obtenidos tras el análisis detallado de las pruebas realizadas en esta investigación. En estas pruebas, el sujeto de prueba ejecutó una marcha a una velocidad de 1.2 m/s mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento horizontal de tres centímetros con una frecuencia de 0.8 Hz. Estas condiciones experimentales permitieron evaluar las fuerzas generadas durante la interacción dinámica entre el sujeto y la superficie en movimiento. En la segunda gráfica de esta sección, la configuración experimental se mantuvo idéntica, salvo por una única modificación en el incremento de la velocidad a 1.6 m/s. Este cambio permitió analizar el impacto del aumento de velocidad en las fuerzas generadas, destacando cómo estas variaciones afectan tanto la magnitud como la distribución de las fuerzas a lo largo del ciclo de marcha.

Este mismo procedimiento se replicó para los distintos tipos de movimiento, tal como se muestran en las gráficas restantes (Figuras 7.23, 7.24, 7.25 y 7.26). Las gráficas tres y cuatro ilustran los resultados de las pruebas en las que el sujeto de prueba realizó una marcha a una velocidad de 1.2 m/s, mientras la mesa sísmica generaba un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.8 Hz. En la cuarta gráfica, las condiciones experimentales permanecieron idénticas, excepto por un cambio en la velocidad de marcha del sujeto, que se incrementó a 1.6 m/s. Este ajuste permitió observar cómo las fuerzas generadas por el sujeto se comportan frente a un aumento de velocidad en un escenario con movimiento vertical.

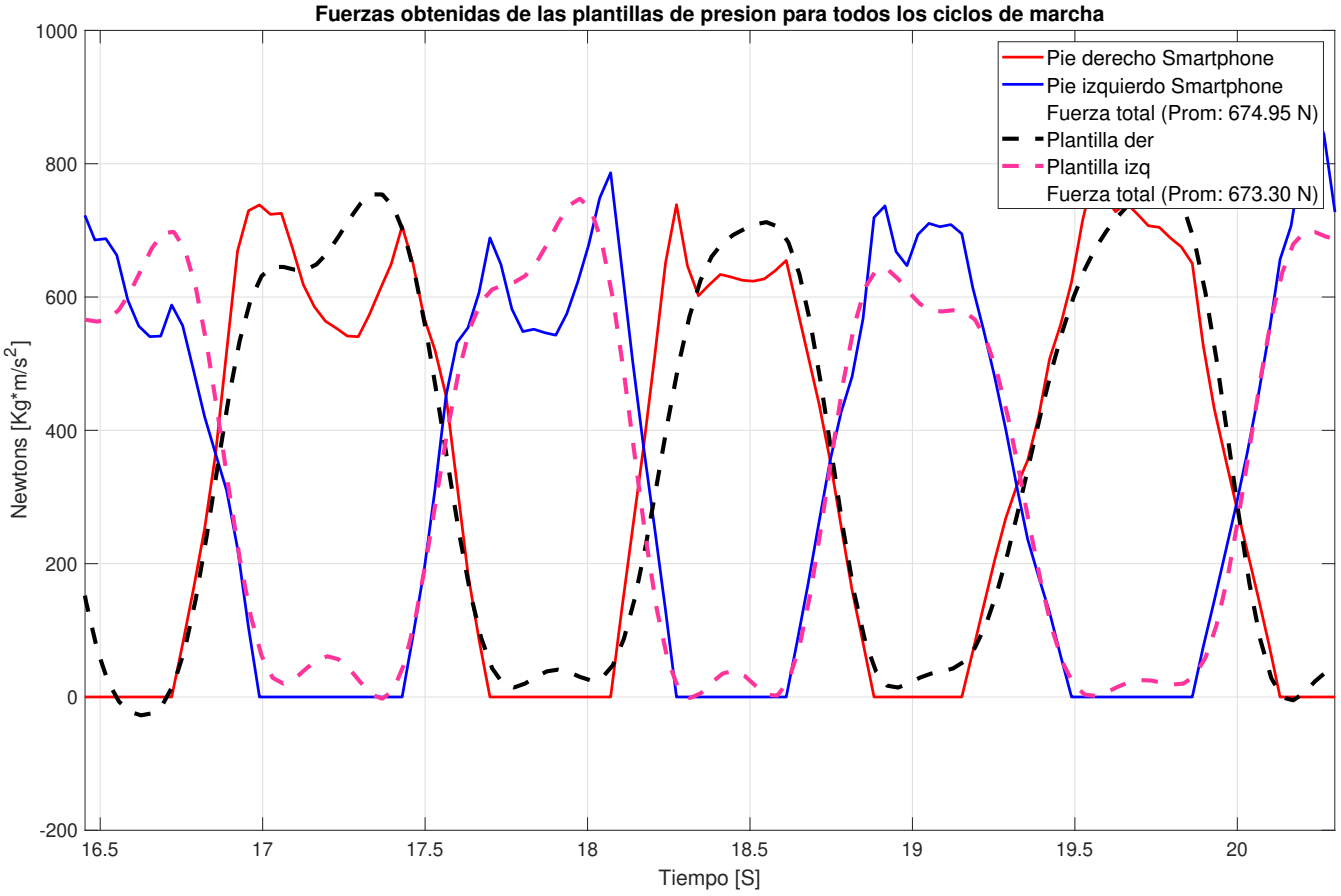


Figura 7.24.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, f = 1.8 Hz, Vertical = 1 cm).

Por otro lado, las gráficas cinco y seis presentan los resultados correspondientes a las pruebas realizadas bajo condiciones más complejas, en las que el sujeto caminó a una velocidad de 1.2 m/s mientras la mesa sísmica generaba de manera simultánea un desplazamiento horizontal de 3 cm con una frecuencia de 0.8 Hz y un desplazamiento vertical de 1 cm con una frecuencia de 1.6 Hz, siendo la frecuencia vertical el doble de la horizontal. En la sexta gráfica, las condiciones experimentales se mantuvieron iguales, salvo por el incremento de la velocidad de marcha del sujeto a 1.6 m/s. Este cambio finalizó el análisis, proporcionando datos valiosos sobre la interacción entre las fuerzas generadas por el sujeto y las condiciones dinámicas combinadas de desplazamientos horizontales y verticales.

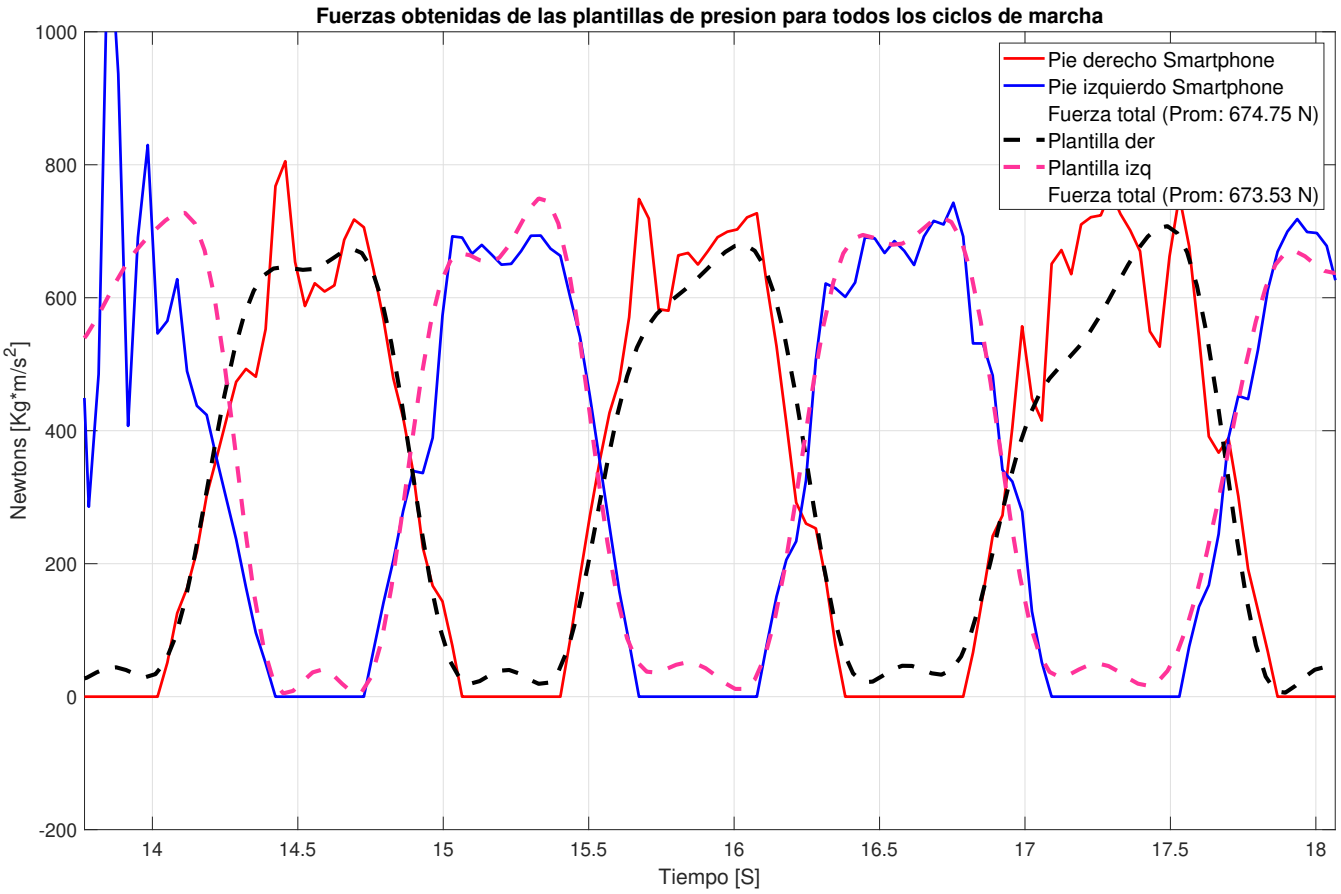


Figura 7.25.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 3 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

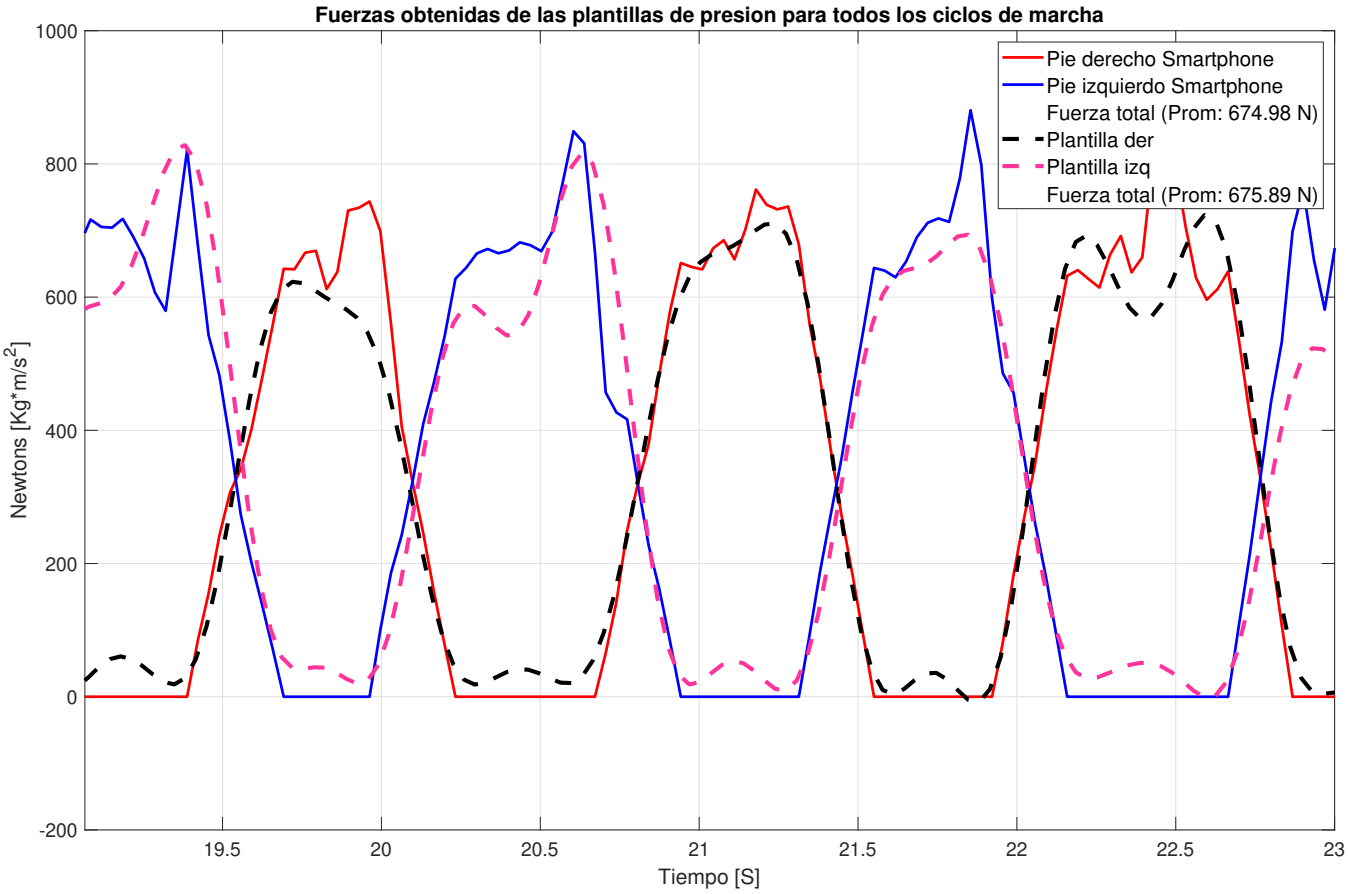


Figura 7.26.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 3 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 3 cm, f = 0.8 Hz] [Vertical = 1 cm, f = 1.6 Hz]).

