Cobertura Funcional de la Frecuencia Cardiaca del Wearable MATRIX en Vida Diaria No Estructurada

Pablo Armañac-Julián [1,2,*], David Hernando [1,2], Alberto Barquero [1], Eduardo Gil [1,2], Jesús Lázaro [1,2], David Martínez-Gómez [2,3,4], Raquel Bailón [1,2]

[1] Grupo de BSICoS, I3A, IIS Aragón, Universidad de Zaragoza, España (*parmanac@unizar.es)

[2] CIBER, Instituto de Salud Carlos III, Madrid, España

[3] Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Madrid, España

[4] Instituto IMDEA Alimentación, CEI UAM+CSIC, Madrid, España

Resumen

La monitorización de la frecuencia cardíaca (FC) mediante fotopletismografía (PPG) en la muñeca es compleja en vida diaria por la gran influencia de los artefactos de movimiento en la PPG. Este estudio evalúa la fiabilidad del wearable MATRIX *(PPG y acelerometría) frente a un Holter de electrocardiograma (ECG) de referencia en 23 adultos sanos durante 72 h de registro continuo, no estructurado. Definimos la métrica de* cobertura *como la proporción de segmentos no solapados de 10 s con error relativo $E_r < 10\,\%$. Las señales se sincronizaron con alineamiento basado en correlación cruzada dinámica y el tipo de actividad se clasificó con el paquete GGIR en sueño, sedentarismo, actividad ligera, y actividad moderada–vigorosa. La cobertura fue alta en sueño (89 %) y sedentarismo (82 %), con medianas de E_r del 3–4 %. En actividad ligera (51 %) y en actividad moderada–vigorosa (46 %), se eleva el E_r hasta el 18 %. Sin referencia ECG ni acelerometría, aproximadamente la mitad de los datos de FC obtenidos a partir del algoritmo propietario del MATRIX durante actividad resultarían inservibles. Sin embargo, la información del tipo de actividad nos permite saber cuando podemos estimar medidas fiables de la FC. Estos hallazgos cuantifican el error y la cobertura por contexto y proporcionan una guía práctica para investigadores que empleen este* wearable *en estudios de campo.*

1. Introducción

La adopción de *wearables* con sensor de fotopletismografía (PPG) en la muñeca ha impulsado el seguimiento continuo de biomarcadores cardiovasculares fuera del laboratorio. La frecuencia cardíaca (FC) derivada de PPG ofrece alta accesibilidad y aceptabilidad frente a soluciones basadas en electrodos, lo que la hace muy interesante para epidemiología digital, telemedicina y monitorización ambulatoria a gran escala. En condiciones controladas y en reposo, múltiples validaciones han mostrado errores absolutos modestos y buena concordancia de derivados de la variabilidad de FC [1, 2].

Sin embargo, la generalización a vida diaria libre tiene limitaciones: durante actividades espontáneas la señal óptica se ve contaminada por artefactos de movimiento, cambios posturales y de la presión de contacto, con degradación de la precisión y sesgos dependientes de la intensidad [3, 4]. La revisión y metaanálisis de Zhang *et al.* mostró una variabilidad sustancial entre marcas y contextos, con incrementos del sesgo a medida que aumenta la FC [5]. En registros ecológicos prolongados, Nelson y Allen observaron que el rendimiento depende del comportamiento cotidiano (estar sentado, deambulación, tareas del hogar, sueño), con discrepancias notables respecto al ECG [6]. Desde la perspectiva de la mecánica y física de la PPG, Bent *et al.* identificaron tres fuentes principales de inexactitud en PPG óptica: artefacto de movimiento, propiedades de la piel y el fenómeno de *cadence lock*, donde la cadencia del movimiento contamina la estimación de la FC [7].

Para homogeneizar validaciones, el consorcio INTERLIVE publicó recomendaciones metodológicas (población, condiciones de prueba, criterio de referencia, procesado y estadística) [8], y la Consumer Technology Association (ANSI/CTA-2065.1) propone reportar exactitud con métricas porcentuales (p. ej., MAPE) y umbrales de aceptabilidad del orden del 10 % también en condiciones de vida real [9]. Un aspecto menos atendido en la literatura es la continuidad funcional de la señal: promedios y correlaciones globales pueden ocultar periodos extensos de datos inutilizables.

