

# Módulo 1: Introducción a la tecnología ponible - Con y sin retroalimentación

Las tecnologías ponibles están ganando cada vez más popularidad para su uso en deportes profesionales, investigación, en clínicas de medicina conductual del sueño y en la población en general. Se aceptan como una forma confiable y válida de aproximación prospectiva y objetiva de los patrones de actividad y sueño. Miden el tiempo que se pasa durmiendo o despierto, así como las diferentes etapas del sueño y, de una manera más general, el ciclo de actividad de 24 horas (24 HAC). Para el consumidor en general, las medidas de sueño suelen combinarse con parámetros adicionales de seguimiento de estado físico, salud y rendimiento que maximizan este último y reducen el riesgo de lesiones.

Aunque la industria continúa ganando impulso, la adopción de estos dispositivos todavía es relativamente limitada y muchas personas carecen de comprensión sobre la historia, la mecánica, la tecnología y las aplicaciones adecuadas de estos dispositivos. Puede representar un desafío incorporar tecnologías ponibles en la investigación, la práctica clínica o las rutinas de salud y bienestar sin saber por dónde empezar. El propósito de este módulo es explicar cómo y por qué se desarrollaron estos dispositivos, cómo funcionan y cuáles son sus verdaderas limitaciones. En particular, haremos hincapié en los dispositivos para el sueño y cómo contralarlos adecuadamente, ya que en la actualidad son uno de los indicadores clave más populares en el rendimiento deportivo profesional. Al finalizar, deberías ser capaz de tomar decisiones informadas sobre cómo incorporar de manera efectiva las tecnologías ponibles en las rutinas de deportistas profesionales.

## Historia

La primera tecnología ponible incluía transductores analógicos que medían el movimiento a medida que ocurría. Por lo general, estos dispositivos consistían en un objeto metálico contenido dentro de un campo magnético. A medida que el usuario se movía, el objeto metálico también se movía, alterando el voltaje en el campo magnético. Este cambio de voltaje se registraba externamente.

El primer estudio documentado de la actigrafía en humanos fue en 1972. David J. Kupfer, un estudiante de posgrado en la Escuela de Medicina de la Universidad de Yale, realizó grabaciones telemétricas continuas de ocho pacientes psiquiátricos y comparó los datos

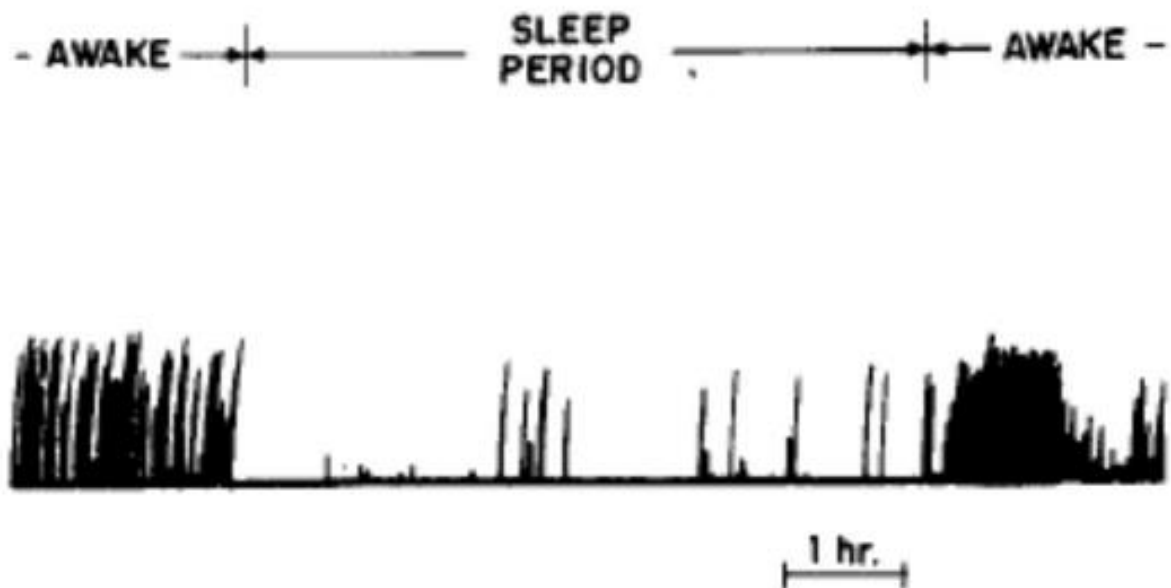


con grabaciones de EEG nocturno durante dos noches consecutivas (Kupfer et al., 1972). Las grabaciones de actigrafía resultaron ser comparables al EEG, abriendo así la puerta a una nueva técnica de estudio para distinguir entre el sueño y la vigilia a través de la actividad motora.

El dispositivo que Kupfer et al. (1972) utilizaron fue diseñado inicialmente para su uso en animales por José Delgado, un profesor de neurofisiología también en la Universidad de Yale. Al agregar una pulsera, el dispositivo podía ser fácilmente usado por los humanos que participaban del estudio de Kupfer. El diseño, que era simple, consistía de una bola dentro de un tubo metálico. A medida que el participante se movía, la bola también se movía y esto cambiaba la salida de voltaje.

La siguiente iteración fue el sistema MediLog, un transductor de movimiento más estable creado por Daniel F. Kripke y sus colegas en la Universidad de California, San Diego, en 1978 (Kripke et al., 1978). Para que este sistema funcionase, se debía soldar una tuerca descentrada en un extremo de un cable de EEG, con el otro extremo conectado a un elemento piezoeléctrico cerámico. A medida que el dispositivo se movía, la tuerca también se movía y el cambio de voltaje se registraba en un grabador de cinta externo que se llevaba en la cintura. Las trazas eran similares a las que se producen hoy en día (figura 1).

**Figura 1. Trazo producido por un grabador analógico.**



Fuente: Kripke et al., 1978, p. 675.

Awake	Vigilia
-------	---------

Sleep period	Período de sueño
--------------	------------------

Estos dispositivos también fueron diseñados para ser a prueba de agua. Esto significaba que podían ser usados durante un período continuo de 24 horas, característica importante para ahorrar el tiempo de ponerse y quitarse estos dispositivos.

Estos dispositivos demostraron una alta correlación con las grabaciones PSG (polisomnografía) de sueño y vigilia entre los cinco participantes que se inscribieron en el estudio. Algo difícil de detectar eran los despertares nocturnos, un problema que persiste en los dispositivos actuales (tabla 1).