Estos resultados no solo demuestran la capacidad del sistema desarrollado para capturar fuerzas en distintos escenarios dinámicos, sino que también permiten identificar patrones específicos de interacción humano-estructura, particularmente en condiciones experimentales que simulan escenarios reales con movimientos combinados. Además, se observa una alta consistencia en los datos obtenidos, reflejada en el comportamiento similar de las fuerzas generadas por cada pie en ambos sistemas. La comparación con el sistema comercial de plantillas de presión evidencia una correspondencia notable en la duración de cada pisada y en la distribución de las fuerzas, con ligeras discrepancias atribuibles a la diferencia en las frecuencias de adquisición de los dispositivos. No obstante, estas variaciones no afectan de manera significativa la precisión ni la fiabilidad de los resultados. La similitud entre los sistemas es es-

pecialmente destacable en los valores promedio de las fuerzas totales registradas en cada ensayo, lo que refuerza la validez del sistema propuesto para su aplicación en estudios biomecánicos y estructurales.

Una vez finalizado el proceso de análisis para un sujeto de prueba, se aplicó el mismo procedimiento a los demás sujetos, asegurando que las pruebas se realizaran bajo las mismas condiciones experimentales previamente establecidas. Para cada sujeto, se seleccionó de manera aleatoria una configuración específica entre las múltiples combinaciones posibles, garantizando que los diferentes tipos de movimiento (horizontal, vertical y combinado) fueran evaluados de manera representativa. Posteriormente, se llevó a cabo un análisis comparativo entre los resultados obtenidos mediante el sistema optoelectrónico desarrollado y los datos medidos por las plantillas de presión comerciales.

En la Tabla 7.1 se presentan los datos correspondientes a las fuerzas obtenidas para cada combinación de desplazamiento, velocidad y frecuencia, separadas por tipo de movimiento y sujeto. Las columnas "Smartphonesz "Plantillas"muestran las fuerzas totales medidas (en Newtons) para ambos sistemas, mientras que la columna " % de correlaciónrefleja el grado de similitud entre ambos métodos, calculado utilizando la Ecuación 4.

La implementación de la (Ecuación 4) permitió calcular de manera sistemática el porcentaje de correlación, evaluando la diferencia absoluta entre las fuerzas medidas por los smartphones (U) y las plantillas de presión (W), en relación con el promedio ponderado de ambos sistemas. Este enfoque asegura que las comparaciones sean precisas y robustas, especialmente cuando las magnitudes de las fuerzas son similares. Los resultados reflejan altos porcentajes de correlación en todos los casos, superando consistentemente el 99 %, lo que demuestra la precisión y consistencia del sistema optoelectrónico desarrollado frente a un sistema comercial establecido.

Adicionalmente, para una representación más visual e intuitiva de los datos, se elaboró un diagrama de barras comparativo (Figura 7.27) que muestra las fuerzas medidas por ambos sistemas para cada combinación de parámetros. En el gráfico, las barras se agrupan por tipo de movimiento (horizontal, vertical y combinado) y por sujeto, destacando las similitudes entre los valores obtenidos por los smartphones y las plan-

tillas. Esta representación gráfica facilita la identificación de patrones consistentes y refuerza la confiabilidad del sistema desarrollado.

					Fuerzas [N]		
	Tipo de movimiento	**Desplazamiento [cm]**	**Velocidad [m/s]**	**Frecuencia [Hz]**	**Smartphones**	**Plantillas**	**% de correlación**
Sujeto 1	Horizontal	1.0	1.2	1.2	784.95	783.61	99.89
		1.0	1.6	1.2	785.05	787.91	99.76
	Vertical	0.5	1.2	2.2	784.86	783.82	99.91
		0.5	1.6	2.2	784.88	783.91	99.92
	Combinado	[1.0, 0.5]	1.2	[1 .1, 2.2]	784.72	785.83	99.91
		[1.0, 0.5]	1.6	[1 .1, 2.2]	784.84	783.17	99.86
Sujeto 2	Horizontal	2.0	1.2	1.0	667.08	668.74	99.83
		2.0	1.6	1.0	667.12	669.49	99.76
	Vertical	0.75	1.2	2.0	667.16	668.05	99.91
		0.75	1.6	2.0	667.03	668.48	99.86
	Combinado	[2.0 , 0.75]	1.2	[1.0 , 2.0]	666.91	665.72	99.88
		[2.0 , 0.75]	1.6	[1.0 , 2.0]	667.01	668.83	99.82
Sujeto 3	Horizontal	3.0	1.2	0.8	675.04	674.11	99.91
		3.0	1.6	0.8	674.81	673.23	99.84
	Vertical	1.0	1.2	1.8	674.73	671.27	99.66
		1.0	1.6	1.8	674.95	673.3	99.84
	Combinado	[3.0 , 1.0]	1.2	[0.8 , 1.6]	674.75	673.53	99.88
		[3.0 , 1.0]	1.6	[0.8 , 1.6]	674.98	675.89	99.91

Tabla 7.1.: Resumen de los resultados de fuerzas obtenidas por los sistemas de smartphones y plantillas.

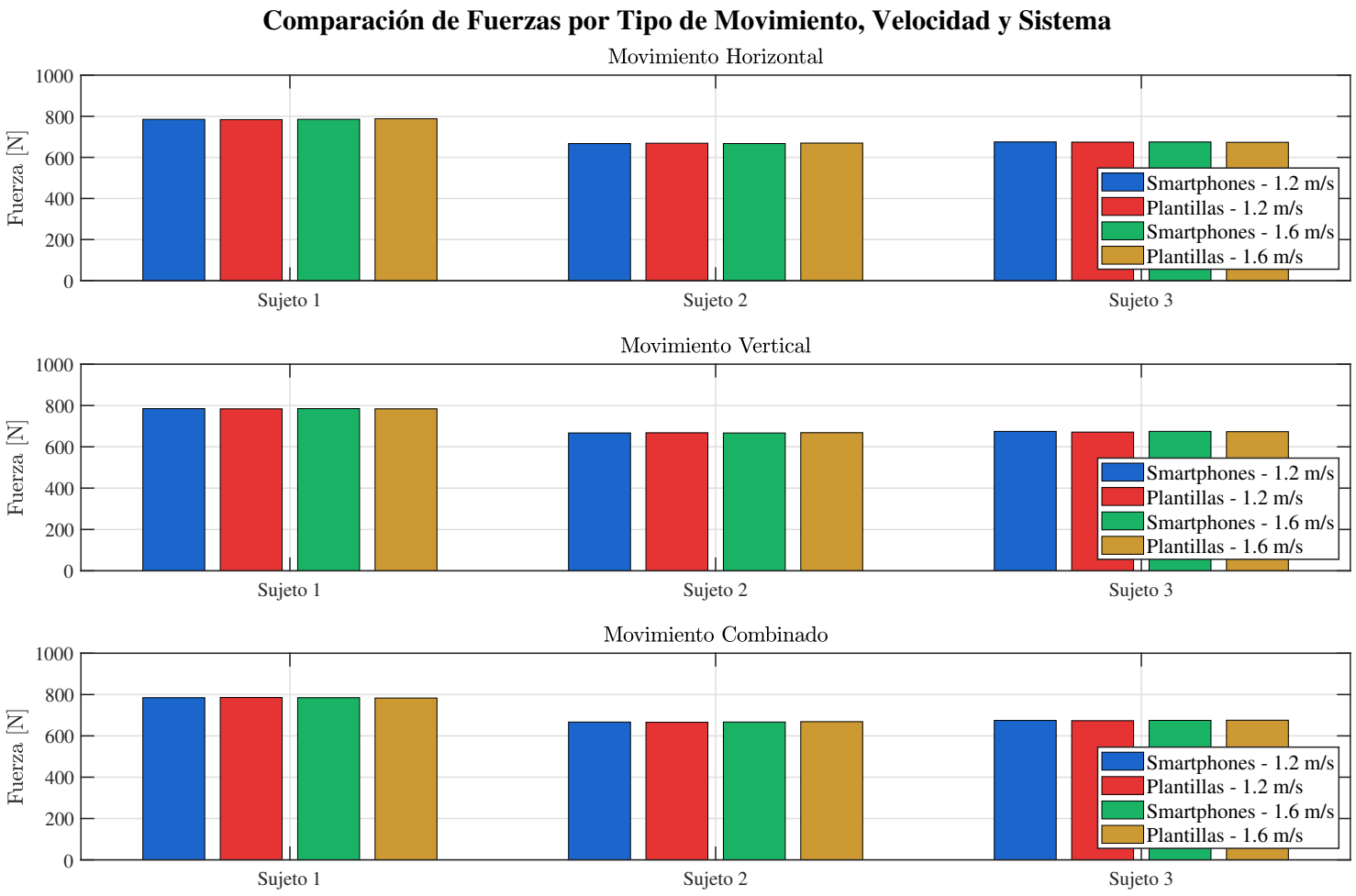


Figura 7.27.: Comparación de Fuerzas Medidas por Smartphones y Plantillas de Presión en Diferentes Tipos de Movimiento y Sujetos de Prueba

8. CONCLUSIONES

La presente investigación realizó aportes significativos al campo de la ingeniería civil y la interacción humano-estructura (IHE). El desarrollo de un sistema optoelectrónico basado en dispositivos móviles demostró ser una solución técnicamente robusta y económicamente accesible frente a sistemas comerciales como Vicon u Optitrack. Este sistema logró una notable correlación de precisión, alcanzando más del 97 % en desplazamientos horizontales y el 89 % en desplazamientos verticales en comparación con una mesa sísmica instrumentada. La eficacia del sistema se evidenció en su capacidad para realizar un seguimiento preciso de puntos antropométricos, identificar patrones anormales en la marcha a través de ángulos relativos y analizar cómo los sujetos de prueba ajustaron sus movimientos para mantener el equilibrio o adaptarse a las perturbaciones externas generadas por la mesa sísmica. Además, la comparación de fuerzas arrojó una precisión promedio del 99.8 % en los ciclos de marcha, consolidando al sistema como una metodología confiable para evaluar dinámicamente las fuerzas inducidas por la marcha humana en estructuras sometidas a excitaciones armónicas.

Desde una perspectiva económica y tecnológica, este sistema optoelectrónico representó un avance significativo al reducir los costos asociados a la implementación y análisis sin comprometer la precisión ni la confiabilidad. Esto incluyó tanto el diseño y fabricación de los marcadores activos como el uso de cámaras económicas de smartphones, lo que convirtió al sistema en una herramienta accesible para investigaciones experimentales en ingeniería estructural. Su diseño modular y adaptable le confirió una alta versatilidad, permitiendo su aplicación en diversos entornos y ampliando su escalabilidad, posicionándolo como una alternativa viable para estudios en laboratorios con recursos limitados o incluso para ensayos en campo.

Técnicamente, la investigación abordó rigurosamente los efectos de las superficies con movimiento armónico en la marcha humana, analizando las frecuencias y amplitudes de oscilación. Este enfoque permitió caracterizar de manera detallada la interacción humano-estructura y simular escenarios dinámicos realistas para evaluar las cargas

que actuaron sobre estructuras modernas. En particular, estas simulaciones resultaron fundamentales para diseñar y evaluar estructuras construidas con materiales ligeros y geometrías flexibles, las cuales fueron más susceptibles a vibraciones inducidas por cargas humanas, como puentes peatonales o graderías. Los datos obtenidos sirvieron como base para desarrollar soluciones más efectivas y seguras para este tipo de estructuras.

La implementación de marcadores activos diseñados específicamente, junto con algoritmos avanzados de análisis en MATLAB, permitió la obtención de datos cinemáticos de alta precisión, como posiciones, ángulos articulares y aceleraciones segmentales. Este enfoque destacó por ofrecer una relación costo-beneficio significativamente superior a la de los sistemas comerciales tradicionales, democratizando el acceso a tecnologías de análisis cinemático. Además, abrió nuevas posibilidades para realizar estudios dinámicos detallados con recursos limitados, permitiendo no solo el análisis de patrones de marcha, sino también aplicaciones más amplias, como la evaluación de daños estructurales, el diagnóstico de patologías relacionadas con el movimiento humano o alteraciones superficiales, y el monitoreo continuo de estructuras. Esto amplió la aplicabilidad del sistema optoelectrónico, adaptándose a los objetivos y escenarios que requiriera cada estudio.

Finalmente, esta investigación contribuyó al cuerpo de conocimiento en interacción humano-estructura al proporcionar datos experimentales que pudieron servir de base para la formulación de normativas más precisas y adaptadas a las necesidades actuales de diseño estructural. No obstante, se identificaron limitaciones en términos de tiempo de procesamiento y el alto consumo computacional requerido para analizar los datos obtenidos, lo que limitó parcialmente la eficiencia del sistema en su forma actual. A futuro, se recomendó explorar metodologías que permitieran un procesamiento más rápido y eficiente, especialmente en ambientes menos controlados, como espacios con alta iluminación o presencia de ruido en las imágenes. Además, la integración de sistemas de procesamiento basados en servidores en línea podría optimizar significativamente el tiempo de análisis, permitiendo aplicaciones más prácticas y en tiempo real, lo que aumentaría aún más el alcance y la viabilidad del sistema en escenarios dinámicos.