En la cohorte IMPaCT [10], un panel de expertos seleccionó el dispositivo *MATRIX* por su relación funcionalidad–coste (arquitectura multiseñal, gran autonomía y disponibilidad de datos en crudo). Esta elección pretende habilitar, a escala poblacional, métricas de comportamiento (sueño/sedentarismo/actividad) y biomarcadores fisiológicos derivados (p. ej., FC basal/nocturna, cronobiología), con su potencial integración en sistemas de salud. No obstante, la validez de las métricas fisiológicas basadas en PPG es específica de dispositivo y contexto; tanto INTERLIVE como ANSI/CTA insisten en validar explícitamente en vida diaria el error y la continuidad de la señal [8, 9].

En esta línea, nuestro grupo llevó a cabo previamente una validación en laboratorio en tareas de oficina y en cinta de correr con 17 sujetos, comparando la FC del *MATRIX* proporcionado por su algoritmo propietario, frente a un ECG de referencia [11]. Se observó un incremento del error relativo con la intensidad, lo que respalda la hipótesis de un buen rendimiento en reposo, pero que empeora con la presencia de movimiento. Estos resultados refuerzan la necesidad de una

ISBN: 978-84-09-80259-3

validación ecológica en vida diaria que cuantifique, además de la exactitud, la continuidad de lecturas utilizables.

Este trabajo persigue: (i) cuantificar en vida diaria no estructurada el error en la estimación de la FC reportada por el firmware propietario del *MATRIX* frente a un Holter ECG de referencia, estratificando por clases de actividad derivadas de acelerometría; (ii) caracterizar la cobertura funcional, definida como la proporción de tiempo en la que la FC estimada cumple un umbral de error clínicamente aceptable (10 % conforme a ANSI/CTA [9]); (iii) describir y aplicar un procedimiento robusto de sincronización temporal multietapa para corregir desfases y derivas entre dispositivos; y (iv) comparar nuestros resultados con el estado del arte en laboratorio y campo [1, 3, 5, 6, 7, 2, 4].

2. Materiales y Métodos

2.1. Registros en Vida Diaria no Estructurada

Veintitrés adultos sanos (13 mujeres; 30 ± 6 años, en media y DE) llevaron durante 72 h continuas el dispositivo de muñeca *MATRIX* (prototipo v1; firmware v1.5.0; Matrix Science & Technology Co., Ltd., Shenzhen, China [12]) en la muñeca no dominante y, simultáneamente, un Holter ECG Bittium Faros 180 registrando la derivación II a 1000 Hz mediante electrodos adhesivos. Todos los participantes presentaron tono cutáneo claro. El registro se realizó en vida diaria libre, sin instrucciones relativas a actividad o descanso. El dispositivo MATRIX integra, entre otras, acelerometría triaxial (100 Hz) y proporciona una señal continua de FC calculada por el firmware internamente. En este estudio se emplearon la FC reportada por el propio firmware y la acelerometría para la clasificación de actividad. El protocolo fue aprobado por el comité de ética institucional (Dictamen PI25/012) y todos los participantes firmaron el consentimiento informado.

2.2. Procesamiento de Señales

Para obtener la FC de referencia a partir del ECG, $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{R}}$, se aplicó un algoritmo de delineación basado en la transformada wavelet que detecta las ondas R de cada complejo QRS. A partir de los instantes de ocurrencia de las ondas R, se estima la serie de intervalos RR y se genera la señal continua de FC media resampleada a 4 Hz, tras eliminar latidos ectópicos y malas detecciones [13].

La FC a validar del wearable *MATRIX*, $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{W}}$, procede exclusivamente del algoritmo propietario embebido en el firmware del dispositivo, que entrega una señal continua de FC media a lo largo del tiempo a 25.6 Hz, pero que actualiza su valor cada segundo.