**Tabla 1. Comparación de PSG y actigrafía en cinco participantes.**

<b>Comparison of two methods of sleep measurement</b>			
	<b>Polygraph</b>	<b>Actigraph</b>	
<b>Sleep period</b>	436 min	433 min	
	442	446	<b>r = 0.954</b>
	497	485	<b>t = 5.49</b>
	466	454	<b>P &lt; 0.01</b>
	512	528	
<b>Sleep time</b>	434 min	410 min	
	348	345	<b>r = 0.982</b>
	442	439	<b>t = 9.01</b>
	462	453	<b>P &lt; 0.005</b>
	502	473	
<b>Wake time</b>	94 min	100 min	
<b>Within sleep</b>	54	46	<b>r = 0.851</b>
	4	1	<b>t = 2.80</b>
	10	55	<b>P &lt; 0.05</b>
	2	23	

Fuente: Kripke *et al.*, 1978, p. 675

Comparison of two methods of sleep measurement	Comparación de dos métodos de medición del sueño.
--	---



<b>Sleep period</b>	<b>Período de sueño</b>
<b>Sleep time</b>	<b>Tiempo de sueño</b>
<b>Wake time</b>	<b>Tiempo de vigilia</b>
<b>Within sleep</b>	<b>Dentro del sueño</b>
<b>Polygraph</b>	<b>Poligrafía</b>
<b>Actigraph</b>	<b>Actigrafía</b>
<b>min</b>	<b>min</b>

## ¿Cómo funciona la tecnología ponible? Implicaciones de la tecnología ponible para el sueño

### Movimiento

Las tecnologías ponibles para el sueño miden el movimiento como el principal indicador del sueño. Sin embargo, una persona puede estar quieta mientras está despierta y moverse durante el sueño. Distinguir entre ambos puede hacerse de manera más eficiente al incorporar elementos multisensoriales en los dispositivos para construir una imagen fisiológica más clara del estado de conciencia que ocurre en cada momento.

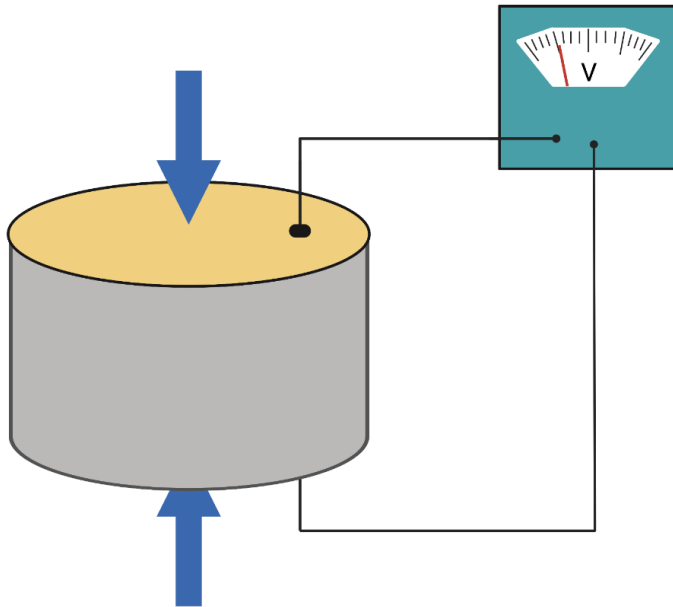
Medir el movimiento de manera efectiva comienza determinando los tipos de movimiento que son más propensos a representar la vigilia y menos propensos a ocurrir durante el sueño. Por lo tanto, la ubicación del dispositivo en el cuerpo es fundamental. También es importante poder medir la intensidad del movimiento, ya que los movimientos más vigorosos son más propensos a ocurrir mientras se está despierto.

El sistema MediLog de Kripke podía detectar la frecuencia del movimiento, pero no la intensidad. El mecanismo simple se movería con el usuario y este movimiento desencadenaría un cambio en la salida de voltaje que se registraría como un evento de movimiento. Estos casos de movimiento se evaluaban en un período de tiempo determinado, similar a la puntuación clásica de PSG del sueño.

Cuando surgió la piezoelectricidad, las tecnologías avanzadas pasaron de ser transductores de movimiento a verdaderos acelerómetros. Esto significó que los cambios en la salida de voltaje podían utilizarse para cuantificar la intensidad del movimiento en lugar de simplemente registrar la presencia o ausencia de un evento de movimiento.

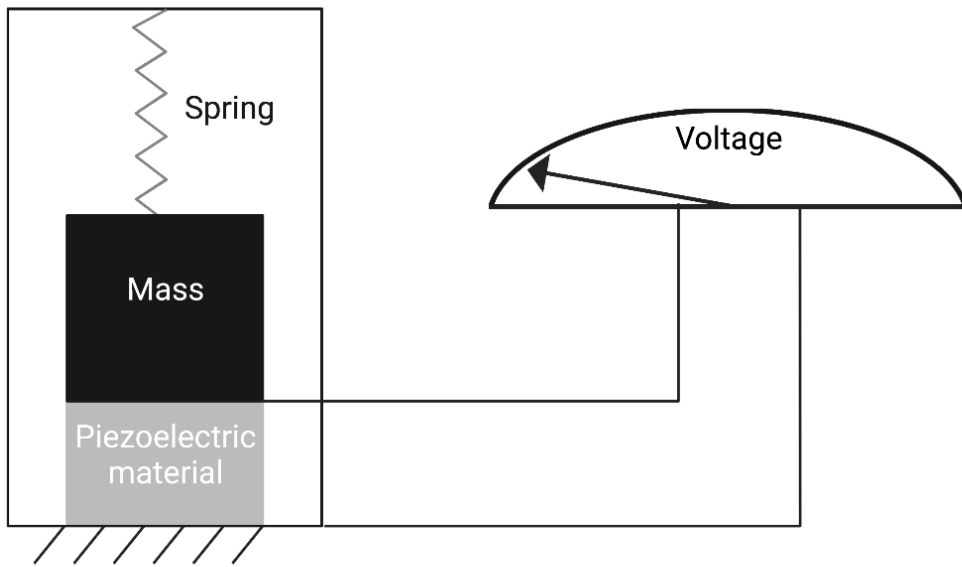
La piezoelectricidad se refiere a la carga eléctrica que se encuentra en materiales sólidos, como cristales o cerámicas, en respuesta a la presión. Puede medirse al conectar un electrodo a uno de estos materiales sólidos y registrar el cambio en el voltaje en respuesta a diferentes niveles de estrés mecánico.

**Figura 2. Principios de la piezoelectricidad**



Fuente: [Imagen virtual de los principios de piezoelectricidad, [s.f.], <https://bit.ly/3eAUKDq>.

**Figura 3. Actos de aceleración que actúan sobre una maza que está restringida por un resorte**



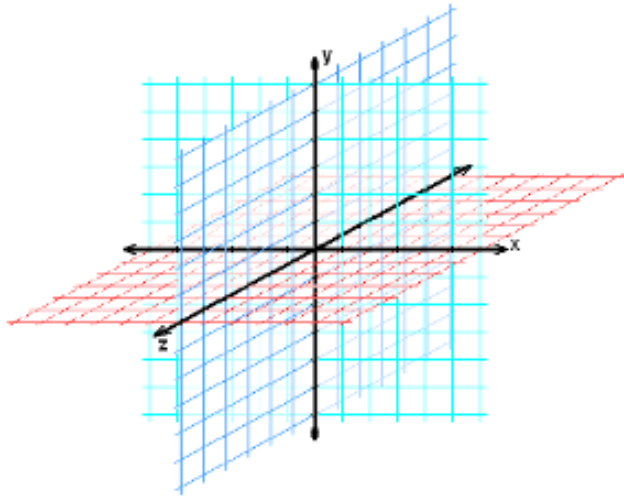
Fuente: [Imagen en línea de actos de aceleración que actúan sobre una masa que está restringida por un resorte], (s. f.), <https://bit.ly/3D02fgl>.