9. BIBLIOGRAFÍA

Ahmadi, E., Caprani, C., Zivanović, S., Evans, N., y Heidarpour, A. (2018). A framework for quantification of human-structure interaction in vertical direction. *Journal of Sound and Vibration*. doi: 10.1016/J.JSV.2018.06.054

Aux, C. B. R. C. M. J. T. P., Juan. (2024, 08). Evaluation of vertical human-structure interaction on a pedestrian bridge using a predictive human gait model. *Structural control and health monitoring*, *2024*, 12. doi: 10.1155/2024/8880701

Caicedo Rodríguez, V. L. S. S. S. W. R. C. L., Pablo. (2017, 11). Protocolo de evaluación de un sistema para medición de parámetros de tiempo de la marcha humana..

Cano Domínguez, S. (2021). Identificación de la marcha humana utilizando cámaras de smartphones.

Cardona, Y. J. H. F. L. G. G. C. C. E. S. V. K., M. (2020). Gait capture systems. *Lecture notes in mechanical engineering*, *10*(3), 27–42. doi: 10.1007/978-981-15-4732-4_3

Carroll, S., Owen, J., y Hussein, M. (2013). Reproduction of lateral ground reaction forces from visual marker data and analysis of balance response while walking on a laterally oscillating deck. *Engineering Structures*, *49*, 1034–1047.

Castillo, B., Marulanda, J., y Thomson, P. (2024). Experimental evaluation of pedestrian-induced multiaxial gait loads on footbridges: Effects of the structure-to-human interaction by lateral vibrating platforms. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *24*. doi: 10.3390/s24082517

CCP-14. (2014). *Norma colombiana de diseño de puentes*. Asociación Colombiana de Ingeniería Sísmica.

Corral Malla, G. (2020). Desarrollo de marcadores activos para aplicaciones de captura de movimiento 3d.

Dang, H. V., y Živanović, S. (2015). Experimental characterisation of walking locomotion on rigid level surfaces using motion capture system. *Engineering Structures*, *91*, 141–154.

Demestre, L., Morin, P., May, F., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C., y Dumont, G. (2022). Motion-based ground reaction forces and moments prediction method for interaction with a moving and/or non-horizontal structure. *Journal of Biomechanical Engineering*. Descargado de https://consensus.app/papers/motionbased-ground-reaction-forces-and-moments-demestre-morin/e946c71c9625500a9f9d26c23385f4f5/?utm_source=chatgpt doi: 10.1115/1.4054835

Ehsan Ahmadi, S. N. E. A. H., Colin Caprani. (2018). A framework for quantification of human-structure interaction in vertical direction. *Journal of sound and vibration*, *432*, 351-372. Descargado de https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022460X1830422X doi: https://doi.org/10.1016/j.jsv.2018.06.054

Gao, F., Cao, L., y Li, X. (2018). Study on human-structure dynamic interaction in civil engineering. *E3S Web of Conferences*, *38*, 03013. doi: 10.1051/E3SCONF/20183803013

Gaspar, C., Caetano, E., Moutinho, C., y Silva, J. G. (2019). Active human-structure interaction during jumping on floors. *Structural Control and Health Monitoring*. doi: 10.1002/stc.2466

Gonzalez, R. C., y Woods, R. E. (2018). *Digital image processing* (4th ed.). London, UK: Pearson Education.

Han, Z., y Huang, S. (2021). The influence of human-structure interaction on structural dynamic properties. *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, *787*. doi: 10.1088/1755-1315/787/1/012124

Juveriyah, H., y Moharkan, M. J. (2023). Comprehensive survey on human motion tracking system. En *Proceedings of the 2nd international conference on automation, computing and renewable systems (icacrs)* (pp. 1380–1387). IEEE. doi: 10.1109/ICACRS58579.2023.10405344

Kumar, D., y Moghis, M. (2018). Human-structure dynamic interaction. Descargado de https://consensus.app/papers/humanstructure-dynamic-interaction-kumar-moghis/e11fc197c32c51948d802fb4614eff0c/?utm_source=chatgpt

Marinetto, E., García-Mato, D., GarcíA, A., Martínez, S., Desco, M., y Pascau, J. (2018). Multicamera optical tracker assessment for computer aided surgery applications. *IEEE Access*, *6*, 64359–64370.

Nariño Lescay, R., Alonso Becerra, A., y Hernández González, A. (2016). Antropometría. análisis comparativo de las tecnologías para la captación de las dimensiones antropométricas. *Revista Eia*(26), 47–59.

NSR-10. (2010). *Norma Colombiana de Diseño y Construcción Sismo Resistente*. Asociación Colombiana de Ingeniería Sísmica.

Sánchez, J. A., Gómez, D., y Thomson, P. (2013). Análisis de la interacción humano-estructura en puentes peatonales de santiago de cali. *Dyna*, *80*(177), 86–94.

Voloshina, A. S., y Ferris, D. P. (2018). Design and validation of an instrumented uneven terrain treadmill. *Journal of Applied Biomechanics*, *34*(3), 236–239. Descargado de https://consensus.app/papers/design-and-validation-of-an-instrumented-uneven-terrain-voloshina-ferris/87315611499b58e5895fbe7d81970b45/?utm_source=chatgpt doi: 10.1123/jab.2016-0322

Wang, H., Ge, Q., Zeng, D., Zhang, Z., y Chen, J. (2023). Human-induced vibration serviceability: From dynamic load measurement towards the performance-based structural design. *Buildings*. doi: 10.3390/buildings13081977

Wei, X., y Zivanović, S. (2018). Frequency response function-based explicit framework for dynamic identification in human-structure systems. *Journal of Sound and Vibration*, *422*, 453-470. doi: 10.1016/J.JSV.2018.02.015

Zachary Merrill, R. C., Subashan Perera. (2019). Predictive regression modeling of body segment parameters using individual-based anthropometric measurements. *Journal of biomechanics*, *96*, 109349. Descargado de https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192901930572X doi: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109349

Zhang, Z. (2000). A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, *22*(11), 1330-1334. doi: 10.1109/34.888718