Ambos dispositivos sellan muestras con tiempo Unix, pero la frecuencia efectiva de sus osciladores internos varía con la temperatura y el envejecimiento; derivas de unas pocas ppm acumulan desfases de decenas de segundos en 72 h. También observamos arranques asíncronos de hasta $\sim$10 s, y es probable que el algoritmo propietario del MATRIX devuelva la medida de FC con cierto retraso debido a filtrados y cálculos internos. Para asegurar la sincronización temporal, primero se corrigió el desfase inicial usando marcas cercanas a un pulso horario de sincronización manual; después, se aplicó un alineamiento dinámico basado en correlación cruzada entre $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{R}}$ y $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{W}}$. Concretamente, en ventanas no solapadas de 12 h, $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{W}}$ se remuestreó a la malla temporal de $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{R}}$ mediante interpolación lineal, eliminando *outliers* y rellenando valores perdidos por propagación previa; a continuación, se aplicó detrending y se calculó la correlación cruzada $\rho_{\mathrm{R,W}}(\tau)$ restringida a $\tau \in [-60, 60]$ s. El retardo $\hat{\tau}$ que maximizó $\rho_{\mathrm{R,W}}(\tau)$ se aplicó posteriormente a la serie original $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{W}}$ y a las señales del reloj asociadas (p. ej., acelerometría). Tras este ajuste temporal, ambas series de FC se segmentaron en ventanas no solapadas de 10 s para los cálculos posteriores del error relativo y la cobertura (ver Sección 2.3.).

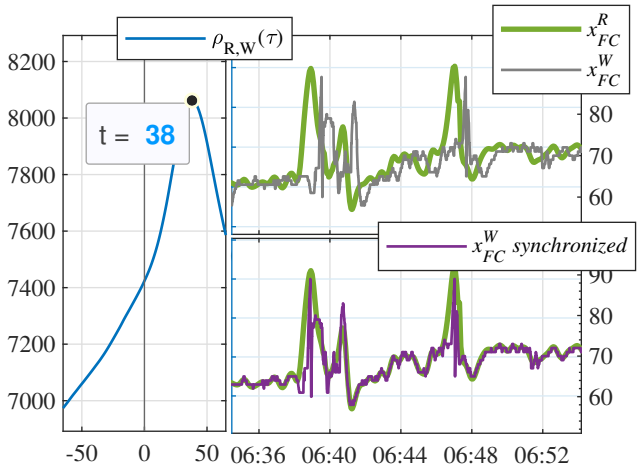


Figura 1: Sincronización temporal entre ECG y MATRIX. Izquierda: función de correlación cruzada entre $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{R}}$ (ECG) y $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{W}}$ (MATRIX); el máximo a $t \approx 38$ segundos define el desfase óptimo. Derecha: $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{R}}$ (verde) frente a $x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{W}}$ sin corregir (gris, panel superior) y tras aplicar el desfase interpolado (morado, panel inferior), evidenciando la alineación lograda.

La acelerometría de tres ejes que proporciona el wearable se procesó con el paquete GGIR (v3.2-2) [14], el cual proporciona una señal de acelerometría calibrada denominada ENMO (Euclidean Norm Minus One) [15]. A partir del procesado de GGIR, es clasifican segmentos de 10 s en: sueño, sedentarismo ($<$50 mg), actividad ligera (50 mg a 100 mg) y actividad moderada–vigorosa ($>$100 mg) [16]. Para garantizar periodos estables dentro de una misma categoría, la clasificación se agrupó en episodios continuos de duración mínima de 1 minuto; los tramos que no alcanzaron dicha continuidad se etiquetaron como "indeterminado". Adicionalmente, GGIR detectó automáticamente los periodos en los que el dispositivo no estaba siendo llevado en la muñeca; estos tramos se excluyeron del análisis de cobertura, si bien se informa su porcentaje de tiempo total.