Voltage	Voltaje
Spring	Resorte
Mass	Maza
Piezoelectric material	Material piezoeléctrico

Actos de aceleración que actúan sobre una maza que está restringida por un resorte. El componente interno de un acelerómetro experimentará niveles variables de compresión o presión en función de la intensidad del movimiento inducido por la persona que lo lleva puesto. Esto luego puede cuantificarse.

**Figura 4. Acelerometría tridimensional**





Fuente: [Imagen virtual de la acelerometría tridimensional], (s. f.), <https://bit.ly/3CFFvRL>.

Un avance crítico en el campo se produjo con el desarrollo de acelerómetros triaxiales. Estos dispositivos utilizan tres acelerómetros colocados en ángulos de 90 grados entre sí para reflejar los movimientos tridimensionales de la vida real que las personas realizan a lo largo del día. Los acelerómetros triaxiales generan una única salida de voltaje en respuesta a la intensidad del movimiento que ocurre en cada una de las tres unidades individuales.

Los dispositivos deben diseñarse para capturar de manera efectiva el movimiento real limitado a las señales biológicas mientras filtran el ruido. Esto es similar a las consideraciones dadas al exceso de ruido que ocurre durante las grabaciones de PSG, como el aire acondicionado y otras actividades de fondo que no reflejan la fisiología de la persona que está durmiendo. Sin embargo, aún existen limitaciones, ya que muchos de los dispositivos actuales registran actividades que no ocurren.

Los cambios extremos de temperatura también pueden alterar la precisión de las grabaciones de movimiento. Dado que los materiales se expanden cuando se calientan, la probabilidad de activar una señal que indique que ha ocurrido un movimiento aumenta en climas cálidos. Esto es particularmente problemático en los sistemas microelectromecánicos modernos (SMEM), que aprovechan una serie de acelerómetros a una escala muy pequeña.

Los chips SMEM están presentes en los dispositivos ponibles de sueño actuales, junto con los teléfonos móviles modernos.

Sin embargo, los dispositivos diseñados para distinguir entre el sueño y la vigilia a menudo están calibrados con un mayor grado de sensibilidad al movimiento que los teléfonos celulares, podómetros u otros dispositivos destinados principalmente al ejercicio. Las tecnologías del sueño también utilizan algoritmos específicos que ayudan a predecir aún más los patrones de sueño y vigilia.

Los algoritmos se crean para predecir episodios de sueño-vigilia según la actividad anterior y posterior a un período de muestreo específico. Estos períodos o 'intervalos' suelen ser ventanas de 30 segundos para que sean comparables con la PSG. A pesar de que la duración de 30 segundos es, en cierta medida, arbitraria debido a la naturaleza digital de las grabaciones objetivas del sueño, cuando se inventó la PSG, el proceso analógico significaba que cada hoja de papel solo podía contener datos de 30 segundos. A pesar de los avances tecnológicos, este número se ha mantenido estándar en el campo. La actigrafía original registraba el movimiento en intervalos de dos minutos antes de reducir esto a ventanas de un minuto. Durante los estudios de validación, las grabaciones de PSG tuvieron que cambiarse de intervalos de 30 segundos a ventanas de uno o incluso dos minutos para que fueran comparables a los dispositivos ponibles en cuestión. La mayoría de los dispositivos actuales registran el sueño en intervalos de 30 segundos, ya que se ha mantenido como el estándar "patrón de oro" para la clasificación del sueño, aunque algunos dispositivos han reducido esto a intervalos de 15 segundos.

La mayoría de los dispositivos modernos ahora proporcionan a los usuarios los datos crudos completos de cada punto de muestreo, que ocurren muchas veces por minuto. Aunque esto puede ser útil, también puede ser difícil de interpretar. Dentro de cualquier intervalo, hay variabilidad y ruido. La ventaja de un solo punto de datos, como el máximo dentro de un intervalo, es que puede ser más fácil filtrar el ruido.

Los dispositivos pueden tener diferentes modos de grabación. El más antiguo es el modo de cruce por cero (ZCM, por sus siglas en inglés), que se originó a partir de los transductores de movimiento. Captura si ocurrió un movimiento o no, pero no la intensidad, registrando cada vez que el voltaje cruzó una marca 'cero' predefinida que tiene en cuenta el error inherente.

El modo de tiempo por encima del umbral (TAT, por sus siglas en inglés) mide la duración de los episodios por encima de 'cero' y puede ser útil para detectar la vigilia. Sin embargo, tampoco captura la intensidad y es menos útil para detectar el sueño.

El modo proporcional integral (PIM, por sus siglas en inglés) es el modo de grabación predeterminado que se encuentra en la mayoría de los dispositivos modernos. Representa los valores del área bajo la curva (AUC) obtenidos para cada intervalo y, si bien es más sensible que ZCM y TAT para registrar la frecuencia del movimiento, también mide la intensidad.

La eficacia de PIM en términos de acuerdo minuto a minuto con la PSG se cuantificó en 2001 y se demostró que era más efectiva para evaluar la vigilia, que, por naturaleza, es más difícil de detectar que el sueño, que ZCM y TAT (Jean-Louis et al., 2001).

## **Tabla 2. Comparación de los modos de grabación**



	AR%	MS%	MW%	SEN%	SPE%	SE%
SUMACT	94.4	3.6	2.0	97.9	30.3	96.4
MAXACT	91.4	3.2	5.4	94.3	37.3	92.7
Zero Crossing	95.0	3.7	1.3	98.7	27.7	97.3
Time Above Threshold	94.6	3.4	2.0	97.8	34.6	96.2
Preportional Integrating	96.5	1.7	1.8	97.2	43.1	95.4

<sup>a</sup>Parameters included minute-by-minute agreement rate (AR), percentage of PSG wakefulness epochs misscored as sleep (MS), percentage of PSG sleep epochs misscored as wakefulness (MW), sensitivity (SEN) and specificity (SPE) of the algorithms, and derived sleep efficiency (SE).

Fuente: Jean-Louis *et al.*, 2001, p. 188.

SUMACT	SUMACT
MACACT	MACACT
Zero Crossing	Cruce por cero
Time above threshold	Tiempo por encima del umbral
Proportional integrating	Proporcional integral
Parameters included minute-by-minute agreement rate (AR), percentage of PSG wakefulness epochs misscored as sleep (MS), percentage of PSG sleep epochs misscored as wakefulness (MW), sensitivity (SEN) and specificity (SPE) of the algorithms, and derived sleep efficiency (SE)	Los parámetros utilizados incluyen la tasa de acuerdo minuto a minuto (AR), el porcentaje de episodios de vigilia según PSG que se clasificaron incorrectamente como sueño (MS), el porcentaje de episodios de sueño según PSG que se clasificaron incorrectamente como vigilia (MW), la sensibilidad (SEN) y la especificidad (SPE) de los algoritmos, y la eficiencia derivada del sueño (SE).