10. ANEXOS

10.1 Sujeto de prueba 2:

10.2 Desplazamientos

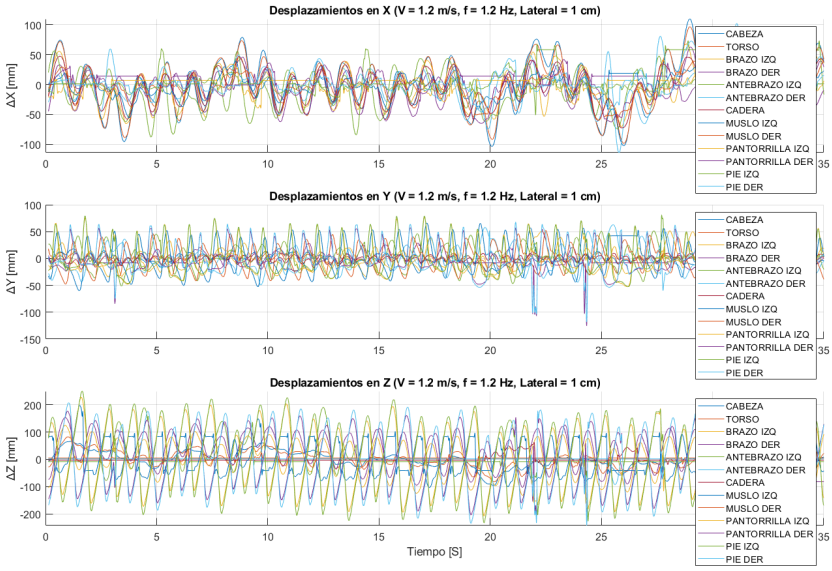


Figura 10.1.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

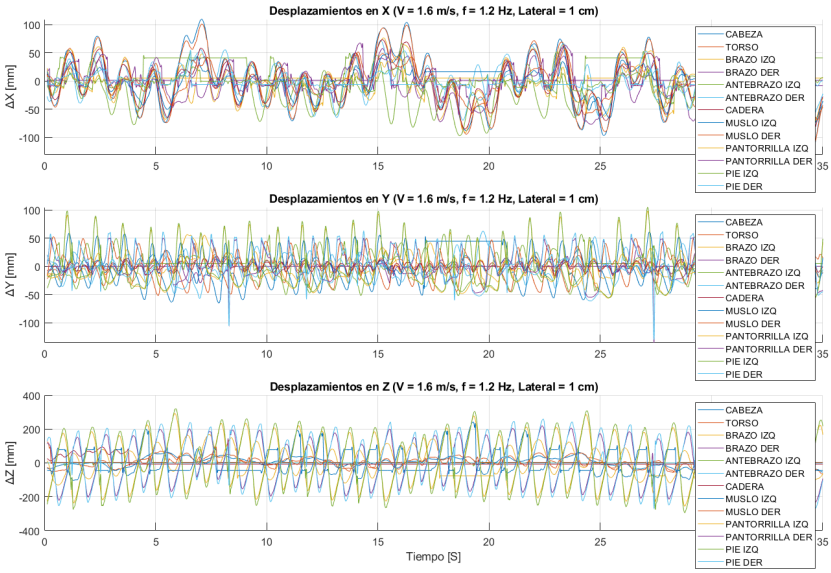


Figura 10.2.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

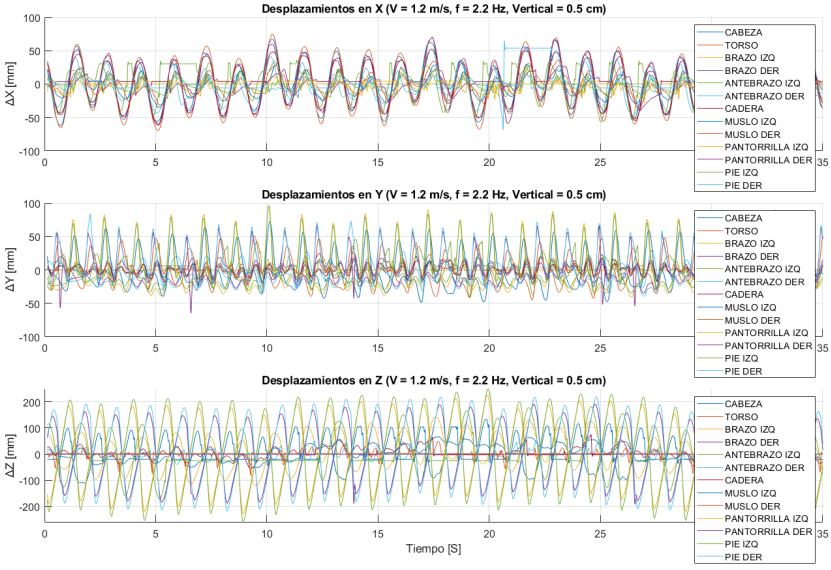


Figura 10.3.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

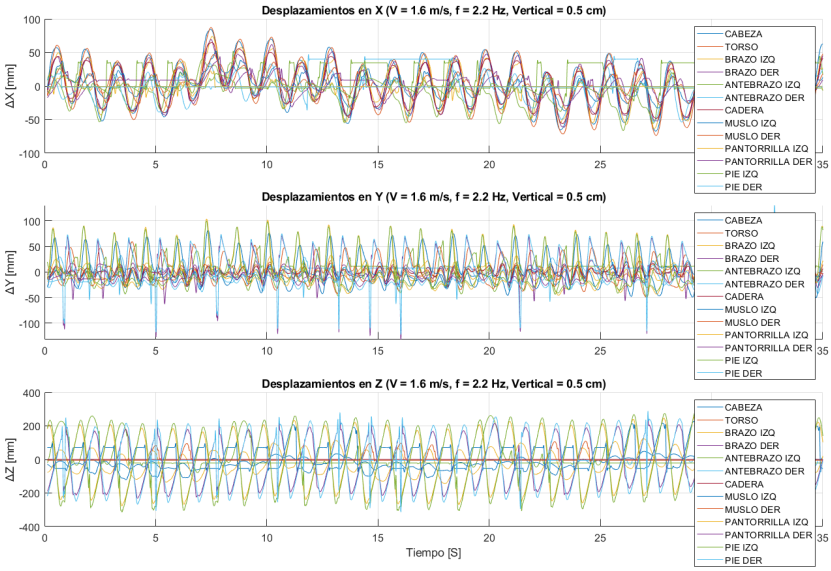


Figura 10.4.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

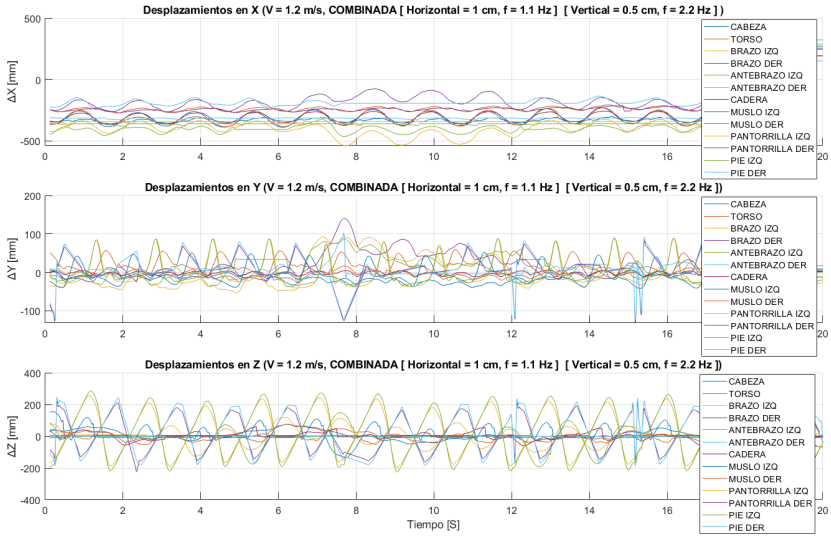


Figura 10.5.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

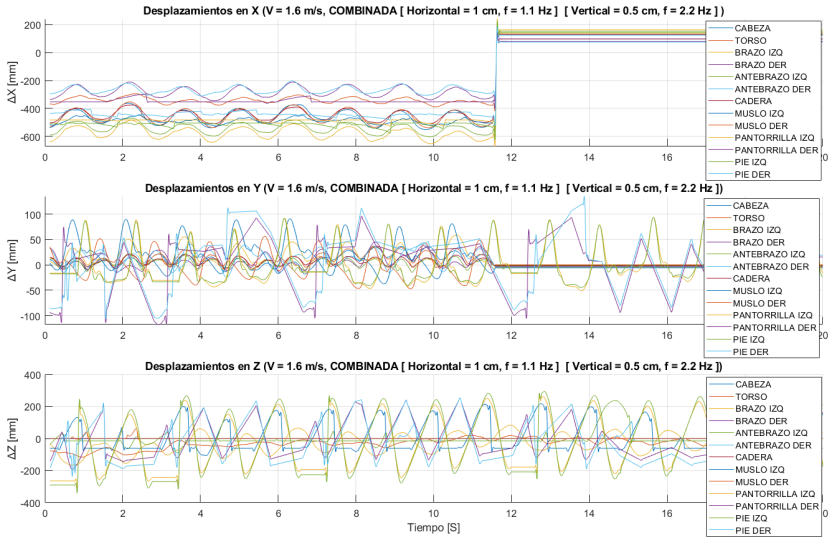


Figura 10.6.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

10.3 Ángulos

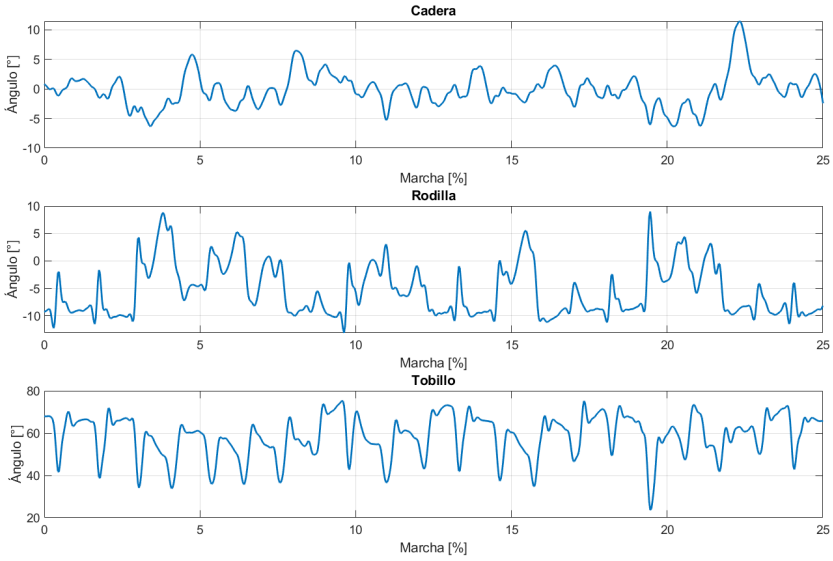


Figura 10.7.: Ángulos relativos principales del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

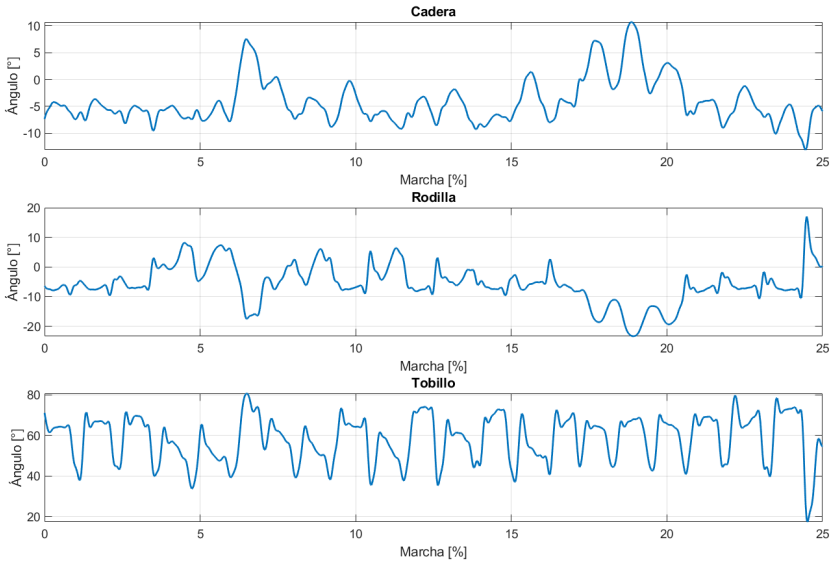


Figura 10.8.: Ángulos relativos principales del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

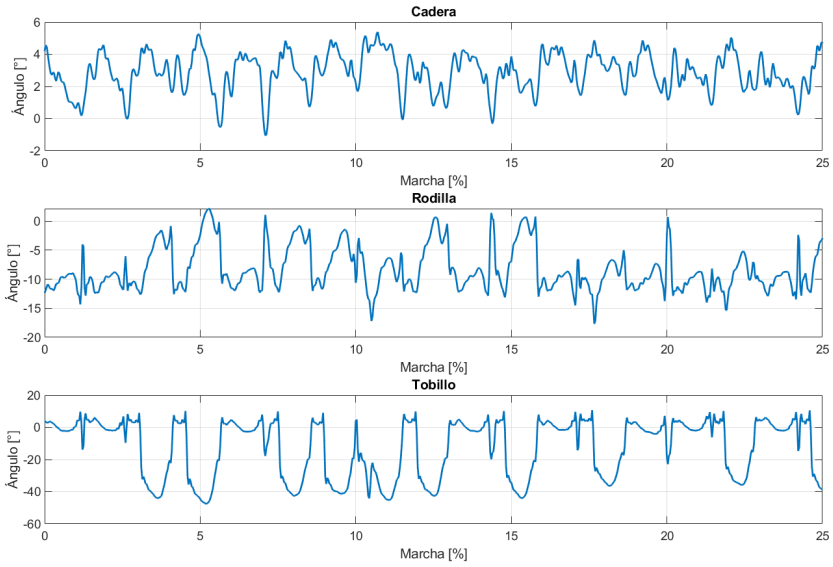


Figura 10.9.: Ángulos relativos principales del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

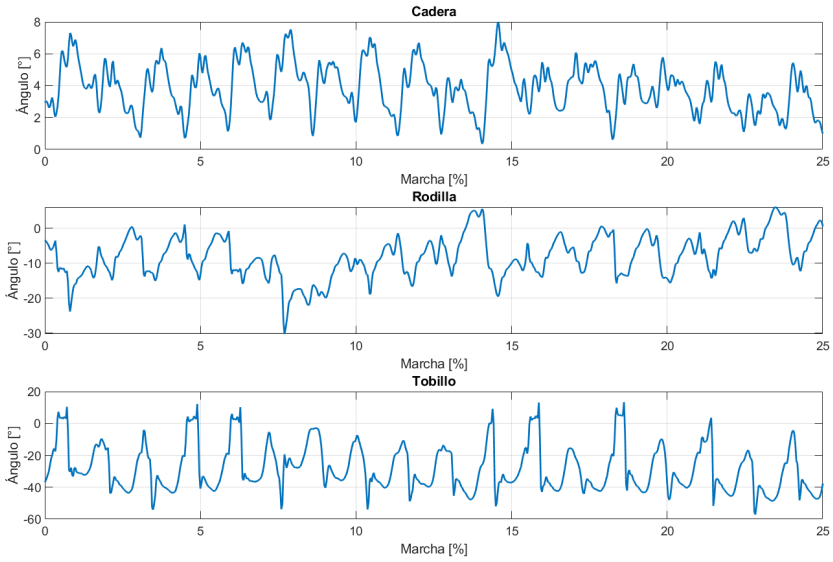


Figura 10.10.: Ángulos relativos principales del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

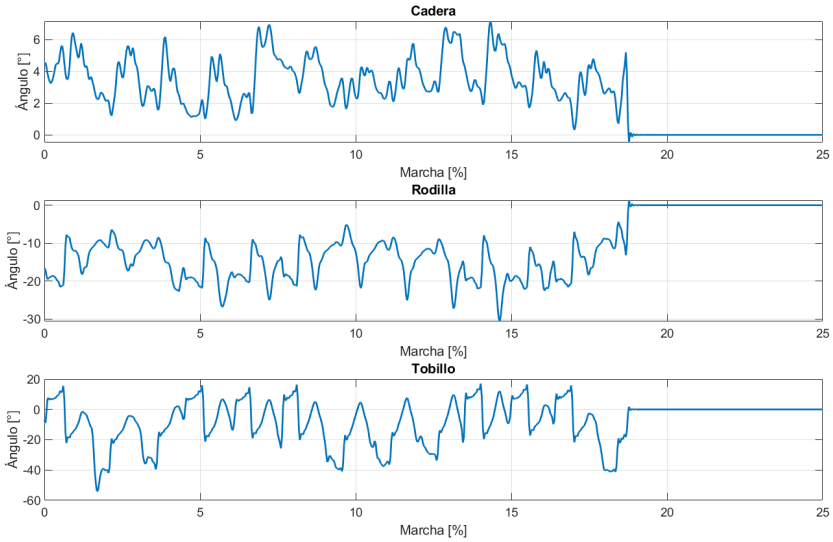


Figura 10.11.: Ángulos relativos principales del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

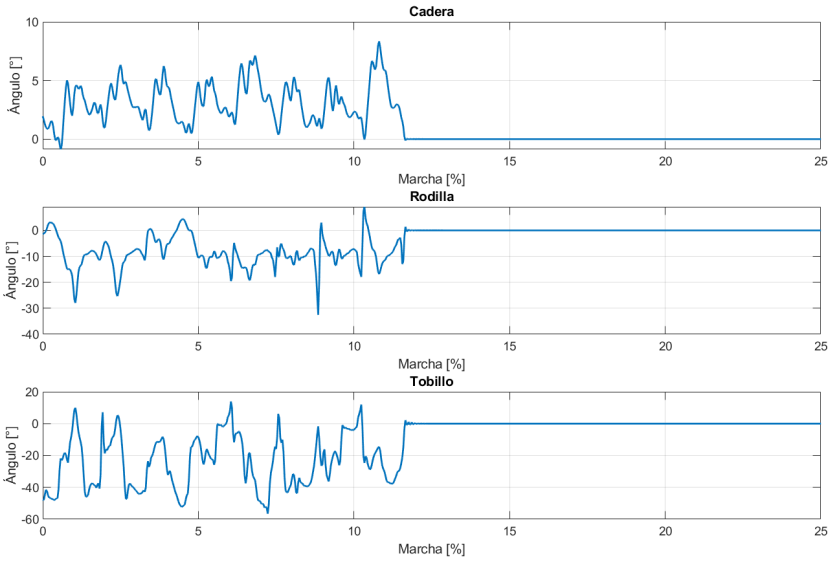


Figura 10.12.: Ángulos relativos principales del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