2.3. Métricas y análisis estadístico

Una vez sincronizadas las series, el análisis se realizó en segmentos no solapados de 10 s, obteniendo para cada ventana i el promedio de la FC de referencia ($x_{\mathrm{FC}}^{\mathrm{R}}$), la del *wearable*

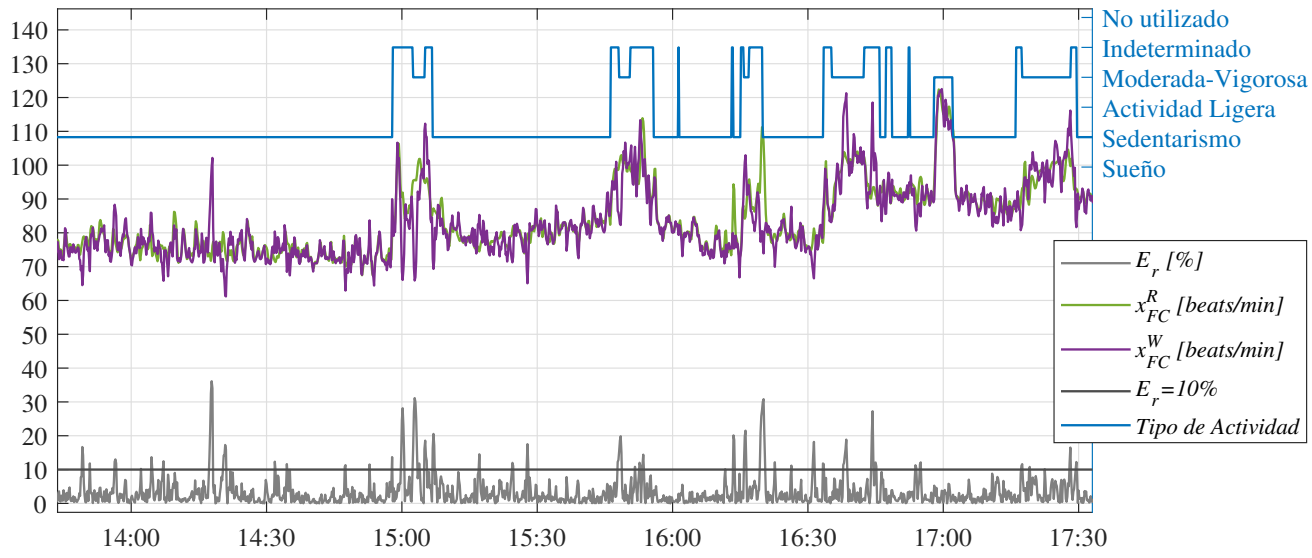


Figura 2: Ejemplo representativo en vida diaria. Se muestran la FC de referencia a partir del ECG ($x^{\mathrm{R}}_{\mathrm{FC}}$, verde), la FC reportada por el MATRIX ($x^{\mathrm{W}}_{\mathrm{FC}}$, morado), el error relativo por ventanas no solapadas de 10 s (E_r, gris) y el umbral de aceptabilidad $E_r = 10\,\%$ (línea horizontal negra). La señal escalonada azul indica el tipo de actividad clasificado por GGIR (de abajo arriba: sueño, sedentarismo, actividad ligera, moderada–vigorosa, indeterminado y no portado). Los aumentos de E_r coocurren con episodios de actividad, mientras que en descanso ambas FC permanecen próximas.

($x^{\mathrm{W}}_{\mathrm{FC}}$) y el error relativo ($E_r$) definido como:

$$E_r(i) = \left| \frac{x^{\mathrm{W}}_{\mathrm{FC}}(i) - x^{\mathrm{R}}_{\mathrm{FC}}(i)}{x^{\mathrm{R}}_{\mathrm{FC}}(i)} \right|, \quad i = 1, 2, \ldots, N \qquad (1)$$

siendo N el número total de ventanas de 10 s disponibles en la serie de $x^{\mathrm{R}}_{\mathrm{FC}}$ en los tres días de registro.

La cobertura se definió como la proporción de segmentos cuyo E_r fue menor del 10 %. Los segmentos se agruparon según el tipo de actividad derivado de la acelerometría, y se calcularon, a nivel de sujeto, las métricas de error relativo (media y mediana) y de cobertura en cada categoría. Finalmente, los valores presentados en la Tabla 1 corresponden al promedio intersujeto de dichas métricas, mientras que la Figura 2 muestra un ejemplo representativo de la evolución temporal en un sujeto individual.