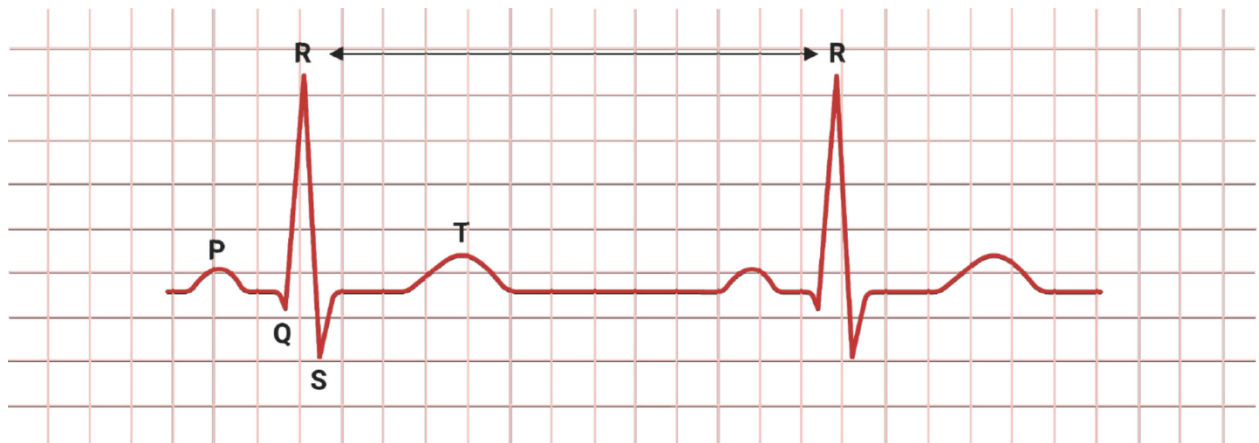
Una década después, en 2011, los hallazgos de un estudio grande en adultos mayores mostraron que el modo PIM tuvo el mejor desempeño en cuanto a duración, eficiencia y latencia del sueño y tiempo de vigilia después del inicio del sueño (Blackwell et al., 2011). TAT tuvo un desempeño inferior, pero fue comparable en duración del sueño, eficiencia del sueño y tiempo de vigilia después del inicio del sueño. ZCM no tuvo un buen desempeño para ningún parámetro de sueño, aunque tuvo un desempeño moderadamente bueno en el tiempo de vigilia después del inicio del sueño.

### Frecuencia cardíaca

Cada latido del corazón consta de dos procesos principales (figura 7). El primero es la diástole, que es el reposo y llenado de sangre por parte del corazón, y el segundo es la sístole, que es la expulsión de sangre a través de la válvula aórtica. Un electrocardiograma (ECG o EKG) mide la actividad eléctrica de un latido utilizando una serie de electrodos aplicados a la piel en el pecho. Durante cada latido, una progresión ordenada de actividad

eléctrica mueve la sangre a través de las diferentes cámaras del corazón y hacia la periferia. Estas diferentes etapas se registran visualmente como una serie de ondas (figura 5)

**Figura 5. Intervalo R-R**

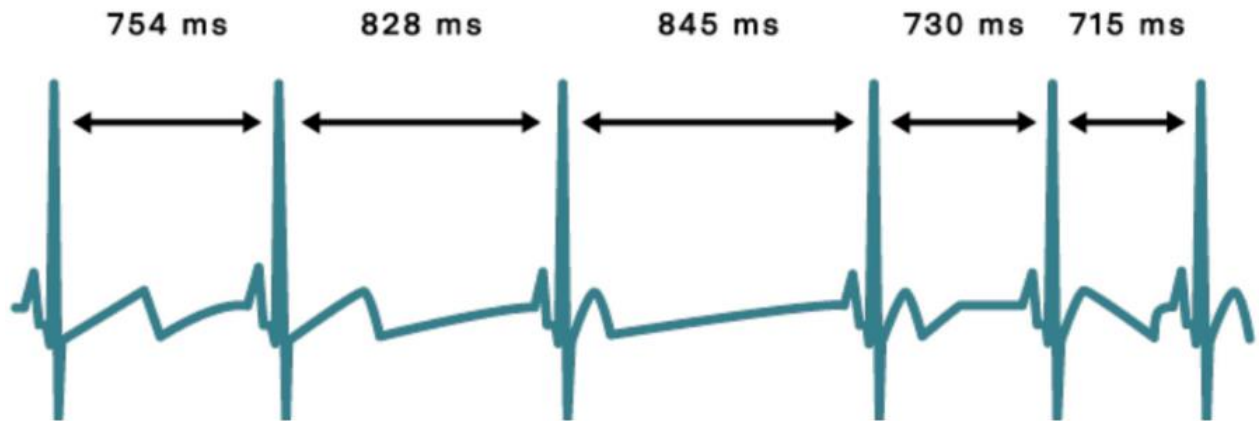


Fuente: **Elaboración propia**

La distancia entre los mismos dos puntos de dos latidos cardíacos consecutivos representa la duración completa de un solo latido. Normalmente, se utiliza el intervalo entre dos picos 'R' consecutivos (a menudo llamado intervalo 'R-R') porque estos marcadores son los más fáciles de detectar debido a su indicación de sístole, o la expulsión de sangre del corazón hacia la circulación.

La variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) es una medida de la variabilidad en microsegundos entre esos intervalos, y una mayor variabilidad representa un mejor tono parasimpático en respuesta al estrés. Existen diferencias significativas en la VFC entre las personas, en particular en los deportistas de élite, pero en general, una VFC más baja representa un corazón menos adaptable. El ejercicio vigoroso o el entrenamiento pueden disminuir temporalmente la VFC, pero el sueño brinda la oportunidad de recuperación. La VFC es un indicador clave de rendimiento que se sigue comúnmente en deportistas profesionales, y la mayoría de los dispositivos portátiles comercializados la incluyen como una métrica que se obtiene de sus dispositivos.

**Figura 6. Variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC)**

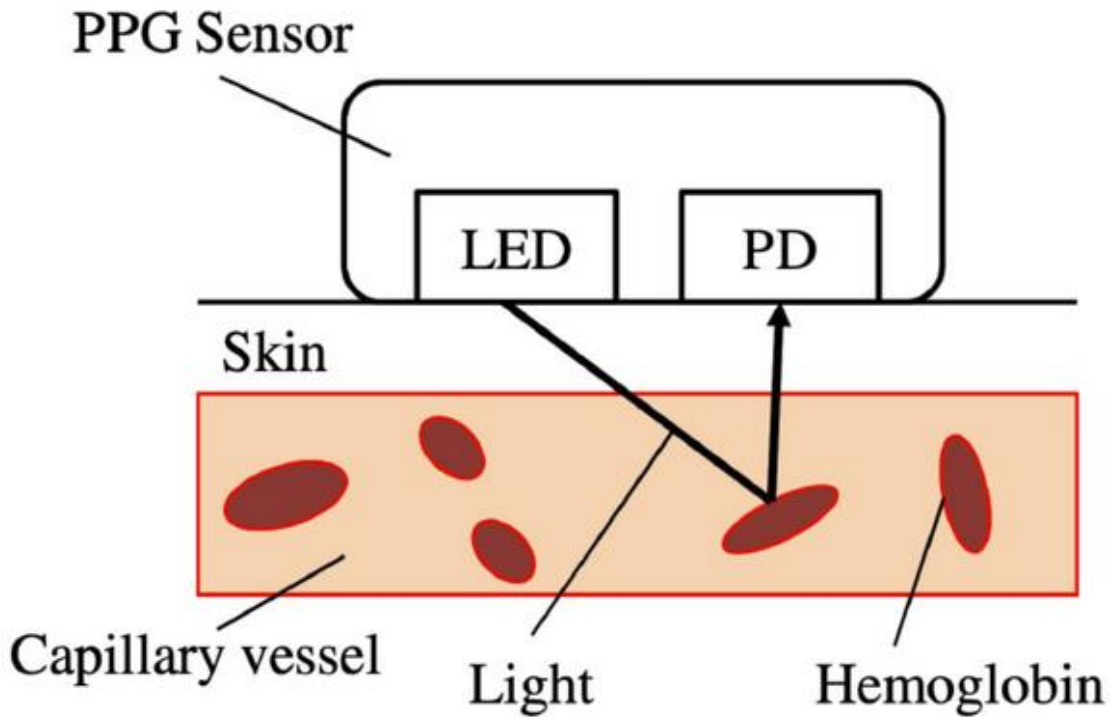


Fuente: [Imagen virtual de la variabilidad de la frecuencia cardíaca], (s. f.), <https://bit.ly/3EGtzSh>.