10.4 Aceleraciones

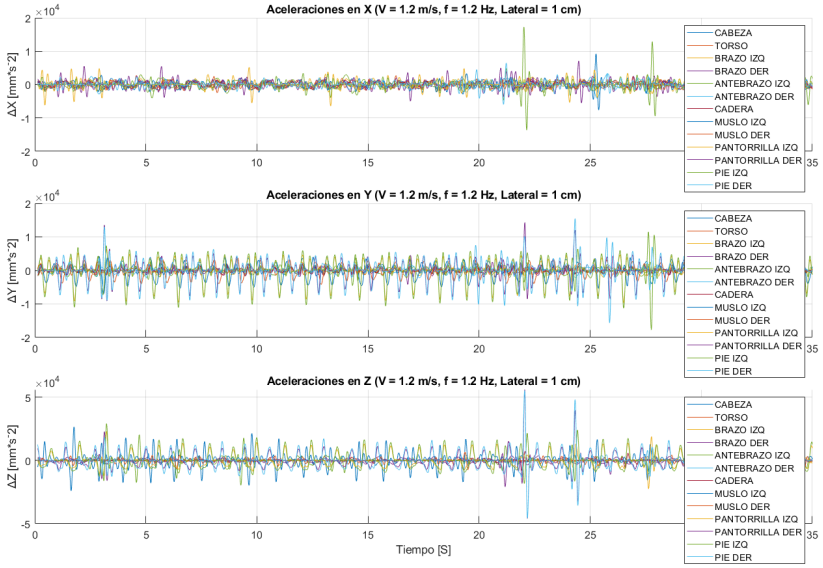


Figura 10.13.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

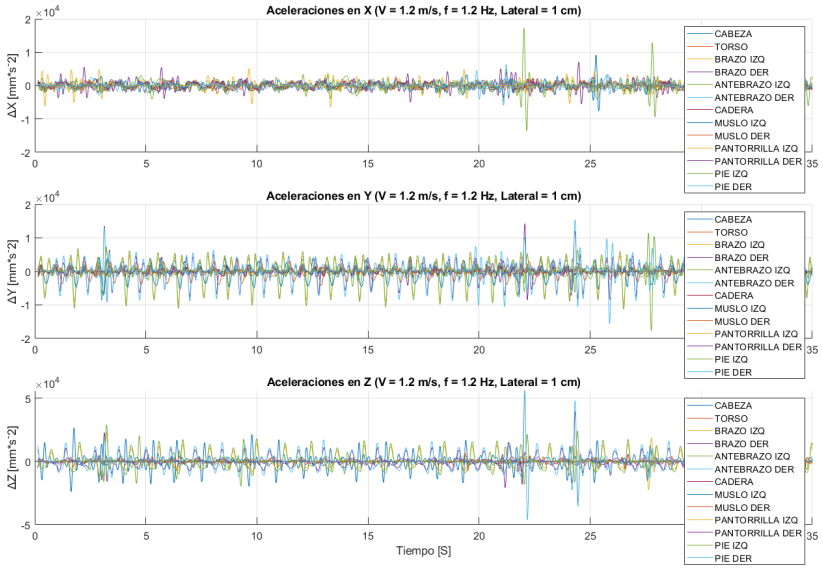


Figura 10.14.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

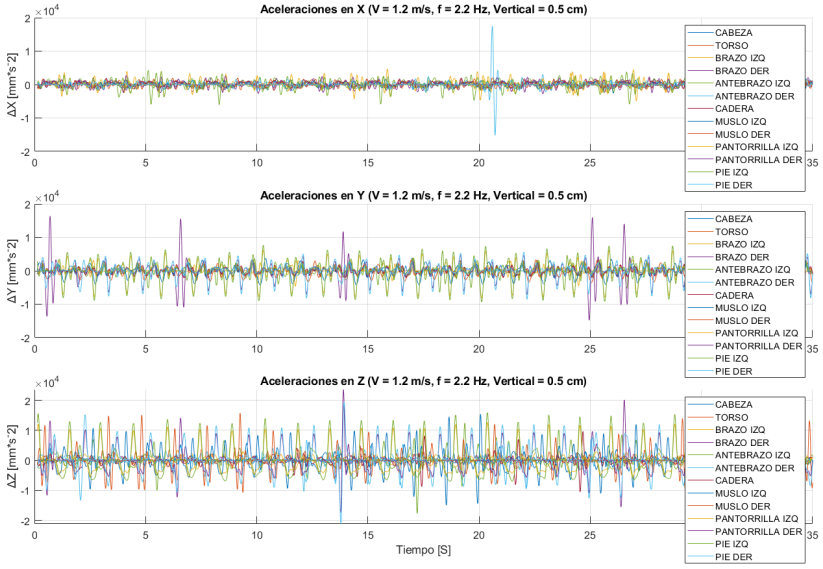


Figura 10.15.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

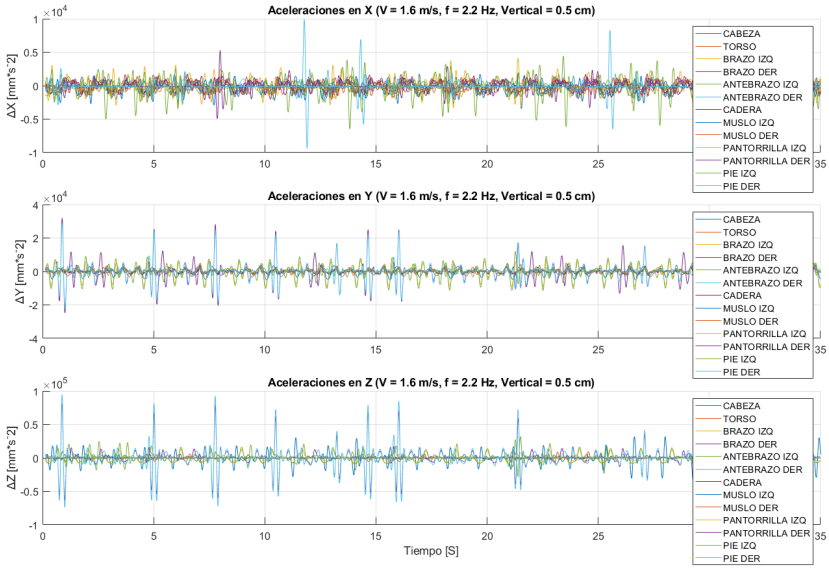


Figura 10.16.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

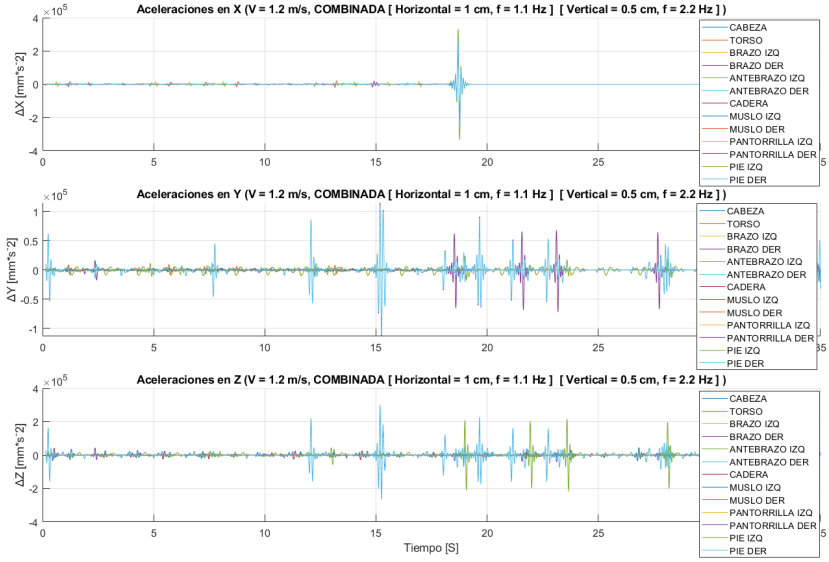


Figura 10.17.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

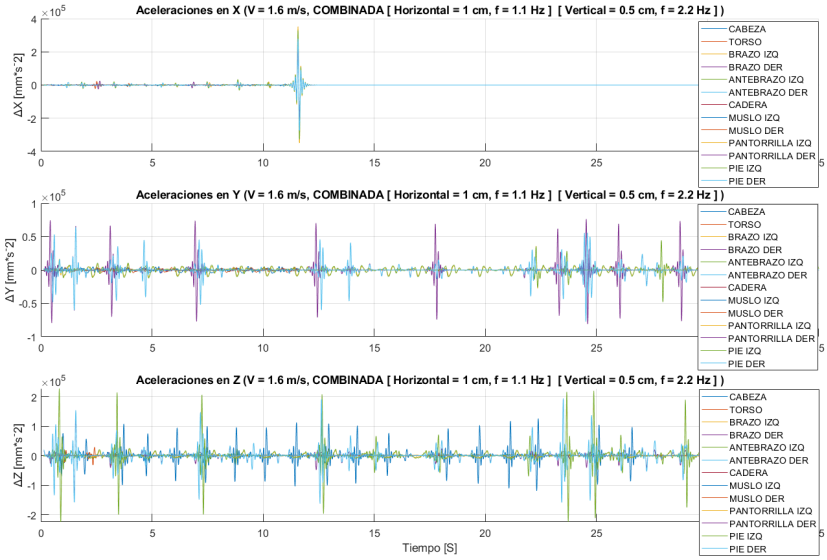


Figura 10.18.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

10.5 Fuerzas

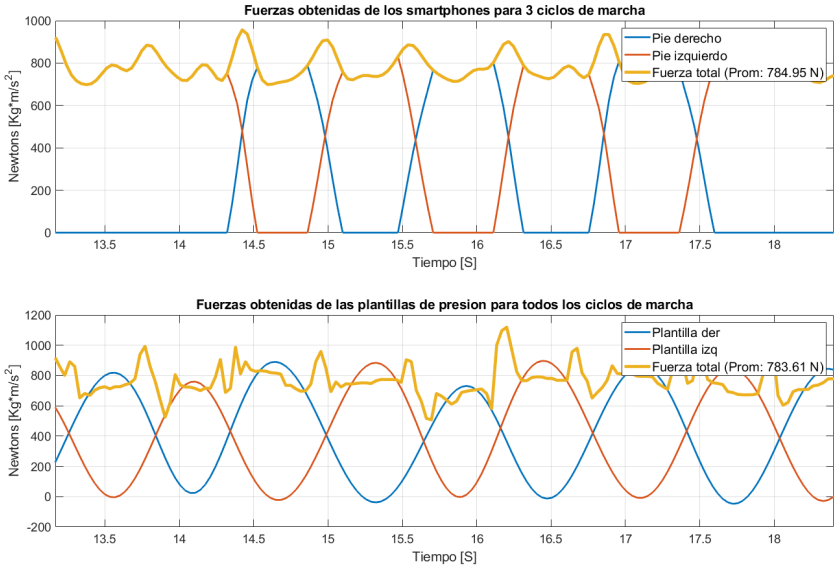


Figura 10.19.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

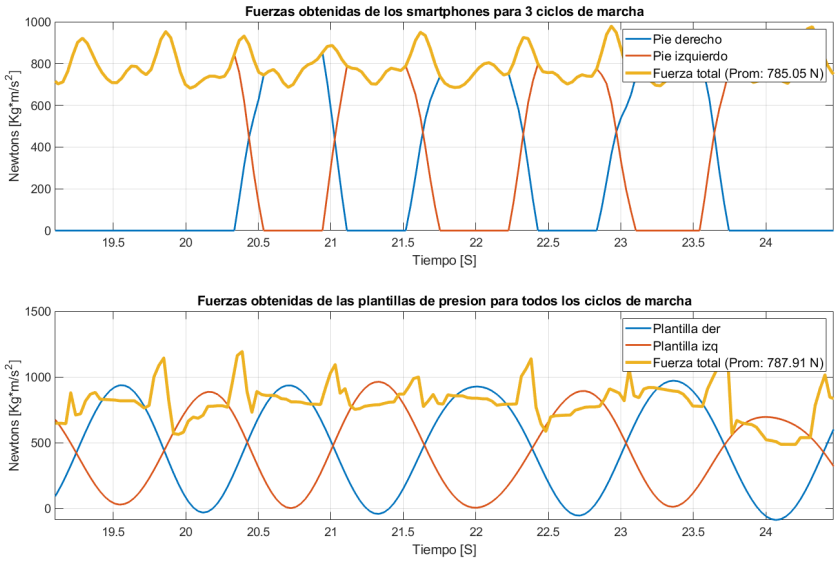


Figura 10.20.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 1.2 Hz, Lateral = 1 cm).

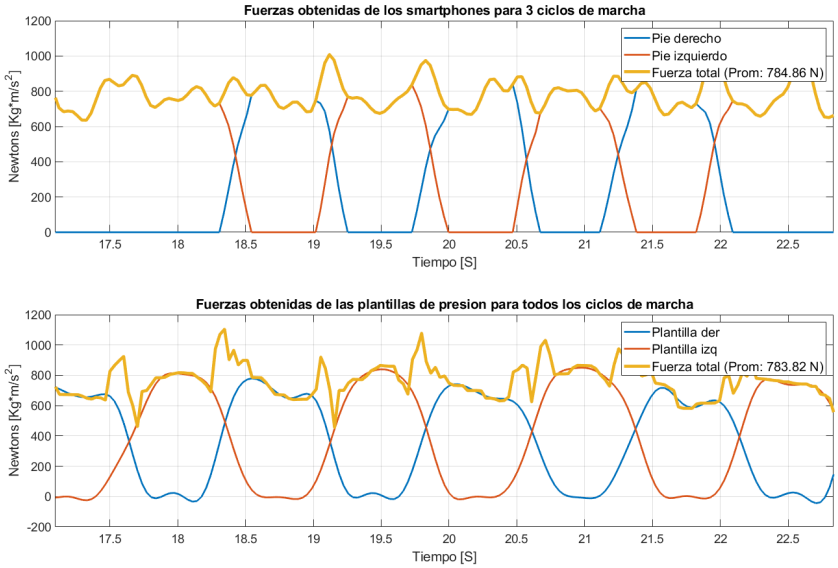


Figura 10.21.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

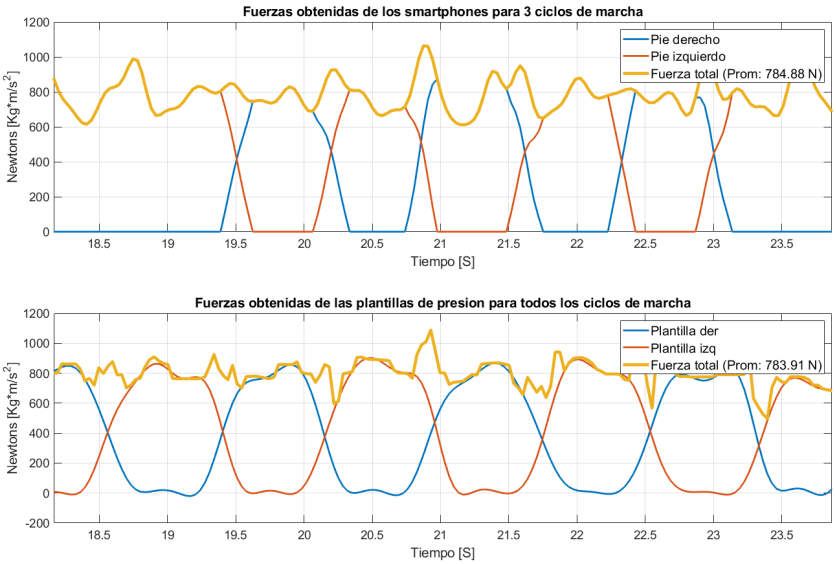


Figura 10.22.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, f = 2.2 Hz, Vertical = 0.5 cm).

