



# Caracterización de relojes inteligentes para el análisis del movimiento humano

Ignacio Pavón<sup>1</sup>, Carlos Polvorinos-Fernandez<sup>1</sup>, María Centeno-Cerrato<sup>1</sup>, Guillermo de Arcas<sup>1</sup>, Luis Sigcha<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica, Grupo de Investigación en Instrumentación y Acústica Aplicada, Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, Universidad Politécnica de Madrid  
{ignacio.pavon, c.polvorinos, maria.centeno.cerrato, g.dearcas}@upm.es

<sup>2</sup> Department of Physical Education and Sport Sciences (PESS), Data-Driven Computer Engineering Research Centre (D2iCE), and Health Research Institute (HRI), University of Limerick, Limerick, V94 T9PX, Ireland. luis.sigcha@ul.ie

## RESUMEN

---

*La tecnología ponible (wearable) ha experimentado un notable crecimiento en los últimos años, especialmente en el caso de los relojes inteligentes, gracias a sus ventajas prácticas y su sencillez de uso. Estos dispositivos incorporan sensores con un gran potencial para su uso en distintas aplicaciones, como por ejemplo en seguridad, ergonomía, monitoreo de actividad física y la detección de movimientos. En distintos trabajos se ha identificado que los sensores inerciales integrados en dispositivos inteligentes pueden presentar imprecisiones que afectan a la calidad de la adquisición de datos, lo que puede comprometer su utilidad en diversas aplicaciones.*

*Este trabajo presenta una propuesta para evaluar la respuesta en amplitud y frecuencia de los acelerómetros integrados en distintas unidades de relojes inteligentes comerciales. Los resultados muestran que, a pesar de las limitaciones técnicas derivadas de las configuraciones de fábrica de los sistemas operativos, estos dispositivos pueden ser utilizados en aplicaciones relacionadas con el análisis del movimiento humano (salud, evaluación de actividad física o evaluación de riesgos laborales, entre otros).*

---

## 1. Introducción

La tecnología ponible o llevable, en inglés *wearable technology*, ha experimentado un desarrollo significativo en los últimos años, destacando dispositivos como los relojes y las gafas inteligentes, la ropa sensorizada o los anillos biométricos. Estos sistemas han experimentado una gran aceptación en múltiples áreas debido a su facilidad de uso, portabilidad y capacidad para registrar datos en tiempo real. Entre las aplicaciones más destacadas se encuentran la monitorización de actividad física, la evaluación de riesgos laborales y análisis ergonómicos y el análisis de patrones de movimiento humano [1]. Además, en estudios recientes [2] se ha demostrado su potencial en el ámbito de la salud, particularmente en la monitorización de enfermedades relacionadas con trastornos del movimiento como puede ser el parkinson o el temblor esencial, al permitir la identificación de biomarcadores digitales relacionados con distintos síntomas motores.

La combinación de innovación tecnológica y demanda del mercado ha impulsado la rápida evolución de este tipo de dispositivos, sin embargo, a pesar de su potencial, distintos estudios [1-2] han identificado la existencia de limitaciones técnicas en términos de precisión y consistencia en la adquisición de datos.

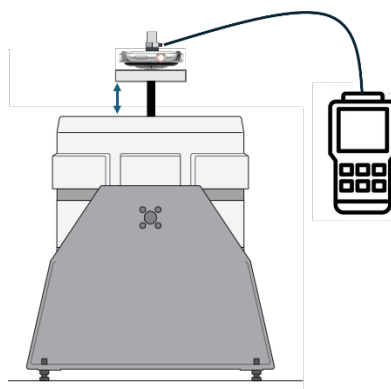
Los relojes inteligentes son un claro ejemplo de los dispositivos de tipo ponible con mayor cuota de mercado debido a su utilidad [1] y su amplia aceptación, fundamentalmente debido a que los usuarios se encuentran familiarizados con este tipo de tecnología y lo utilizan de manera habitual. Estos dispositivos pueden estar equipados con multitud de sensores como por ejemplo pulsioxímetro, sensor de fotopletimografía, magnetómetro, sensor de luz ambiental, micrófono, GPS, sensor de impedancia bioeléctrica, sensor de conductancia de la piel, además de sensores inerciales, compuestos por acelerómetros y giroscopios. Los acelerómetros, generalmente triaxiales, registran valores de aceleración a lo largo de tres ejes ortogonales, permitiendo detectar movimientos lineales. Por su parte, los giroscopios miden la velocidad angular y la orientación del dispositivo, lo que resulta esencial para evaluar la rotación del cuerpo humano y otros movimientos complejos. La combinación de estos sensores proporciona una visión completa del comportamiento dinámico del usuario.

En este contexto, el Grupo de Investigación en Instrumentación y Acústica Aplicada (I2A2) desarrolla una de sus líneas de actividad en el desarrollo de soluciones tecnológicas para la asistencia, seguimiento y rehabilitación de pacientes con enfermedad neurodegenerativas basadas en el análisis de síntomas motores, en el marco de varios proyectos [3-7], donde se ha desarrollado una metodología de monitorización de la actividad motora basada en la adquisición de datos con dispositivos wearables y la posterior aplicación de técnicas de inteligencia artificial para la detección de síntomas motores.