Las fibras nerviosas transmiten al cerebro información sobre la actividad autónoma en la periferia, y el cerebro ejerce un control descendente sobre el tono autónomo. Una mayor variabilidad de la frecuencia cardíaca se ha asociado con un mejor rendimiento cognitivo y memoria (Whitehurst et al., 2016). Sin embargo, se ha demostrado que el estrés crónico disminuye la variabilidad de la frecuencia cardíaca (Thayer et al., 2012). Si bien los dispositivos actigráficos no miden la actividad cerebral, pueden medir la frecuencia cardíaca como un indicador de la conexión entre el corazón y el cerebro, mediada por el nervio vago.

La fotopletismografía (PPG) es una técnica simple que se puede utilizar para medir la frecuencia cardíaca. Dirige luz desde un diodo emisor de luz (LED) hacia la piel y registra los cambios en la absorción a medida que la luz es absorbida por los vasos sanguíneos (figura 7).

**Figura 7. Fotopletismografía (PPG)**



Fuente: Fukushima *et al.*, 2012, <https://bit.ly/3Mz7zKS>.

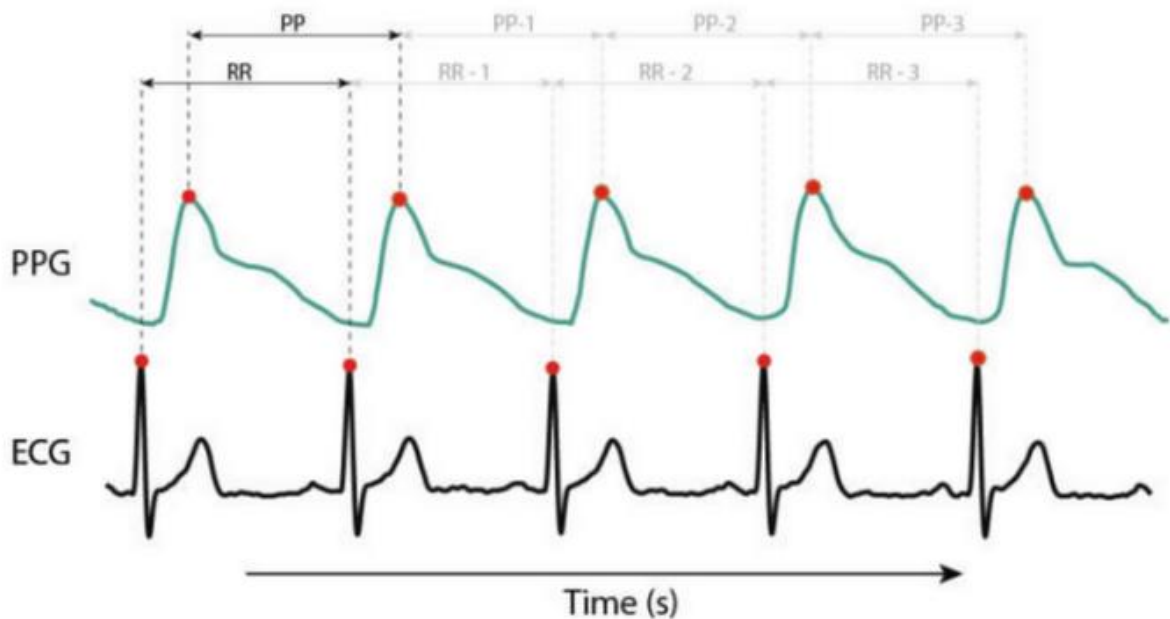
PPG sensor	Sensor PPG
LED	LED
PD	PD
Capillary vessel	Vaso capilar
Light	Luz
Hemoglobin	Hemoglobina

A medida que la sangre es bombeada desde el corazón hacia la periferia, los vasos sanguíneos pulsán en respuesta a la expansión y contracción. Medir la cantidad de luz absorbida por estos vasos sanguíneos a intervalos frecuentes detectará cambios en el movimiento sanguíneo y, por lo tanto, en la frecuencia cardíaca. La onda de pulso es la cantidad de absorción de luz y refleja la frecuencia cardíaca.

Esta señal PPG es altamente precisa para medir datos de frecuencia cardíaca y se alinea con el ECG. Sin embargo, existe un retraso entre la frecuencia cardíaca y la onda de pulso

debido al tiempo que tarda la sangre en llegar a la periferia después de salir del corazón (figura 12). Esto se puede estandarizar utilizando una constante de tiempo.