3. Resultados y Discusión

El análisis de los registros de 72 horas de 23 voluntarios revela una fuerte dependencia del rendimiento del dispositivo MATRIX con respecto al nivel de actividad física del usuario. La Tabla 1 resume los resultados clave, mostrando que el E_r de la estimación de la $x^{\mathrm{W}}_{\mathrm{FC}}$ aumenta a medida que aumenta la intensidad del movimiento, un hallazgo consistente con las limitaciones conocidas de la tecnología PPG en presencia de artefactos de movimiento.

La cobertura, como indicador de rendimiento, resulta alta en condiciones de bajo movimiento. Durante el sueño, se alcanzó una cobertura media intersujeto del 89 %, y en sedentarismo del 82 %. En estos estados, el error relativo medio fue 5 % y la mediana del error fue de 3-4 %. Estos resultados validan el uso de la FC obtenida del firmware propietario del *wearable* MATRIX para la monitorización de la FC basal y nocturna, parámetros de valor clínico para evaluar la salud cardiovascular y la recuperación autonómica. Cabe destacar que el % de tiempo promedio en el que los participantes se quitaron el *wearable* está en torno al 5 %, demostrando que los participantes utilizaron el *wearable* en la muñeca la gran mayoría del tiempo de los registros.

Nuestro grupo llevó ya a cabo una validación en laboratorio con 17 sujetos en diferentes tipos de actividad [11], cuyos resultados fueron similares a los obtenidos en vida diaria: E_r en tareas de oficina 1 %, caminar 6 %, trotar 13 % y correr 19 %; con el porcentaje de sujetos con $E_r < 10\,\%$ de 100 %, 69 %, 50 % y 38 %. De igual manera, durante vida diaria, el E_r en la estimación de la FC aumenta con la actividad física. La cobertura baja a un 51 % en actividad ligera, y a un 46 % en actividad moderada-vigorosa. Estos resultados son claramente visibles en el ejemplo de la Figura 2. En ella se aprecia cómo, durante los periodos clasificados como sedentarismo, $x^{\mathrm{W}}_{\mathrm{FC}}$ es estimada con poco E_r, al contrario que en periodos donde se detecta actividad ligera y moderada-vigorosa.

Nuestro enfoque basado en la cobertura permite delimitar claramente los contextos de uso: mientras que el MATRIX es una herramienta robusta para el análisis del comportamiento fisiológico en reposo, su utilidad para la cuantificación de la respuesta al ejercicio utilizando las medidas proporcionadas por el algoritmo propietario es limitada. Los datos de FC obtenidos durante la actividad física deben ser interpretados con cautela o ser excluidos del análisis.

Finalmente, es relevante notar que los participantes pasaron la mayor parte del tiempo en estados de bajo movimiento (33 % sueño, 43 % sedentarismo), con solo un 4 % en actividad moderada–vigorosa y un 0 % en actividad ligera (Tabla 1), considerando los valores de referencia estándar para los distintos tipos de actividad [16] y el requisito metodológi-

ISBN: 978-84-09-80259-3

Tabla 1: Cobertura, métricas de error relativo, valores medios y % de tiempo en actividad por categoría.

Categoría	**Cobertura**	**Métricas de E_r (MATRIX)**		**FC (media [DE])**		**% Tiempo**
	MATRIX (%)	**Media (%)**	**Mediana (%)**	**HOLTER**	**MATRIX**	
Sueño	89 %	5 %	3 %	60 (8.2)	59 (18.0)	33 %
Sedentarismo	82 %	5 %	4 %	72 (10.1)	74 (16.3)	43 %
Actividad ligera	51 %	18 %	9 %	82 (7.6)	94 (16.0)	0 %
Actividad Moderada/Vigorosa	46 %	14 %	14 %	96 (11.2)	97 (21.2)	4 %
Indeterminado	66 %	9 %	8 %	83 (11.1)	85 (21.1)	15 %
No utilizado	–	–	–	87 (14.7)	–	5 %

co de que un segmento debe mantenerse, al menos, 1 minuto continuo para ser clasificado. Este hecho condiciona la representatividad de los resultados para actividad ligera, y se requerirían nuevas bases de datos para justificar la cobertura en ese tipo de actividad.