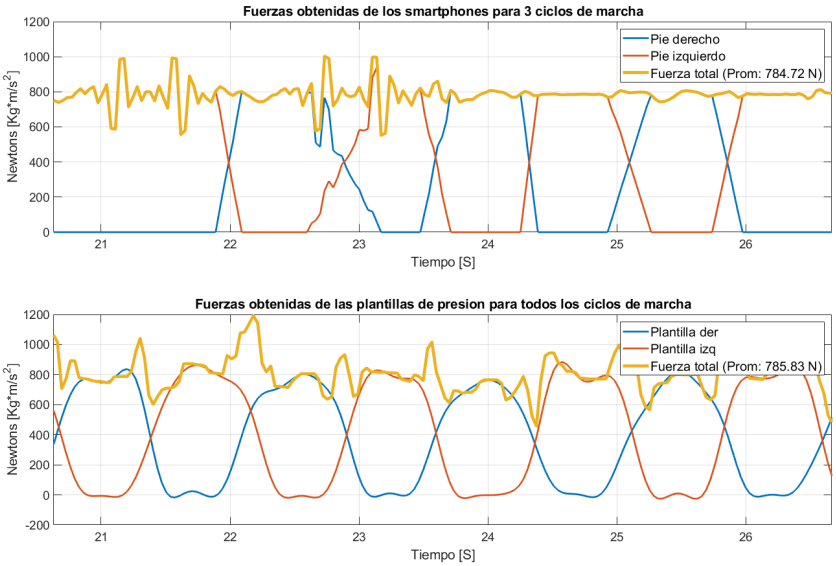


Figura 10.23.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 1 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

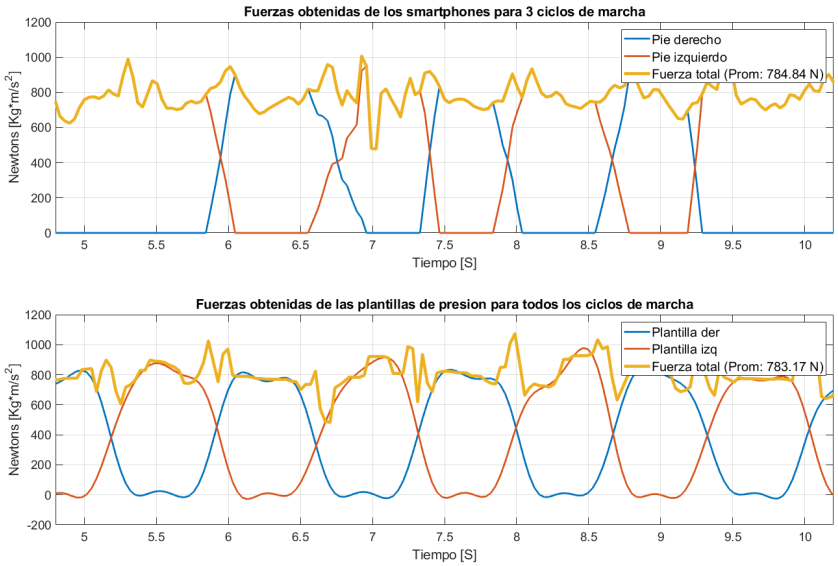


Figura 10.24.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 1 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 1 cm, f = 1.1 Hz] [Vertical = 0.5 cm, f = 2.2 Hz]).

10.6 Sujeto de prueba 3:

10.7 Desplazamientos

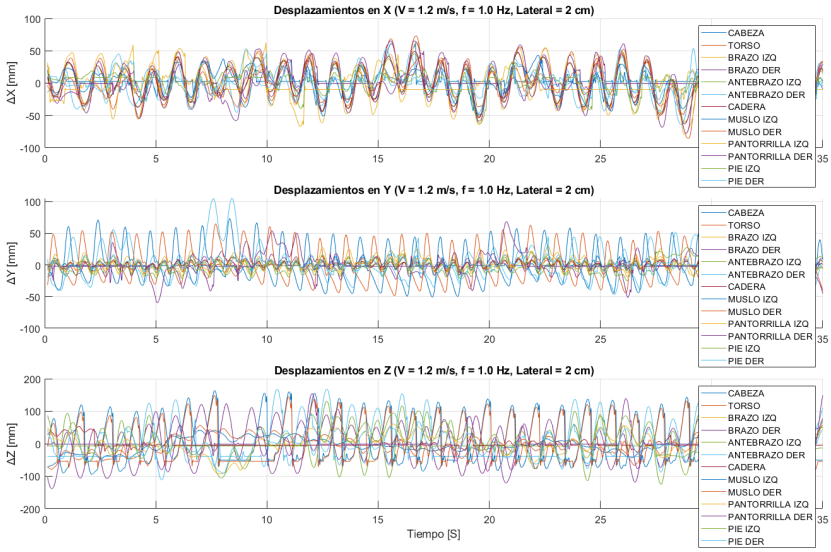


Figura 10.25.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

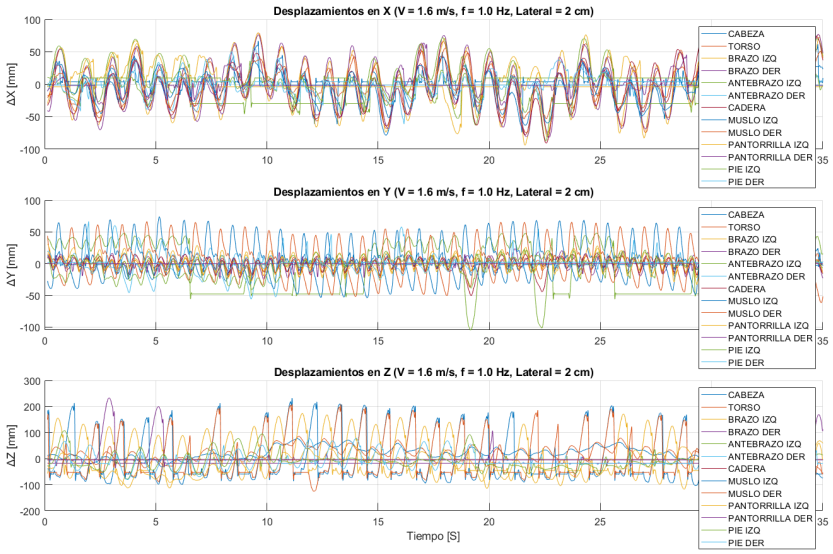


Figura 10.26.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

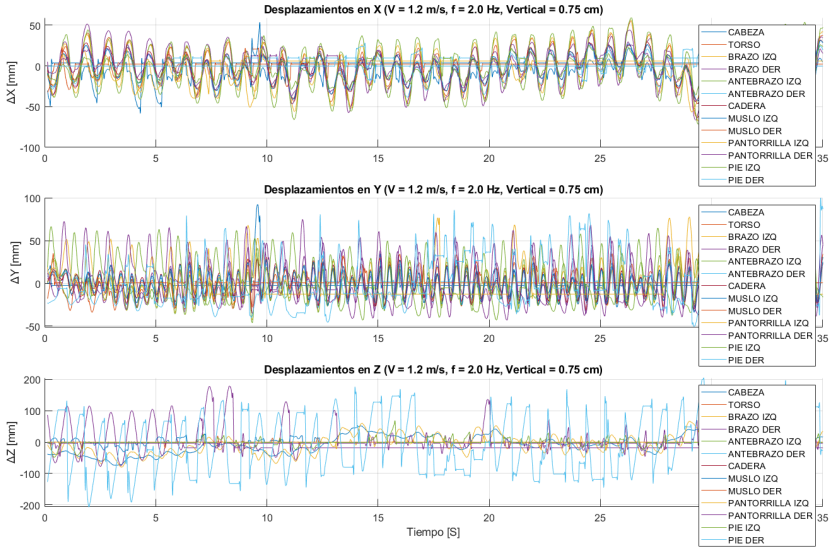


Figura 10.27.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

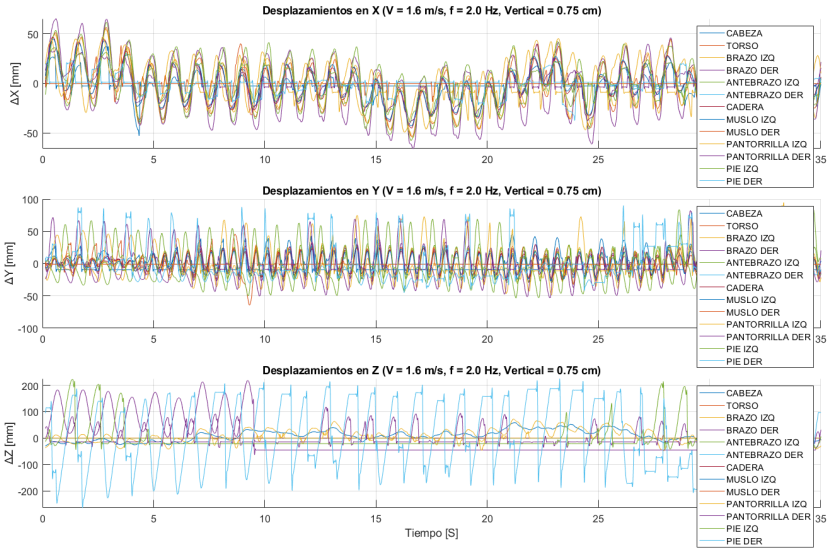


Figura 10.28.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

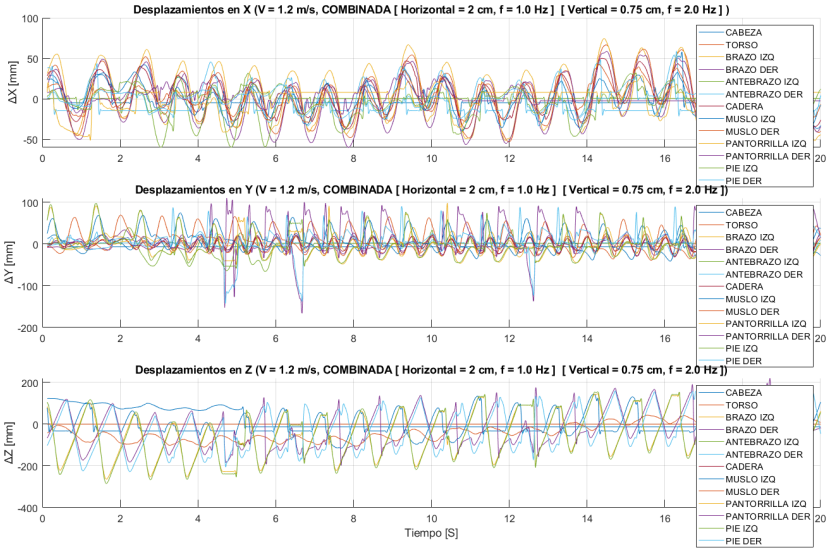


Figura 10.29.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).

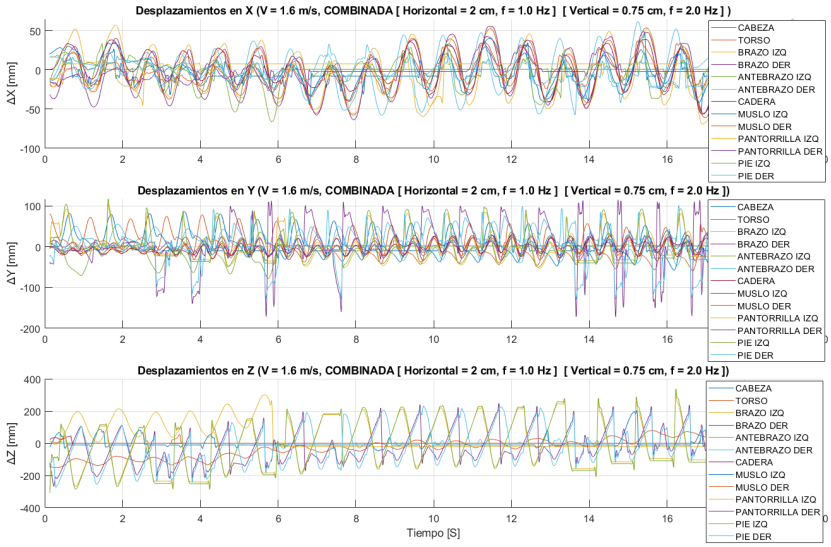


Figura 10.30.: Desplazamientos por segmentos del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).