**Figura 8. Retraso de la onda de pulso**

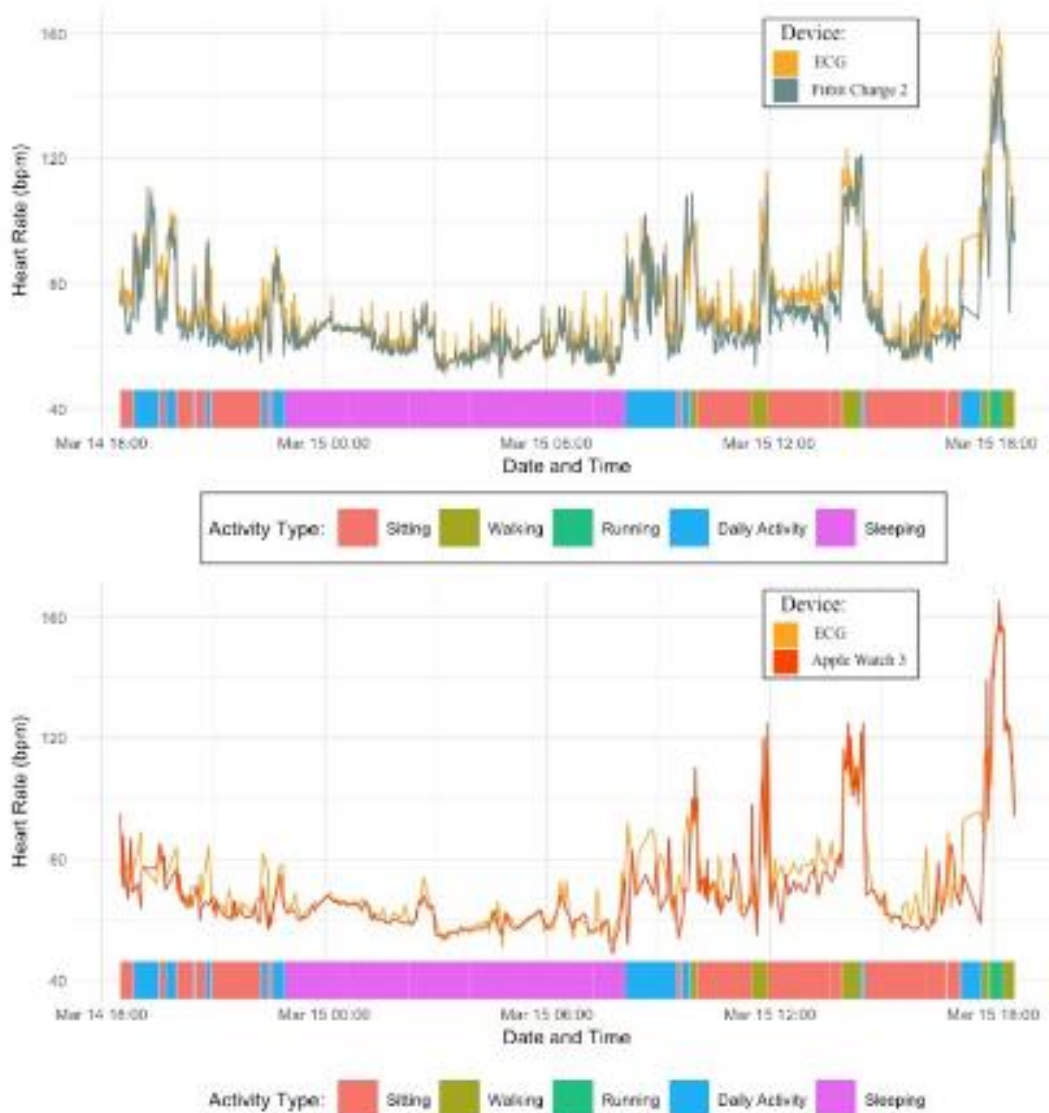


Fuente: [Imagen en línea del retraso de la onda de pulso], (s. F.), <https://bit.ly/3S7fjou>.

Time (s)	Tiempo (s)
PPG	PPG
ECG	ECG
PP	PP
RR	RR

La mayoría de las tecnologías modernas de sueño que incorporan PPG son altamente comparables, utilizando longitudes de onda de luz verde que reflejan la profundidad de penetración deseada en la piel, impactando solo la porción externa de los vasos sanguíneos y minimizando así el ruido (figura 11).

Figura 9. Frecuencia cardíaca medida usando Fitbit Charge 2 y Apple Watch 3



Fuente: Nelson y Allen, 2019, <https://bit.ly/3eC3Ek2>.

Device	Dispositivo
ECG	ECG
Heart Rate (bpm)	Frecuencia cardíaca (lpm)
Date and time	Fecha y hora
Activity type:	Tipo de actividad:
Siting	Sentado
Walking	Caminata
Running	Corrida
Daily Activity	Actividad diaria
Sleeping	Sueño
Apple Watch	Apple Watch

La frecuencia cardíaca disminuye y, por lo general, es menos variable durante el sueño (figura 13). Cuando se combina con datos de movimiento, los dispositivos portátiles que miden la frecuencia cardíaca pueden crear una imagen más clara del comportamiento sueño-vigilia. También pueden aproximar el tiempo que se pasa en las diferentes etapas del sueño con cierta confiabilidad. Cuando la VFC se divide en diferentes bandas de frecuencia implica diferentes aspectos de la función del sistema nervioso autónomo. Los nervios parasimpáticos provocan una respuesta mucho más rápida (< 1 segundo) que los nervios simpáticos (> 5 segundos) (Nunan et al., 2010) y comprenden la actividad de alta frecuencia (HF) y baja frecuencia (LF), respectivamente. Cuando se combina con datos de movimiento, esto puede comenzar a predecir la arquitectura del sueño (tabla 3).

**Tabla 3. Variabilidad de la frecuencia cardíaca, activación autónoma y etapas del sueño**

	Frequency (Hz)	ANS Indications	Correlated Sleep Stage
Very Low Frequency (VLF)	0.02 – 0.05	Sympathetic tone	Highest in REM
Low Frequency (LF)	0.05 – 0.15	Sympathovagal balance	Lowest in Stage 3 NREM
High Frequency (HF)	0.15 – 0.40	Parasympathetic tone	Highest in Stage 2 NREM
Total Power	0.00 – 0.40	--	Lowest in wake; highest in REM

Fuente: Elaboración propia basada en Nunan et al. 2010.

Frequency (Hz)	Frecuencia (Hz)
ANS Indications	Indicaciones del SNA
Correlated sleep stage	Etapas de sueño correlacionadas
Very low frequency (VLF)	Frecuencia muy baja (VLF)
Low frequency	Baja frecuencia
High frequency	Alta frecuencia
Total power	Potencia total
Sympathetic tone	Tono simpático
Sympathovagal balance	Equilibrio simpato-vagal
Parasympathetic tone	Tono parasimpático
Highest in Rem	Más alto en REM
Lowest in stage 3 NREM	Más bajo en la etapa 3 del NREM
Highest in stage 2 NREM	Más alto en la etapa 2 del NREM
Lowest in wake, highest in REM	Más bajo en la vigilia, más alto en REM

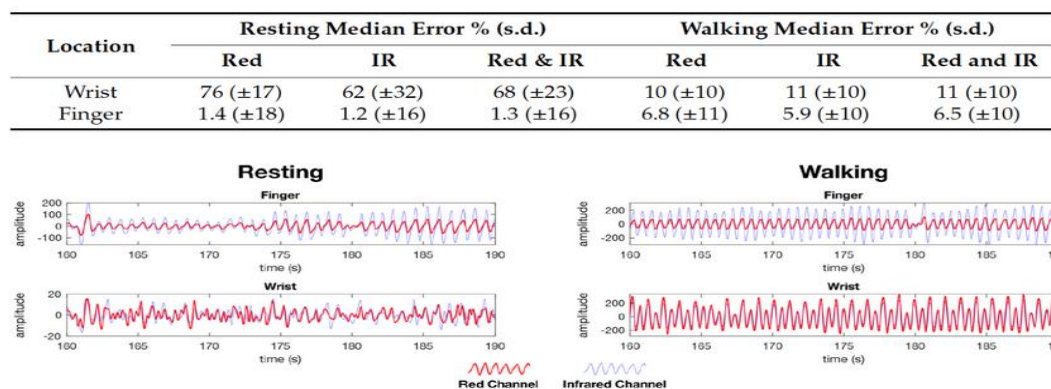
El primer estudio que evaluó sistemáticamente las señales cardiorrespiratorias para aproximar las etapas del sueño se realizó en 2006 en pacientes con apnea del sueño

obstructiva (OSA, por sus siglas en inglés) (Redmond y Heneghan, 2006). Se determinó que al medir la frecuencia cardíaca a través del ECG y la respiración mediante la expansión y contracción de la caja torácica, la clasificación de las etapas del sueño era comparable a la establecida mediante EEG. En 2011, otro estudio utilizó Watch-PAT100 (un dispositivo de registro PAT; Itamar Medical, Caesarea, Israel), de detección de OSA pero también utiliza actigrafía. Este mostró una buena concordancia entre el sueño REM y el sueño NREM al observar las diferencias en el tono periférico y arterial (Hedner et al., 2011). La vasoconstricción periférica es una característica bien documentada del sueño REM.