4. Conclusiones

El dispositivo de muñeca MATRIX proporciona estimaciones de FC fiables y con alta cobertura durante el sueño y el sedentarismo, validando su uso en sujetos sanos para la monitorización en reposo en condiciones de vida diaria. Sin embargo, su precisión se reduce a la mitad durante la actividad física ligera y moderada-vigorosa, donde los artefactos de movimiento provocan errores significativos. La métrica de "cobertura" resulta fundamental para caracterizar la utilidad real del wearable y delimitar sus contextos de aplicación, y proporciona los contextos de uso para futuros estudios que quieran evaluar la FC con este *wearable*. En particular, en ausencia de una referencia de ECG, la información del acelerómetro es esencial y permite estratificar por tipo de actividad para poder aplicar criterios de calidad que excluyan los segmentos con alta probabilidad de error (especialmente en actividad ligera y moderada–vigorosa), mejorando la interpretabilidad de los análisis de campo.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades y Fondos FEDER bajo los proyectos PMP22/00002, PID2021-126734OB-C21, PID-2022-138585OA-C32, y PDC2021-120775-I00; por CIBER a través del IC3M cofinanciado con fondos FEDER bajo el proyecto TED2021-131106B-I00; y por el Gobierno de Aragón (grupo de referencia BSICoS T39-23R).

Referencias

[1] A. M. Müller *et al.*, "Heart rate measures from wrist-worn activity trackers in a laboratory and free-living setting: Validation study," *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 7, no. 10, 2019.

[2] J. D. Stone *et al.*, "Assessing the accuracy of popular commercial technologies that measure resting heart rate and heart rate variability," *Front. Sports Act. Living*, vol. 3, 2021.

[3] G. Hajj-Boutros *et al.*, "Wrist-worn devices for the measurement of heart rate and energy expenditure: A validation study for the apple watch 6, polar vantage v and fitbit sense," *Eur. J. Sport Sci.*, vol. 22, no. 8, 2022.

[4] S. Gillinov *et al.*, "Variable accuracy of wearable heart rate monitors during aerobic exercise," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 49, no. 8, 2017.

[5] Y. Zhang *et al.*, "Validity of wrist-worn photoplethysmography devices to measure heart rate: A systematic review and meta-analysis," *J. Sports Sci.*, vol. 38, no. 17, 2020.

[6] B. W. Nelson and N. B. Allen, "Accuracy of consumer wearable heart rate measurement during an ecologically valid 24-hour period: Intraindividual validation study," *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 7, no. 3, 2019.

[7] B. Bent *et al.*, "Investigating sources of inaccuracy in wearable optical heart rate sensors," *npj Digit. Med.*, vol. 3, no. 1, 2020.

[8] J. M. Mühlen *et al.*, "Recommendations for determining the validity of consumer wearable heart rate devices: Expert statement and checklist of the interlive network," *Br. J. Sports Med.*, vol. 55, no. 14, 2021.

[9] Consumer Technology Association, "Physical activity monitoring for heart rate - real world analysis (ansi/cta-2065.1-2023)," 2023.

[10] M. Pollan-Santamaria *et al.*, "Construyendo la cohorte IMPaCT-Spain," 2022.

[11] A. Barquero *et al.*, "Validating a ppg device for estimating heart rate in various activity conditions," in *13th ESGCO*, 2024.

[12] Matrix Science & Technology Co., Ltd., "Matrix-activity monitor." Online: https://en.matrixsci.cn/show-3-64.html, 2025.

[13] J. Mateo and P. Laguna, "Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, 2003.

[14] J. H. Migueles *et al.*, "Ggir: A research community-driven open source r package for generating physical activity and sleep outcomes from multi-day raw accelerometer data," *J. Meas. Phys. Behav.*, vol. 2, no. 3, 2019.

[15] V. T. van Hees *et al.*, "Separating movement and gravity components in an acceleration signal and implications for the assessment of human daily physical activity," *PLOS ONE*, vol. 8, no. 4, 2013.

[16] J. H. Migueles *et al.*, "Comparability of accelerometer signal aggregation metrics across placements and dominant wrist cut points for the assessment of physical activity in adults," *Sci Rep*, vol. 9, 2019.