Este tipo de dispositivos ponibles son especialmente útiles para el seguimiento de la evolución de los síntomas motores en los pacientes relacionados con trastornos del movimiento, ya que permiten reducir al mínimo la cantidad de dispositivos que deben portar. Esto no solo disminuye la carga sobre el paciente, sino que también reduce la invasividad de las tecnologías y los procedimientos utilizados, asegurando al mismo tiempo la privacidad y el derecho a la intimidad. En este contexto, los relojes inteligentes destacan como una de las opciones más versátiles y eficientes dentro del conjunto de dispositivos ponibles. En proyectos previos centrados en parkinson, se han desarrollado un sistema para monitorizar la actividad motora mediante relojes inteligentes y técnicas de inteligencia artificial [8], logrando obtener biomarcadores digitales [9] para temblor en reposo [10], bradicinesia [11] y congelamiento de la marcha [12, 13], además de desarrollar algoritmos para la detección de síntomas motores [14].

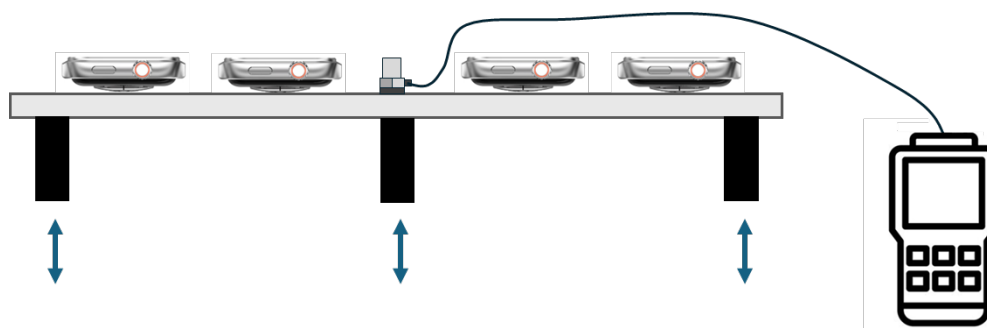
Para ciertos usos, como por ejemplo para análisis biomecánico, la detección de movimientos específicos o en estudios en el ámbito de la salud [7], resulta necesario realizar una calibración o verificación periódica de los sensores, ya que factores como las variaciones ambientales, la deriva temporal o los cambios en la configuración del dispositivo pueden comprometer la fiabilidad de las mediciones. Para ello, resulta necesario llevar a cabo un análisis detallado de su comportamiento dinámico, específicamente en lo que respecta a su respuesta en frecuencia y amplitud bajo condiciones de excitación vibratoria controladas [17]. Este procedimiento permite determinar el rango de frecuencias y/o amplitudes donde el sensor registra con mayor precisión, a la vez que identifica las posibles limitaciones en su capacidad de medición.

Este trabajo se centra en la comparativa de dos metodologías para la caracterización de acelerómetros integrados en relojes inteligentes, con el fin de comparar y analizar las variaciones en la respuesta de los sensores cuando se someten a distintos procedimientos de calibración. El primer método emplea un banco de vibraciones uniaxial compuesto por un vibrador electrodinámico de imán permanente. Mediante este dispositivo únicamente se pueden caracterizar los sensores de forma individualizada, aplicando una señal conocida a cada dispositivo. Esta fuente de excitación se ajusta a diferentes rangos de frecuencia y amplitud, lo que posibilita evaluar la respuesta de los acelerómetros en un conjunto de combinaciones de frecuencia y amplitud. Este proceso, a pesar de ser eficaz en términos de precisión, resulta extremadamente lento cuando se requiere caracterizar múltiples dispositivos debido a la necesidad de realizar la calibración de manera secuencial, siendo necesario realizar ensayos para cada eje, frecuencia y amplitud. En la figura 1 se muestra sistema de calibración uniaxial utilizado en el método 1.



**Figura 1:** Método basado en un banco de vibraciones uniaxial (método 1).

El segundo método empleado en este trabajo hace uso de una mesa vibratoria, un equipo que genera vibraciones en una superficie horizontal. A diferencia del caso anterior, el disponer de una mayor superficie excitada permite que sea posible posicionar múltiples sensores, para su evaluación simultánea en un corto período de tiempo, generando una excitación controlada en varios dispositivos al mismo tiempo. En la figura 2 se ilustra esquemáticamente el funcionamiento del método 2.



**Figura 2:** Método basado en una mesa vibratoria (método 2).

En el contexto del análisis del movimiento humano, las frecuencias de la actividad humana se sitúan entre 0 y 20 Hz. En el caso de la marcha, el ancho de banda típico se encuentra entre 4 y 6 Hz, donde el 90 % de la potencia espectral se encuentra por debajo de 5 Hz. El temblor en la enfermedad de parkinson se produce generalmente a una frecuencia entre 3,5 y 7,5 Hz [18], y el temblor fisiológico, postural y de acción alcanza un rango de frecuencia hasta los 10-12 Hz. Las amplitudes típicas pueden llegar hasta 4 m/s<sup>2</sup>, como ocurre durante el braceo en la marcha [19].