La aproximación de las etapas del sueño mediante el Actiwatch combinado con el monitoreo de la frecuencia cardíaca se realizó en el estudio de Nelson y Allen (2019). Aunque estas mediciones combinadas pudieron predecir el sueño versus la vigilia con un 91,5% de precisión, esta alcanzó un techo del 83% cuando se trataba de predecir las etapas del sueño, un problema que persiste hasta la fecha.

En 2019, Longomore y sus colegas investigaron la eficacia de medir la frecuencia cardíaca en el dedo y en la muñeca, las dos ubicaciones en las cuales se utiliza normalmente los dispositivos ponibles actuales. El pulso es más débil para detectar en el dedo en comparación con la muñeca, pero tiende a producir datos más estables porque el dedo se mueve con menos frecuencia que la muñeca.

**Figura 10. Actigrafía en la muñeca vs. actigrafía en el dedo**



Fuente: Longomore *et al.*, 2019, <https://bit.ly/3MPhE6R>.

Resting median error	Error medio en reposo
Walking median error	Error medio al caminar
Location	Ubicación
Red	Rojo
IR	IR
Resting	Reposo
Finger	Dedo
Amplitude	Amplitud
Wrist	Muñeca
Time	Tiempo
Walking	Caminata
Red channel	Canal rojo
Infrared channel	Canal infrarrojo

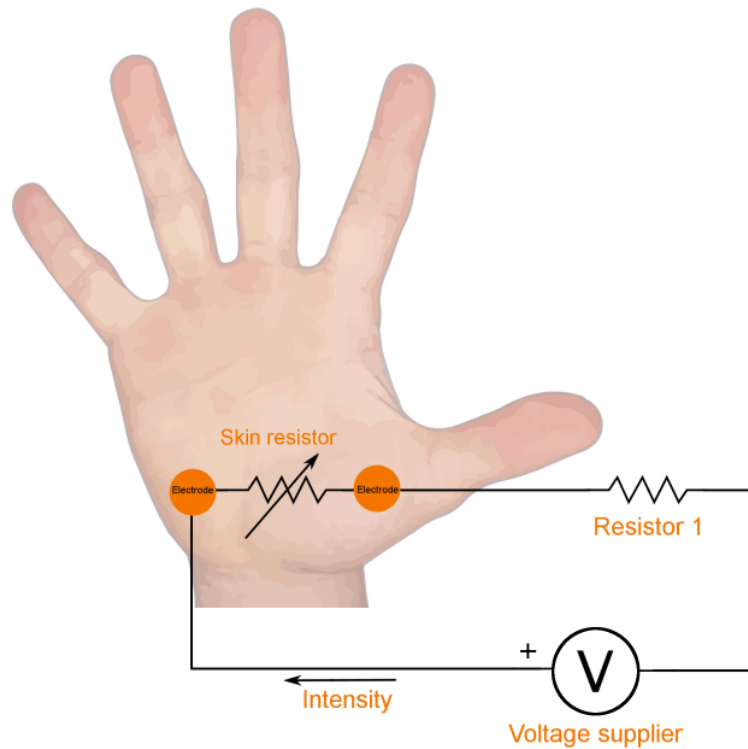
Aplicar un algoritmo desarrollado para un dispositivo de muñeca a los datos generados desde un anillo generalmente se considera inapropiado, pero, como los anillos se han vuelto populares, esto debe tenerse en cuenta.

### **Sensores adicionales**

Si bien el movimiento y la frecuencia cardíaca siguen siendo los sensores clave en las tecnologías modernas para el sueño, hay sensores adicionales que ayudan a predecir el sueño versus la vigilia y las etapas del sueño, que se utilizan tanto en dispositivos ponibles como en productos "cercaños" (dispositivos utilizados cerca del cuerpo pero que no se usan directamente).

### **Figura 11. Conductancia de la piel**





Fuente: [Imagen sin título sobre conductancia de la piel], s. f., <https://bit.ly/3CChESR>

Skin resistor	Resistencia de la piel
Resistor 1	Resistor 1
Intensity	Intensidad
Voltage supplier	Fuente de voltaje

Los sensores de presión son transductores de presión capacitivos y, normalmente, se utilizan en almohadillas de colchón especializadas que miden el comportamiento sueño-vigilia. Utilizan un elemento piezoeléctrico que registra cambios en el voltaje con cambios en la distribución de la presión en la superficie.

Otra medida que está ganando cada vez más popularidad es la actividad electrodermal. Los sensores que miden la actividad eléctrica de la piel se pueden utilizar para producir señales dinámicas que reflejan la activación autónoma. Un aumento en esta actividad suele funcionar como un marcador de estrés.

Las señales son impulsadas por la función de las glándulas sudoríparas. La ubicación óptima para detectar la conductancia a través de la transpiración tiende a ser las palmas de las manos; por lo tanto, los dispositivos colocados en el dedo suelen funcionar mejor en esta área que los dispositivos colocados en la muñeca.

La pulsera SenseWear está actualmente en el mercado y utiliza un acelerómetro triaxial junto con la temperatura y la conductancia de la piel. Mide la respuesta de esta última,

pero también tiene un acelerómetro y mide su temperatura. La sincronización del sueño ha estado bien correlacionada con PSG en un estudio de 2013 que incluyó a 107 pacientes con OSA y 30 controles emparejados por edad e índice de masa corporal (IMC) (Sharif y Bahammam, 2013).

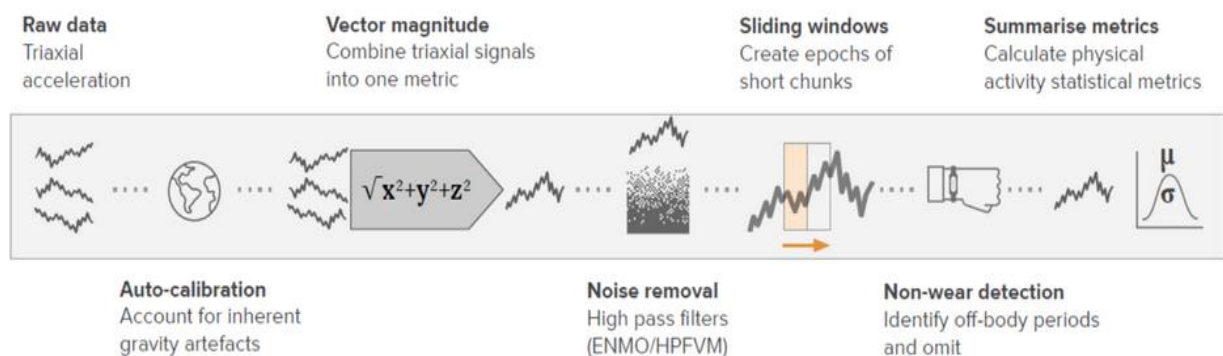
También se puede incorporar EMG en dispositivos ponibles, similares a los electrodos colocados en el mentón o las piernas durante PSG, para ayudar a aproximar las etapas del sueño de la misma manera. La atonía presente durante el sueño REM se medirá de manera diferencial en comparación con los movimientos musculares normales que ocurren durante otras etapas del sueño.

Los sensores con radar se encuentran en varios dispositivos "nearables" comerciales y algún día podrían interactuar con dispositivos ponibles. Estos sensores utilizan un sistema de radar de impulso que genera pulsos de señales de radiofrecuencia (RF). Las antenas miden las reflexiones del entorno.