10.8 Ángulos

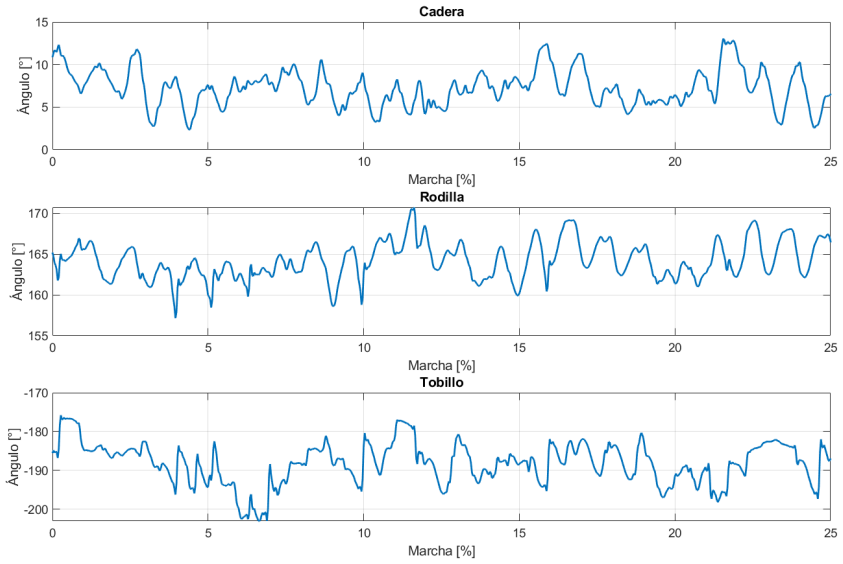


Figura 10.31.: Ángulos relativos principales del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

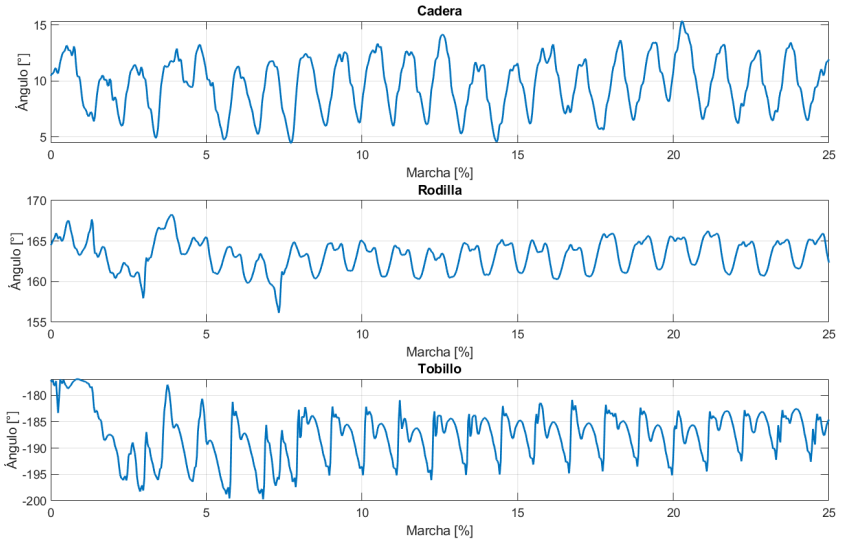


Figura 10.32.: Ángulos relativos principales del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

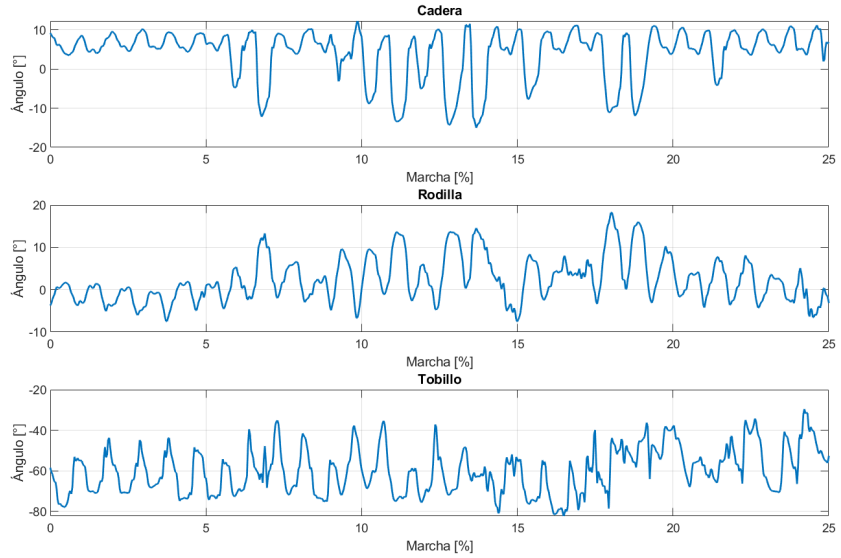


Figura 10.33.: Ángulos relativos principales del sujeto 2 (V = 1.2m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

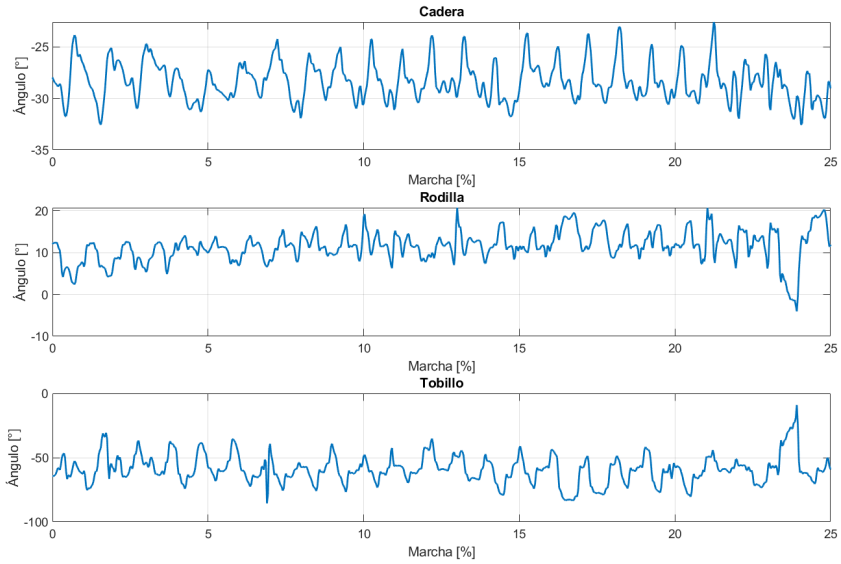


Figura 10.34.: Ángulos relativos principales del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

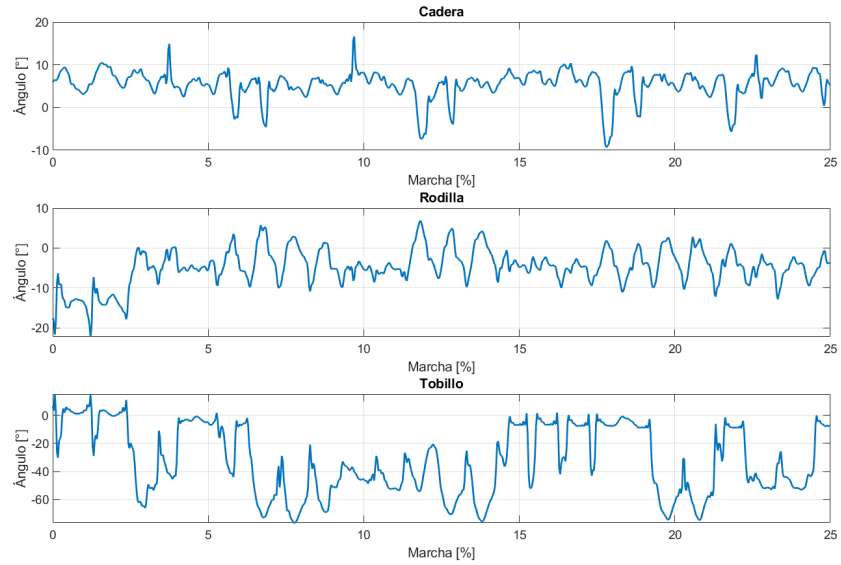


Figura 10.35.: Ángulos relativos principales del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).

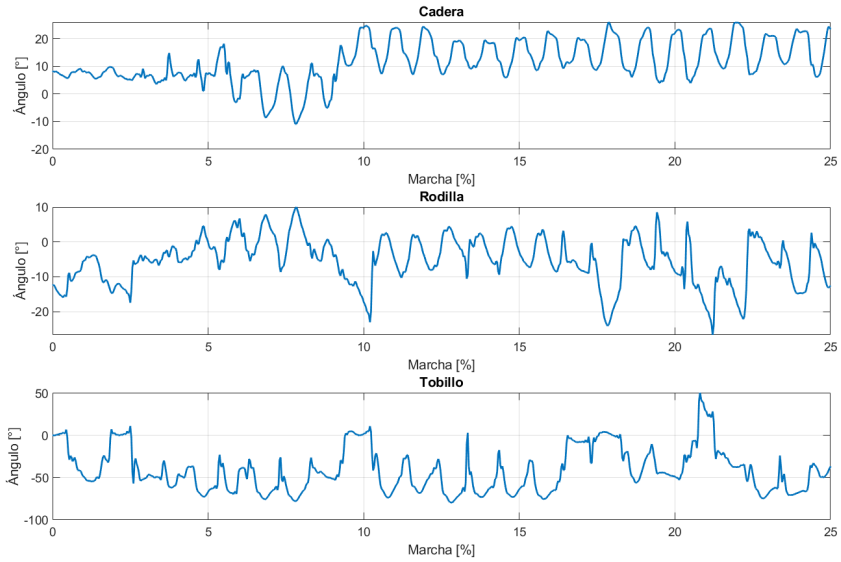


Figura 10.36.: Ángulos relativos principales del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).