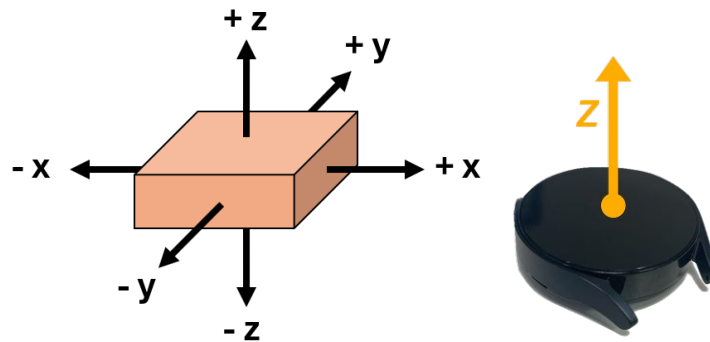
La motivación de este estudio surgió por la necesidad de caracterizar un conjunto elevado de dispositivos (>15) con carácter previo a su puesta en servicio en un proyecto de investigación orientado al seguimiento de síntomas motores en la enfermedad de parkinson (BIOCLITE PID2021-123708OB-I00). La calibración individual de cada dispositivo, utilizando el método de ensayo 1, implicaba la realización de un elevado número de ensayos. Idealmente se requerían 14 combinaciones de frecuencia y amplitud, 6 repeticiones para cada combinación y 6 orientaciones del dispositivo ( $\pm x$ ,  $\pm y$ ,  $\pm z$ ) lo que implica un tiempo aproximado de 430 minutos para la caracterización de cada dispositivo.

El estudio se centra en la evaluación comparativa de las dos metodologías empleadas para caracterizar acelerómetros en dispositivos ponibles en el rango de frecuencias de interés para el análisis del movimiento humano [20]. A través de este análisis, se busca identificar las ventajas y limitaciones de cada método a la hora de evaluar el rendimiento de los sensores dentro de los rangos de frecuencia y amplitud asociados al movimiento humano. El objetivo final es optimizar los procedimientos de calibración, teniendo en cuenta los tiempos de ensayo requeridos, mejorando la fiabilidad de las mediciones en aplicaciones biomecánicas y relacionadas con la salud.

## 2. Metodología de calibración

La calibración de los acelerómetros integrados en relojes inteligentes es fundamental para asegurar la fiabilidad de las mediciones y optimizar su uso en aplicaciones específicas relacionadas con el movimiento humano. Este estudio se centra en la caracterización de los sensores mediante el análisis de su respuesta en frecuencia cuando son sometidos a diferentes excitaciones vibratorias controladas. De esta forma, es posible determinar su rango ideal de operación e identificar limitaciones en su rendimiento.

Idealmente se debería realizar una calibración en cada uno de los 3 ejes en ambas direcciones del movimiento (figura 3). Dado que el objetivo principal de este trabajo es comparar distintos métodos de calibración y evaluar su viabilidad, este estudio se centró en la evaluación de la respuesta en frecuencia únicamente del eje Z del sensor, cuya dirección se ilustra en la Figura 3.



**Figura 3:** Representación de los ejes del sensor inercial evaluado.

Durante este estudio comparan dos métodos de calibración para un acelerómetro integrado en un *smartwatch*. Para ello, se utilizó una aplicación que permite el registro de la señal del acelerómetro [14, 8], configurado para adquirir datos con una frecuencia de muestreo de 50 Hz.

Cada una de las metodologías empleadas utiliza una fuente de excitación diferente. Por un lado, el **método 1**, basado en un banco de vibraciones uniaxial, cuyo porta muestras permite la calibración de los acelerómetros de un único dispositivo mediante la aplicación de vibraciones precisas y controladas. Por otro lado, el **método 2**, que utiliza una mesa vibratoria, es capaz de incluir en el portamuestras múltiples unidades y someterlas a oscilaciones uniformes de manera simultánea.

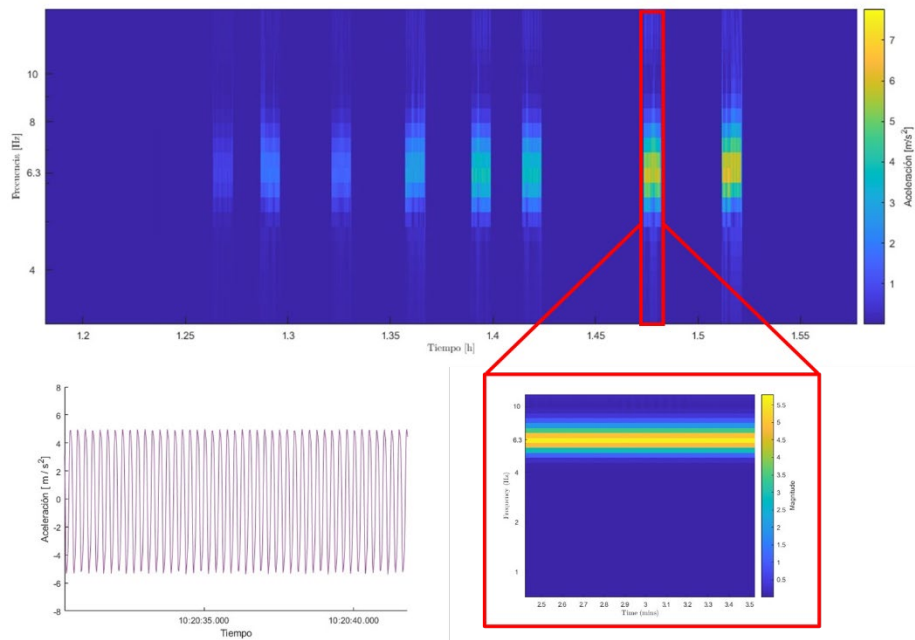
Para la caracterización de acelerómetros, la norma ISO 16063-21:2003 [21] establece una metodología basada en la comparación del sensor a calibrar con un transductor de referencia, que consiste en acoplar un acelerómetro de referencia calibrado a la estructura del sensor a calibrar, en este caso el sensor embebido en el reloj inteligente. De esta manera, se asume que ambos sensores están sometidos simultáneamente a una señal mecánica de vibración controlada. Esta señal generalmente se trata de una senoide de amplitud y frecuencia conocidas. Los datos registrados por ambos acelerómetros son comparados utilizando el valor RMS (Root Mean Square), que representa la energía total de la señal aplicada.