La RF puede penetrar materiales blandos como la ropa y la ropa de cama y puede detectar el movimiento, la respiración e incluso la frecuencia cardíaca al medir la distancia o la velocidad de los objetivos. En un estudio que comparaba la RF con PSG, la concordancia fue aproximadamente del 78% (De Chazal et al., 2011).

La Figura 12 muestra los ajustes necesarios que deben realizarse para el procesamiento y la extracción de datos en la actualidad, incluyendo la corrección de la gravedad, el ruido, el entorno en sí y la detección de la no utilización (Pérez-Pozuelo). *et al.*, 2022).

**Figura 12. Ajustes para el procesamiento y la extracción de datos en la actualidad.**



Fuente: Pérez-Pozuelo *et al.*, 2022

Raw data Triaxial acceleration	Datos sin procesar Aceleración triaxial
Vector magnitude Combine triaxial signals into one metric	Magnitud del vector Combinar señales triaxiales en una métrica

Sliding windows Create epochs of short chunks	Ventanas deslizantes Crear intervalos de fragmentos cortos
Summarise metrics Calculate physical activity statistical metrics	Resumir métricas Calcular métricas estadísticas de actividad física
Auto-calibration Account for inherent gravity artefacts	Auto-calibración Considerar artefactos de gravedad inherentes
Noise removal High pass filters (ENMO/HPFVM)	Eliminación de ruido Filtros paso alto (ENMO/HPFVM)
Non-wear detection Identify off-body periods and omit	Detección de no uso Identificar períodos fuera del cuerpo y omitirlos

### Norma Euclidiana Menos Uno (ENMO); Magnitud del Vector Filtrada Pasa alto (HPFVM)

Muchos dispositivos ponibles que están disponibles para el consumidor no incorporan detección de no uso porque suele agotar la vida de la batería al monitorear constantemente las señales.

En el próximo módulo, aprenderemos cómo evaluar las tecnologías ponibles utilizando la tecnología ponible para el sueño como marco, con principios que se pueden aplicar a este tipo de tecnología en el ámbito del rendimiento deportivo.

### Referencias

- Bahammam, A. S., y Sharif, M. M.** (2013). Sleep estimation using BodyMedia's SenseWear (TM) armband in patients with obstructive sleep apnoea. *Annals of Thoracic Medicine*, 8(1), 53-57. <http://dx.doi.org/10.4103/1817-1737.105720>.
- Blackwell, T., Yaffe, K., Ancoli-Israel, S., Redline, S., Ensrud, K. E., Stefanick, M. L., Laffan, A., y Stone, K. L.** (2011). Association of sleep characteristics and cognition in older community-dwelling men: the MrOS sleep study. *Sleep*, (34), 1347-56. <https://doi.org/10.5665/sleep.1276>.
- De Chazal, P., Fox, N., O'Hare, E., y Heneghan, C.** (2011). Sleep/wake measurement using a non-contact biomotion sensor. *Journal of Sleep Research*, 20(2), 356-66. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2869.2010.00876.x>.
- Fukushima, H., Kawanaka, H., y Oguri, K.** (2012). Estimating heart rate using wrist-type Photoplethysmography and acceleration sensor while running. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346570>.
- Hedner, J., Grote, L., Bonsignore, M. R., McNicholas, W.** (2011). The European Sleep Apnoea Database (ESADA): Report from 22 European sleep laboratories. *European Respiratory Journal*, 38(3), 635-42. <http://dx.doi.org/10.1183/09031936.00046710>.



- Jean-Louis, G., Kripke, D. F., Mason, W. J., y Elliott, J. A.** (2001). Sleep estimation from wrist movement qualified by different actigraphic modalities. *Journal of Neuroscience Methods*, 105(2), 185-191. [http://dx.doi.org/10.1016/S0165-0270\(00\)00364-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0165-0270(00)00364-2).
- Kripke, D. F., Mullaney, D. J., Messin, S., y Wyborney, V. G.** (1978). Wrist actigraphic measures of sleep and rhythms. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 44(5), 674-6. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(78\)90133-5](https://doi.org/10.1016/0013-4694(78)90133-5).
- Kupfer, D. J., Himmelhoch, J. M., Swartzburg, M., Anderson, C., Byck, R., Detre, T. P.** (1972). Hypersomnia in manic-depressive disease: A preliminary report. *Diseases of the Nervous System*, 33(11), 720-724.
- Longomore, S. K., Lui, Y. G., Naik, G., Breen, P. P., Jalaludin, B., y Gargiulo, G. D.** (2019). A Comparison of Reflective Photoplethysmography for Detection of Heart Rate, Blood Oxygen Saturation, and Respiration Rate at Various Anatomical Locations. *Sensors*, 19(8), 1874. <https://doi.org/10.3390%2Fs19081874>.
- Nelson, B. W., & Allen, N.** (2019). Accuracy of Consumer Wearable Heart Rate Measurement During an Ecologically Valid 24-Hour Period: Intraindividual Validation Study. *JMIR Mhealth and Uhealth*. <http://dx.doi.org/10.2196/10828>.
- Nunan, D., Sandercock, G. y Brodie, D.** (2010). A Quantitative Systematic Review of Normal Values for Short-Term Heart Rate Variability in Healthy Adults. *PACE*, 33, 1407-1417.
- [Imagen sin título sobre conductancia de la piel].** (s. f.). <https://th.bing.com/th/id/OIP.LS8U98sIcNxDI2IkauI8NAHaE8?pid=ImgDet&w=169&h=112&c=7&dpr=1,5>
- [Imagen en línea de actos de aceleración que actúan sobre una masa que está restringida por un resorte].** (s. f.). [https://en.wikipedia.org/wiki/Piezoelectric\\_accelerometer#/media/File:PiezoAccelerTheory.gif](https://en.wikipedia.org/wiki/Piezoelectric_accelerometer#/media/File:PiezoAccelerTheory.gif).
- [Imagen en línea de la variabilidad de la frecuencia cardíaca].** (s. f.). <https://ouraring.com/blog/what-is-heart-rate-variability/>.
- [Imagen en línea de los principios de piezoelectricidad].** (s. f.). <https://es.wikipedia.org/wiki/Piezoelectricidad#/media/File:SchemaPiezo.gif>.
- [Imagen en línea del retraso de la onda de pulso].** (s. f.). <https://www.fibricheck.com/easy-integration-into-any-device-with-ppg-sensors/>.
- [Imagen en línea de acelerometría tridimensional].** (s. f.). [https://es.m.wikipedia.org/wiki/Archivo:3D\\_Cartesian\\_coordinates.PNG](https://es.m.wikipedia.org/wiki/Archivo:3D_Cartesian_coordinates.PNG).
- Redmond, S. J., y Heneghan, C.** (2006). Cardiorespiratory-based sleep staging in subjects with obstructive sleep apnoea. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(3), 485-96. <https://doi.org/10.1109/tbme.2005.869773>.

- Thayer, J. F., Ahs, F., Fredrikson, M., Sollers, J. J., y Wager, T. D.** (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 36, 747–756.
- Whitehurst, L., Cellini, N., McDevitt, E. A., y Duggan, K. A.** (2016). Autonomic activity during sleep predicts memory consolidation in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 113(26), 7272-7277.