10.9 Aceleraciones

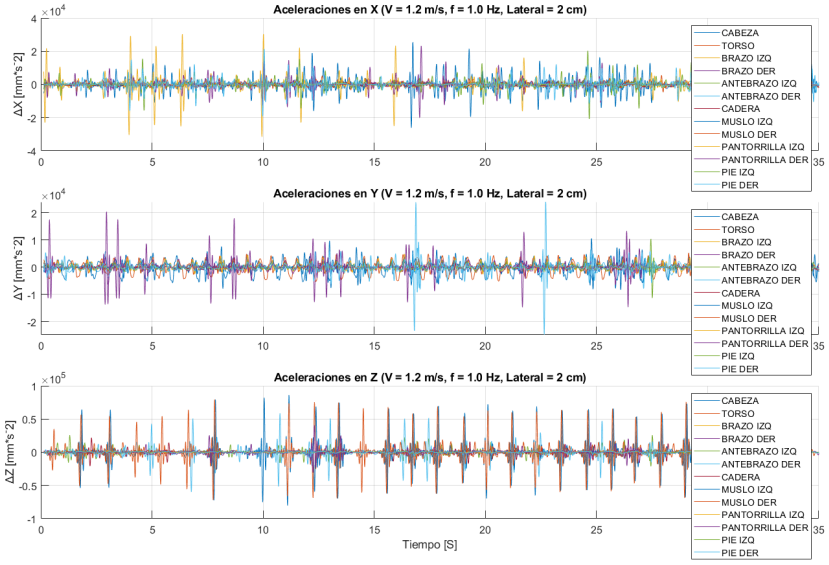


Figura 10.37.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

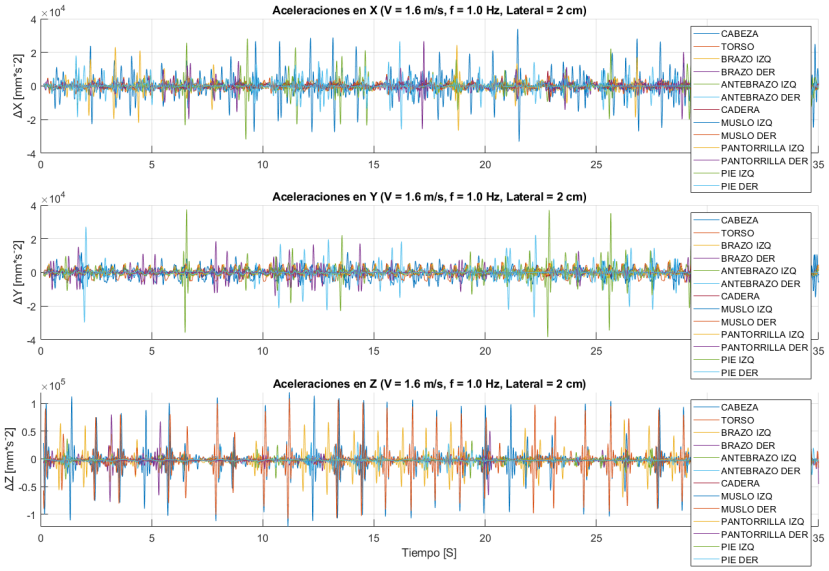


Figura 10.38.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

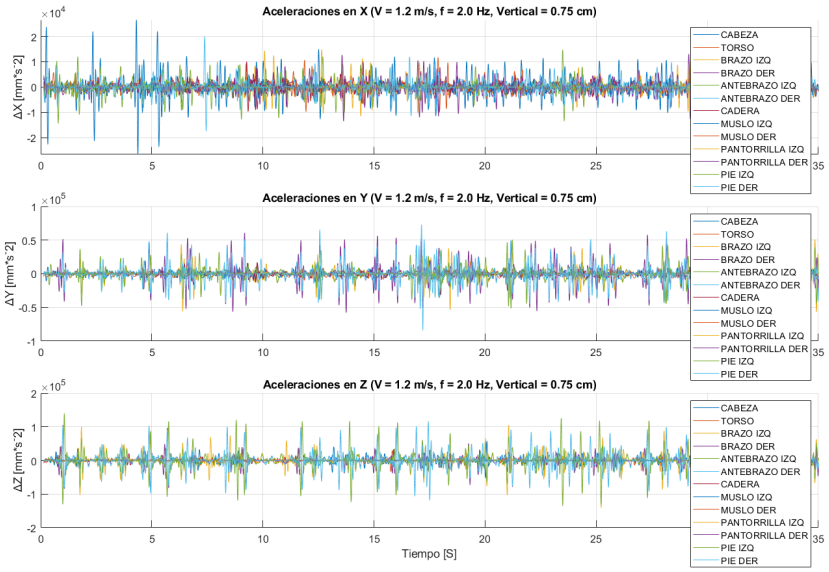


Figura 10.39.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

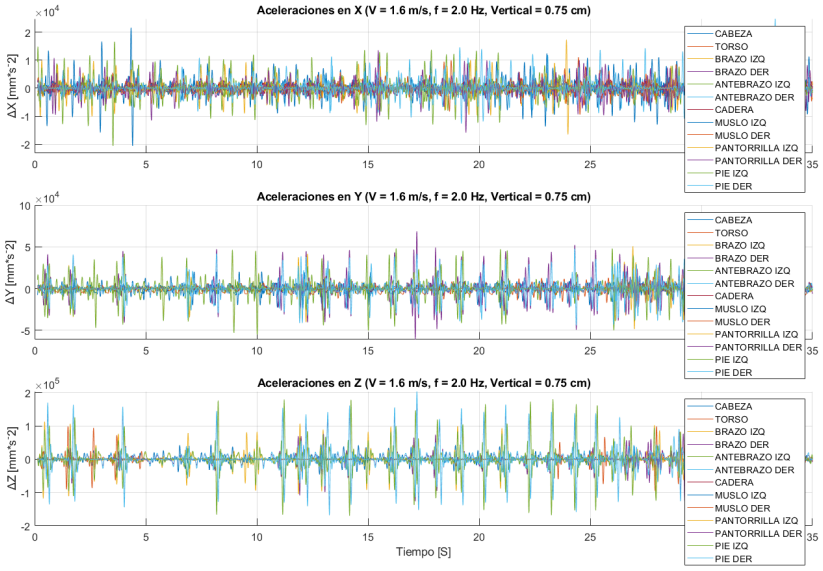


Figura 10.40.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

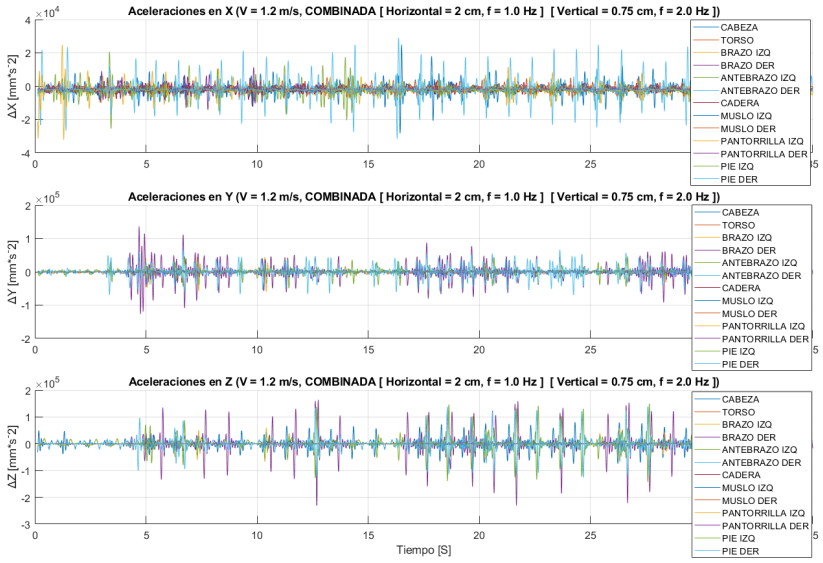


Figura 10.41.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).

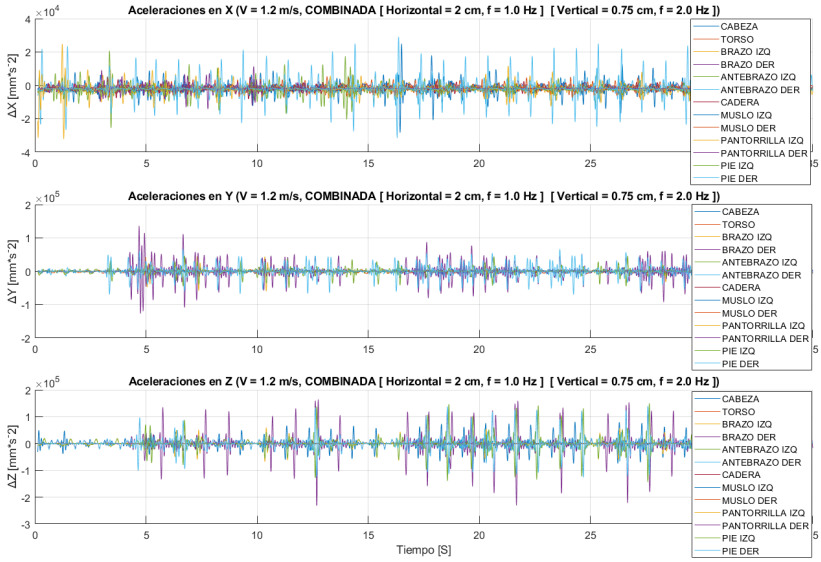


Figura 10.42.: Aceleraciones por segmentos del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).

10.10 Fuerzas

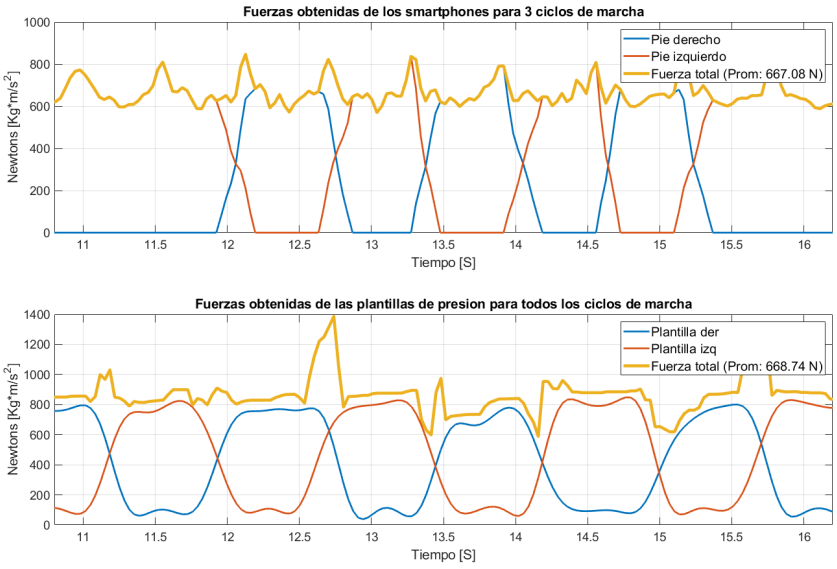


Figura 10.43.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

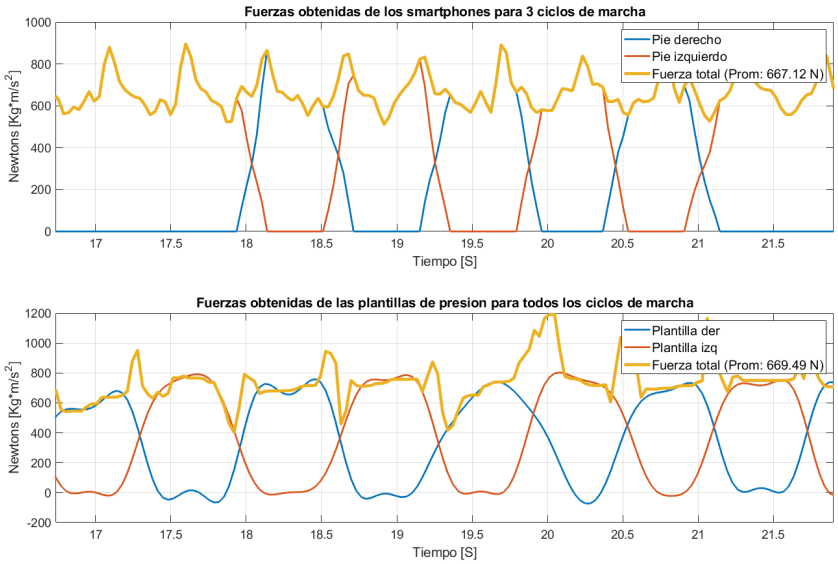


Figura 10.44.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 1.0 Hz, Lateral = 2 cm).

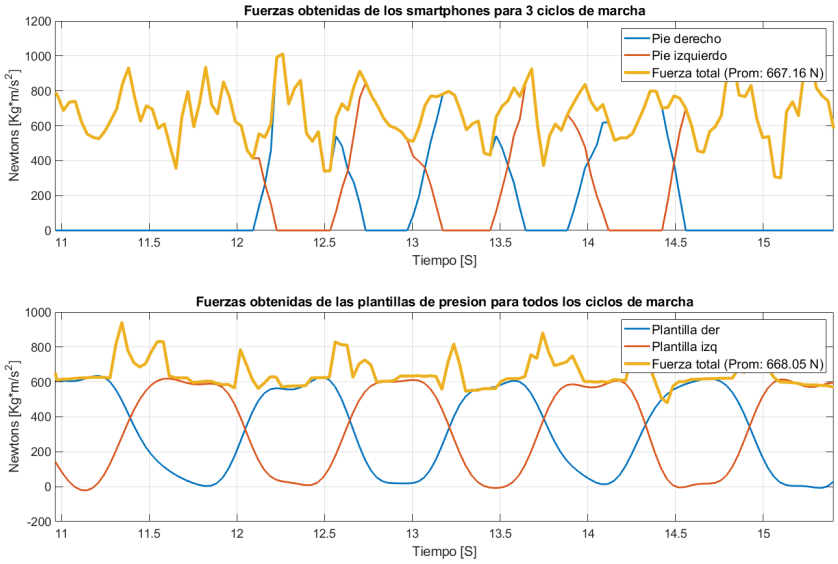


Figura 10.45.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

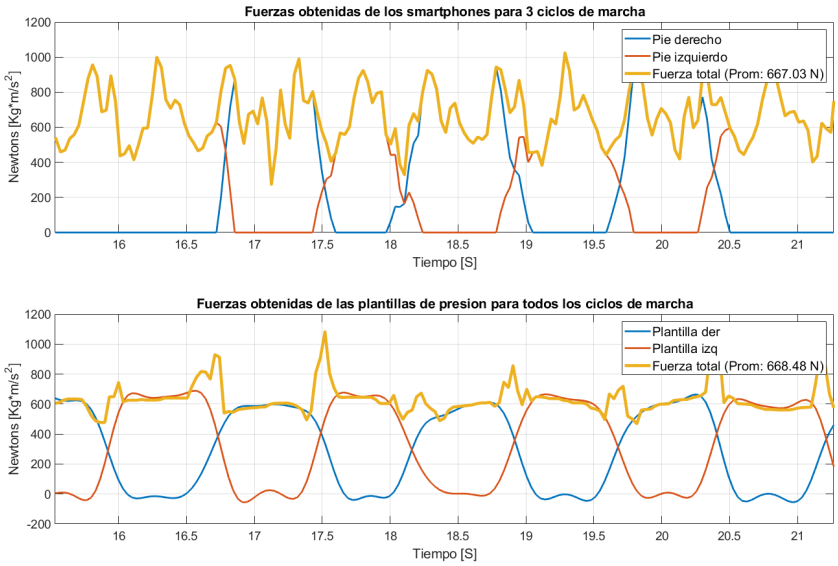


Figura 10.46.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, f = 2.0 Hz, Vertical = 0.75 cm).

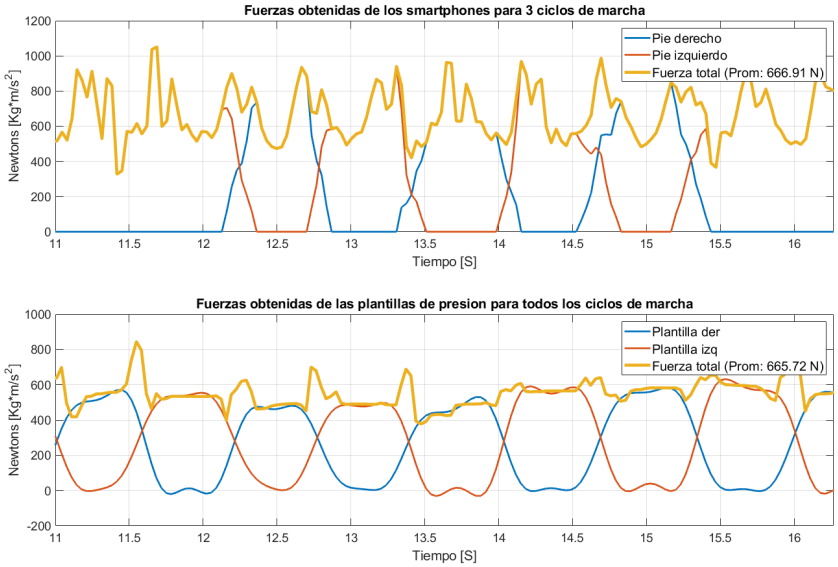


Figura 10.47.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 2 (V = 1.2 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).

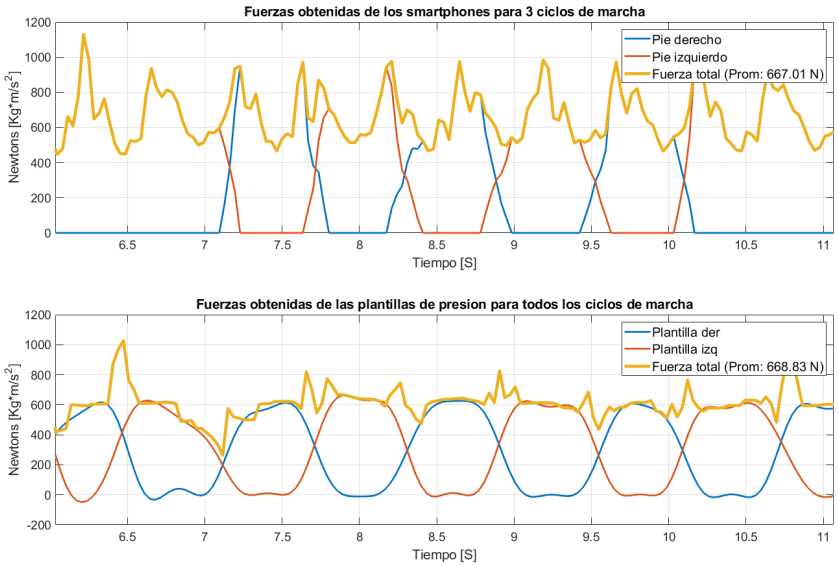


Figura 10.48.: Fuerzas obtenidas para los ciclos de marcha del sujeto 2 (V = 1.6 m/s, COMBINADA [Horizontal = 2 cm, f = 1.0 Hz] [Vertical = 0.75 cm, f = 2.0 Hz]).