Tomando como ejemplo la norma ISO 8041-1:2018 [22], durante el proceso de calibración cada determinación debe tener una duración mínima de 30 segundos. Además, este intervalo debe ser extendido el durante tiempo el requerido hasta que la fuente de excitación alcance un estado de estabilidad. Para cada combinación de amplitud y frecuencia, se deben realizar al menos tres repeticiones. La señal de entrada aplicada es una señal sinusoidal cuyas características se especifican en el plan de muestreo diseñado específicamente para el estudio. Además, es crucial minimizar la señal de ruido de fondo en el entorno de medición y que no interfiera con la señal de entrada, siendo recomendable que no supere una décima parte de la amplitud total de la señal de vibración registrada.

La norma ISO 16063-21:2003 [21] recomienda utilizar señales generadas en las frecuencias normalizadas en tercios de octava definidas en la norma ISO 266:1997 [23]. En el contexto de la caracterización de sensores de aceleración empleados para evaluar el movimiento humano, es importante considerar el rango asociado con las actividades típicas, que generalmente no superan los 10 Hz, pudiendo llegar hasta los 12 Hz en el caso del temblor esencial [18]. En este trabajo se seleccionaron las frecuencias de 1 Hz, 2 Hz, 4 Hz, 6,3 Hz, 8 Hz y 10 Hz para realizar el análisis de la respuesta en frecuencia del sensor (Figura 4). En cuanto a la amplitud, el análisis se centra en un rango de aceleración entre 1 y 4 m/s<sup>2</sup>, intervalo representativo de las amplitudes generadas durante actividades humanas comunes como puede ser caminar, correr o realizar movimientos cotidianos [19]. Este plan de muestreo permite calibrar los acelerómetros en el rango de frecuencias típicas del movimiento humano en situaciones reales.

Tras completar los ensayos con los distintos valores de amplitud y frecuencia definidos en el plan de muestreo, se han de procesar los datos registrados por los acelerómetros en ambos métodos de calibración. Este proceso incluye el filtrado según la banda de tercio de octava correspondiente a cada ensayo y, posteriormente, el cálculo del valor RMS. La magnitud principal a evaluar en la calibración es el error de indicación, que refleja las desviaciones entre las mediciones del reloj y el sensor de referencia, asumiendo que opera con un alto grado de exactitud. Este error se determina como la diferencia entre los valores obtenidos por ambos acelerómetros, utilizando el valor RMS promedio de las repeticiones realizadas en cada uno de ellos. Este error se puede calcular comparando el valor RMS de la aceleración del sensor a evaluar con respecto al acelerómetro de referencia:

$$\text{Error} = a_{\text{accel RMS}} - a_{\text{ref RMS}} \quad (1)$$



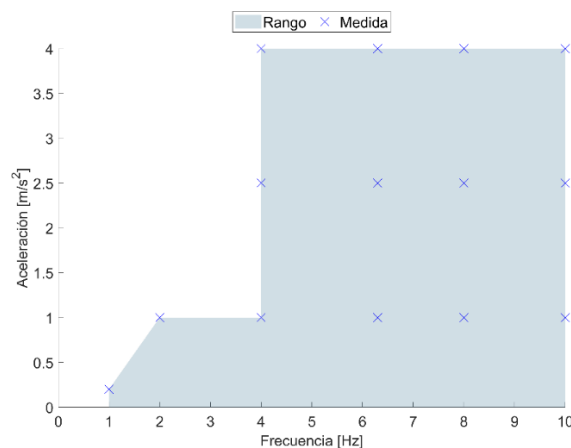
**Figura 4:** Ejemplo de un conjunto de señales registradas por el acelerómetro de una unidad de reloj inteligente ensayada. En la imagen superior se muestra el espectrograma de 9 señales sinusoidales de 30 segundos de duración, con una frecuencia de 6,3 Hz con diferentes valores de aceleración ( $3 \times 1 \text{ m/s}^2$ ,  $3 \times 2 \text{ m/s}^2$  y  $2 \times 4 \text{ m/s}^2$ ). En la imagen inferior derecha se muestra en detalle el espectrograma de una de las señales registradas por el reloj inteligente, y la imagen inferior izquierda muestra la evolución temporal del registro de aceleración.

### 3. Resultados

#### 3.1. Método 1

En el **método 1**, la fuente de excitación está compuesta por un actuador al que se encuentra acoplado una varilla, responsable de transmitir la señal de vibración. Para alcanzar una aceleración específica, el desplazamiento de la varilla varía según la frecuencia de excitación. A bajas frecuencias, el desplazamiento requerido es mayor, mientras que, a frecuencias más altas, este desplazamiento disminuye. Esto implica que, debido a la limitación física de la longitud de la varilla, no es posible generar grandes amplitudes en bajas frecuencias que requieran un desplazamiento elevado, limitando su operación en esas condiciones lo que constituye una limitación relevante para el uso de esta fuente de excitación.

Teniendo en cuenta el plan de muestreo previamente definido ( $1\text{-}4 \text{ m/s}^2$ ,  $1\text{-}10\text{Hz}$ ), se realizaron un conjunto de pruebas para determinar las combinaciones concretas de amplitud-frecuencia en las que es posible generar señales empleando la fuente de excitación del método 1. Es fundamental garantizar que, además de alcanzar la amplitud requerida, el comportamiento de la fuente sea uniforme durante las repeticiones llevadas a cabo por cada combinación. Esto asegura que la aceleración RMS generada y, por tanto, la captada por los sensores, se mantenga estable, evitando desviaciones que puedan afectar a la precisión de los resultados. Teniendo en cuenta todas estas limitaciones, el rango de operación del método 1 se presenta en la Figura 5.



**Figura 5:** Rango de trabajo definido experimentalmente en **método 1**

Se puede observar que, a 1 Hz, la aceleración máxima alcanzada es de  $0,2 \text{ m/s}^2$  y, a 2 Hz, de  $1 \text{ m/s}^2$ . En frecuencias de 4 Hz o superiores, la fuente de excitación permite generar vibraciones cuyas características cumplen todas las combinaciones de amplitud y frecuencia propuestas, alcanzando en todos los casos la aceleración máxima de  $4 \text{ m/s}^2$ . Esto implica un total de 14 combinaciones de frecuencia - amplitud para realizar los ensayos de calibración definidos en el plan de muestreo.

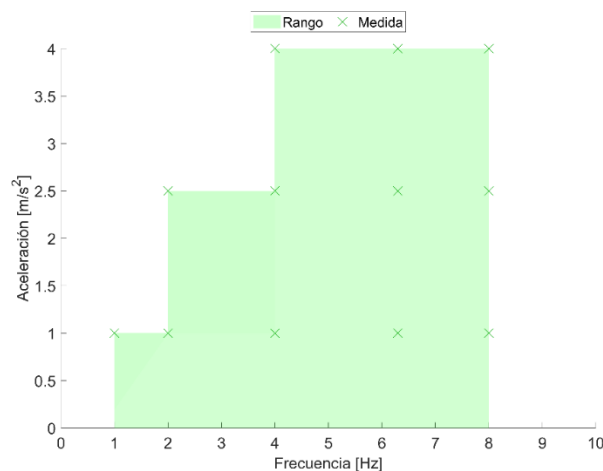
### 3.2. Método 2

En el **método 2**, la fuente de excitación a utilizar se trata de un sistema que genera vibraciones en una superficie horizontal a través de un conjunto de actuadores situados bajo la placa. La operativa de la fuente de excitación empleada se encuentra condicionada tanto por las características del actuador como por las propiedades mecánicas de la propia superficie vibratoria. Se llevó a cabo un análisis similar al realizado con el método 1, con el fin de determinar las limitaciones intrínsecas de la fuente de excitación.

En las pruebas iniciales, se observó un comportamiento no lineal en el sistema en frecuencias superiores a 8 Hz. Las señales reproducidas por el sistema no se correspondían con las generadas por el generador de señal, afectando negativamente a la calidad y fiabilidad de los resultados obtenidos.

Por otro lado, la fuente de excitación empleada también presenta ciertas limitaciones en bajas frecuencias. A pesar de que este tipo de sistemas es capaz de generar amplitudes elevadas en la parte baja del espectro de frecuencias, es crucial no superar los límites mecánicos, ya que podría comprometer la estabilidad del sistema, provocar desgaste mecánico y afectar a la calidad de las mediciones obtenidas. En este sentido, es necesario monitorizar las condiciones operativas durante todo el proceso de ensayo, asegurando así que la señal generada se corresponde con la señal deseada.

Se realizaron un conjunto de experimentos para identificar las combinaciones de amplitud y frecuencia que es posible generar por la fuente de excitación, cuyos resultados se muestran en la Figura 6. Estas pruebas permitieron determinar el rango de operación del sistema según el plan de muestreo definido para aplicaciones relacionadas con el análisis del movimiento humano. Debido al comportamiento no lineal de la fuente, el análisis se limitó a frecuencias de excitación superiores a 8 Hz. Desde 4 Hz a 8 Hz, se logró generar señales estables en amplitud y frecuencia en todas las combinaciones definidas, alcanzando en cada caso la amplitud máxima de  $4 \text{ m/s}^2$ . A la frecuencia de 1 Hz, la aceleración máxima fue de  $1 \text{ m/s}^2$  mientras que, a 2 Hz, se alcanzaron  $2,5 \text{ m/s}^2$ . En total, se definieron 12 puntos de ensayo con este método.



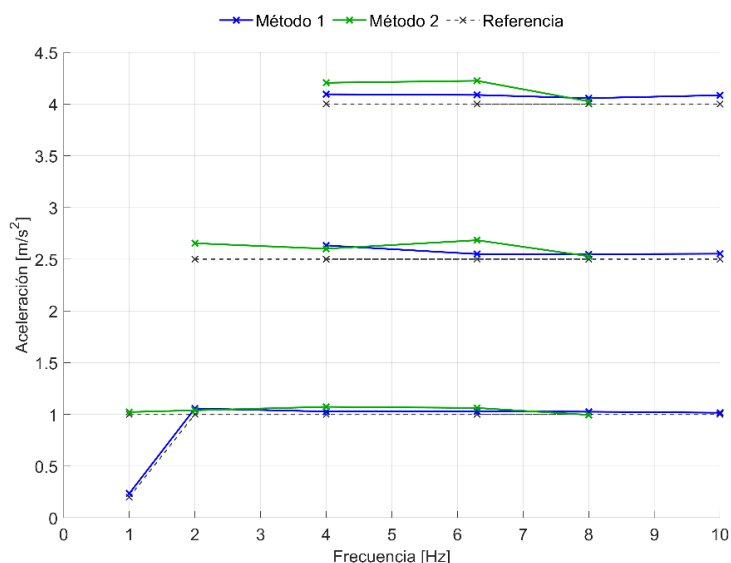
**Figura 6:** Rango de trabajo definido experimentalmente en **método 2**.

### 3.3. Respuesta en frecuencia del smartwatch

Considerando los rangos de operación previamente definidos para cada método, se obtuvo la curva en respuesta en frecuencia del acelerómetro integrado en el *smartwatch* ensayado, mostrado en la Figura 7. Los resultados indican que los registros obtenidos por el reloj son, en ambos métodos, muy similares a los del sensor de referencia. Esto sugiere que ambas fuentes de excitación son adecuadas para la caracterización de acelerómetros en los rangos de frecuencia y amplitud definidos previamente (teniendo en cuenta el rango de trabajo en cada caso).

Por otro lado, en la Figura 7 se observa que, al incrementar amplitud en la excitación, también crece el error de indicación, es decir, la diferencia entre el valor de referencia y valores registrados por el sensor del reloj. Este comportamiento puede deberse a varios factores: a una mayor contribución de las incertidumbres asociadas a amplitudes de aceleración más elevadas, o a una leve disminución en la estabilidad de la fuente de excitación conforme se incrementa la excitación aplicada, o bien a una combinación de ambos factores. Este efecto se observa con mayor intensidad en el caso del método 2. No obstante, el margen de error no es lo suficientemente

significativo como para afectar la fiabilidad del sistema, lo cual garantiza la viabilidad de emplear ambos métodos para caracterizar acelerómetros embebidos en relojes inteligentes dentro de los rangos de frecuencia y amplitud definidos.

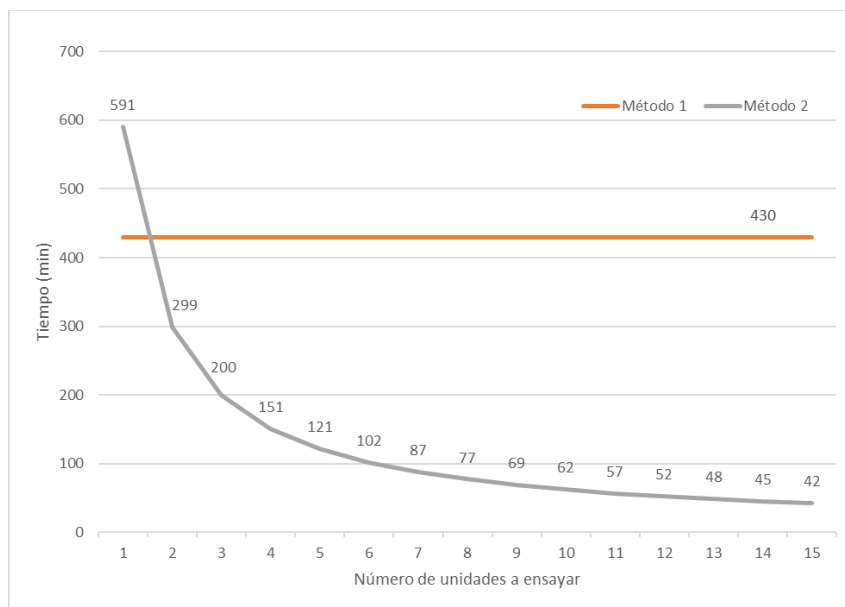


**Figura 7:** Respuesta en frecuencia del *smartwatch* y acelerómetro de referencia

3.4. *Tiempos de ensayo requeridos para cada método.*

El método 1 implica la instalación de un reloj sobre un portamuestras, la colocación de un acelerómetro de referencia sobre el reloj (ver figura 1), la toma de registros con un analizador de vibraciones externo y con el reloj inteligente a ensayar. Los ensayos se deben realizar para 6 orientaciones ( $\pm x, \pm y, \pm z$ ), en 14 combinaciones de frecuencia y amplitud, realizando 6 repeticiones para cada combinación. Esto implica un tiempo estimado de 430 minutos para la caracterización de cada dispositivo.

El método 2, requiere un mayor tiempo de instalación, pero al permitir ensayar más de un reloj en el mismo portamuestras se reduce el tiempo de ensayo por unidad de forma significativa. En la figura 8 se muestra una estimación del tiempo de ensayo estimado para la calibración de relojes inteligentes por unidad ensayada para cada método. Se observa cómo, a medida que se incrementa el número de unidades colocadas sobre el portamuestras del dispositivo utilizado en el método 2 el tiempo de ensayo por unidad disminuye. Para el caso que motivó este estudio, calibrar 15 dispositivos implicaría 6450 minutos con el método 1 (107 horas y 30 minutos). En el caso de optar por el método 2, para calibrar el mismo número de unidades se requeriría únicamente 636 minutos (10 horas y 36 minutos).



**Figura 8:** Tiempo de ensayo estimado por unidad



## 4. Conclusiones

En este estudio se ha estudiado la respuesta en frecuencia y amplitud de acelerómetros integrados en relojes inteligentes empleando dos métodos de calibración diferentes. Por un lado, se planteó el uso de un banco de vibraciones de un único eje (método 1) y, por otro lado, se utilizó una mesa vibratoria como fuente de excitación (método 2). Los resultados permitieron identificar las ventajas y limitaciones de cada metodología, aportando información para optimizar los procesos de calibración de acelerómetros en aplicaciones relacionadas con la biomecánica y el análisis del movimiento humano.

En el método 1, la principal restricción se debe al desplazamiento máximo de la varilla de excitación, ya que no permite la generación de amplitudes suficientemente elevadas en bajas frecuencias. A pesar de que esta metodología muestra un comportamiento estable en frecuencias superiores a 4 Hz, la imposibilidad de conseguir elevadas amplitudes a frecuencias más bajas se convierte en una importante restricción. Este aspecto tiene implicaciones directas en la caracterización de sensores empleados para la monitorización del movimiento humano, ya que, en una gran cantidad de actividades y movimientos, se generan señales de bajas frecuencias (por debajo de 4 Hz) y elevadas amplitudes. No obstante, el comportamiento lineal y la consistencia en los valores de aceleración por encima de 4 Hz destacan como ventajas relevantes, siendo un indicador de la fiabilidad de los resultados obtenidos dentro del rango de trabajo definido experimentalmente (Figura 5).

En el método 2, la fuente de excitación es capaz de generar amplitudes significativas en el rango de bajas frecuencias. Sin embargo, en frecuencias superiores a 8 Hz, se generaron señales con amplitud no constante y frecuencia irregular, comprometiendo la precisión de los datos obtenidos. Las variaciones observadas pueden ser atribuibles a las limitaciones del actuador y a las características mecánicas de la plataforma vibratoria. Debido a esto, se optó por restringir los ensayos a frecuencias hasta 8 Hz (Figura 6).

Comparando los rangos de trabajo en ambos métodos, el método 1 destaca por su estabilidad en frecuencias medias y altas, mientras que el método 2 es más adecuado para operar en bajas y medias frecuencias. Estas diferencias en el rango de trabajo de cada fuente de excitación subrayan la necesidad de seleccionar el método más adecuado según los requerimientos específicos de cada ensayo. Además, en ambos métodos es crucial realizar un seguimiento constante durante las pruebas experimentales para garantizar que las vibraciones generadas sean, en todo momento, consistentes y libres de resonancias indeseadas. Esto no solo asegura la calidad de los datos obtenidos, sino que también protege la integridad del sistema, evitando posibles fallos o desgaste mecánico en la fuente de excitación.

El análisis de los resultados también demuestra que, al incrementar la amplitud de excitación, crece la diferencia entre los valores registrados por el acelerómetro del *smartwatch* y el sensor de referencia (Figura 7). Esta tendencia puede atribuirse al aumento de la magnitud de las incertidumbres asociadas con mayores amplitudes de excitación. A medida que la aceleración aumenta, los sistemas de medición pueden experimentar mayores márgenes de error debido, entre otros factores, a la dinámica de las fuentes de excitación y sus limitaciones operativas.

En cuanto al tiempo de ensayo requerido para cada método se observa que, a partir de la calibración de dos unidades, el método 2 implica un ahorro de tiempo considerable (Figura 8). Sin embargo, dado que ambos métodos no son coincidentes en el rango de frecuencias y aceleraciones requerido, actualmente se está realizando la calibración de los dispositivos mediante los dos métodos.

En futuros trabajos se evaluarán las diferentes contribuciones a la incertidumbre, ya que son un factor crucial a considerar en los resultados obtenidos pudiendo influir significativamente en la precisión de las mediciones en determinadas combinaciones de frecuencia y amplitud. Estas incertidumbres provienen de diversas contribuciones, como las limitaciones inherentes a los sensores (calibración del equipo, sensibilidad cruzada, resolución finita, etc.), las fluctuaciones en la estabilidad de los sistemas, y las características específicas los métodos de calibración empleados (contribuciones relacionadas con las fuentes de excitación vibratoria y los procedimientos seguidos en cada caso). Además, las condiciones experimentales y el entorno de medición también pueden generar variaciones que afectan a los resultados, como las diferencias en la sensibilidad de los sensores ante distintos patrones vibratorios, la colocación del sensor respecto de la fuente de excitación o parámetros ambientales como la temperatura o la humedad relativa. Al interpretar los resultados, es fundamental tener en cuenta estas incertidumbres y las correcciones asociadas a ellas, ya que podrían introducir errores que, aunque puede que sean pequeños, son suficientes para influir en la fiabilidad de los datos obtenidos. La comprensión de estas fuentes de incertidumbre es esencial para mejorar la exactitud de las mediciones y así optimizar la calibración de los sistemas de medición.

Además, se estudiará la posibilidad de combinar ambos métodos de calibración para aprovechar las ventajas de cada uno de ellos. Adicionalmente, se estudiará el impacto de las condiciones ambientales, las variaciones en el posicionamiento de los sensores y otras posibles fuentes de error en las mediciones. Estos avances tendrán como objetivo una caracterización más precisa de los dispositivos, permitiendo optimizar su rendimiento en el análisis del movimiento humano, mejorando su eficacia en áreas críticas como la salud o la seguridad a través de



aplicaciones como el análisis biomecánico, la monitorización de actividad física o detección de movimientos específicos en contextos laborales.

En conclusión, este estudio compara dos metodologías de caracterización de acelerómetros de *smartwatches*, resaltando la importancia de seleccionar métodos de calibración apropiados, considerando las frecuencias y amplitudes relevantes para cada aplicación. Una correcta selección puede optimizar la precisión y fiabilidad de los datos recogidos por los sensores en campos como el análisis del movimiento humano.

## Agradecimientos

Esta publicación forma parte del Proyecto BIOCLITE PID2021-123708OB-I00, financiado por MCIN/AEI/10.13039/501100011033/FEDER, UE.

## Referencias

- [1] Y. Bello and E. Figetakis, IoT-based Wearables: A comprehensive Survey. 2023.
- [2] C. Polvorinos-Fernández et al., "Evaluating Motor Symptoms in Parkinson's Disease Through Wearable Sensors: A Systematic Review of Digital Biomarkers" *Applied Sciences*, vol. 14, no. 22, doi: 10.3390/app142210189.
- [3] Pavón, I. (2016-2017). Soluciones basadas en el uso de tecnología wearable (relojes inteligentes – smartwatches) y teléfonos inteligentes (smartphones) para la detección y prevención de los riesgos de la exposición a vibraciones mecánicas y caídas. Fundación Prevent. <https://www.fundacionprevent.com/investiga-prl>
- [4] Pavón García, I. (2020-2021). Monitoreado en tiempo real de actividades humanas para la gestión de riesgos laborales mediante el uso de tecnología wearable e inteligencia artificial: Un estudio piloto en entornos industriales. Fundación Prevent. <https://www.fundacionprevent.com/investiga-prl>
- [5] De Arcas Castro, G. (2018-2019). Tecnologías capacitadoras para la asistencia, seguimiento y rehabilitación de pacientes con enfermedad de Parkinson (TECA PARK). Centro Internacional sobre el Envejecimiento (CENIE), Interreg V-A España-Portugal (POCTEP). Código 0348\_CIE\_6\_E
- [6] De Arcas Castro, G. (2019-2020). Translating neuro-acoustic technologies into solutions for older people. UPM & MIT International Science and Technology Initiatives (MISTI).
- [7] Ministerio de Ciencia e Innovación. (2022). Biomarcadores digitales para la evaluación del estado motor de pacientes con enfermedad de Parkinson para su aplicación clínica y terapéutica, BIOCLITE. (PID2021-123708OB-I00).
- [8] [monipar] Sigcha, L, et. al. Monipar: movement data collection tool to monitor motor symptoms in Parkinson's disease using smartwatches and smartphones. *Front Neurol.* 2023 Dec 7. 14. 1326640. <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1326640>
- [9] [biomarcadores] Polvorinos-Fernández, C.; Sigcha, L.; Borzi, L.; Olmo, G.; Asensio, C.; López, J.M.; de Arcas, G.; Pavón, I. Evaluating Motor Symptoms in Parkinson's Disease Through Wearable Sensors: A Systematic Review of Digital Biomarkers. *Appl. Sci.* 2024, 14, 10189. <https://doi.org/10.3390/app142210189>
- [10] Sigcha, L, et. al. Automatic Resting Tremor Assessment in Parkinson's Disease Using Smartwatches and Multitask Convolutional Neural Networks. *Sensors* 2021, 21, 291. <https://doi.org/10.3390/s21010291>
- [11] Sigcha, L, et. al. Bradykinesia Detection in Parkinson's Disease Using Smartwatches' Inertial Sensors and Deep Learning Methods. *Electronics* 2022, 11, 3879. <https://doi.org/10.3390/electronics11233879>
- [12] Sigcha, L, et. al. Deep Learning Approaches for Detecting Freezing of Gait in Parkinson's Disease Patients through On-Body Acceleration Sensors. *Sensors* 2020, 20, 1895. <https://doi.org/10.3390/s20071895>
- [13] Sigcha, L, et. al., Improvement of Performance in Freezing of Gait detection in Parkinson's Disease using Transformer networks and a single waist-worn triaxial accelerometer, *Eng. App. of Art. Intelligence*, Vol.116, 2022, <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2022.105482>.
- [14] FallDTR. Núm. solicitud: M-003717-21. Número de asiento registral: 16 / 2021 / 7725. Universidad Politécnica de Madrid. 27/05/2021.
- [15] D. Bravo and C. Rengifo, "Calibración de la Unidad de Medida Inercial de un Dispositivo Móvil" *Revista Mexicana de Física E*, vol. 21, pp. 1-6, 07/01 2024, doi: 10.31349/RevMexFisE.21.020215.

- [16] Y. Li, J. Georgy, X. Niu, Q. Li, and N. El-Sheimy, "Autonomous Calibration of MEMS Gyros in Consumer Portable Devices" *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, pp. 1-1, 07/01 2015, doi: 10.1109/JSEN.2015.2410756.
- [17] L. F. Sigcha, I. Pavón, P. Arezes, N. Costa, G. Arcas, and J. M. Lopez Navarro, "Occupational Risk Prevention through Smartwatches: Precision and Uncertainty Effects of the Built-In Accelerometer" *Sensors*, vol. 18, 11/06 2018, doi: 10.3390/s18113805.
- [18] J. A. B. Hernández, H. Alonso-Navarro, M. R. L. Piudo, and F. J. J. Jiménez, "Protocolo diagnóstico y terapéutico del temblor" *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, vol. 11, no. 74, pp. 4483-4486, 2015/03/01/ 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.med.2015.02.016>.
- [19] S. R. Hamner and S. L. Delp, "Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds" *Journal of Biomechanics*, vol. 46, no. 4, pp. 780-787, 2013/02/22/ 2013, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.024>.
- [20] Centeno-Cerrato, M. (2024). *Metodología para caracterizar sensores inerciales orientado al análisis de movimiento humano utilizando diferentes bancos de ensayo* (Trabajo de fin de máster). Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales & Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid.
- [21] ISO 16063-21:2003. Methods for the Calibration of Vibration and Shock Transducers-Part 21: Vibration Calibration by Comparison to a Reference Transducer, ISO: Geneva, Switzerland, 2003.
- [22] ISO 8041-1:2018. Human Response to Vibration: Measuring Instrumentation, ISO: Geneva, Switzerland, 2018.
- [23] ISO 266:1997. Acoustics-Preferred Frequencies, ISO: Geneva, Switzerland, 1997.