# **ESTADO DEL ARTE CIENTÍFICO**

## ***ENLACE DEL ARTÍCULO***

**Artículo de referencia:** <https://doi.org/10.3390/electronics11010155>

## ***TRADUCCIÓN***

**Título del artículo:** Hacia el Estrés Humano y Reconocimiento de Actividad: Una Revisión y un Primer Aprovechamiento Basado en Wearables de Bajo Coste

**Resumen:** Detectar el estrés cuando se realizan actividades físicas es un interesante campo que ha recibido relativamente poco interés por la investigación hasta ahora. En este paper, damos un primer paso para solucionar esto, a través de una exhaustiva revisión y el diseño de una red de área corporal (BAN) de bajo coste hecha con un conjunto de wearables que permiten tomar medidas fisiológicas y movimientos humanos de forma simultánea. Hemos usado cuatro wearables distintos: OpenBCI y otros tres hardwares libres con diseños hechos a medida que comunican vía bluetooth de baja energía (BLE) a un ordenador externo -siguiendo el concepto de Edge-computing- que aloja aplicaciones para sincronización de datos y almacenamiento. Hemos obtenido un gran número de medidas fisiológicas (electroencefalograma (EEG), electrocardiografía (ECG), frecuencia respiratoria (BR), actividad electrodérmica (EDA), y temperatura corporal (ST)) con las que hemos analizado estados internos en general, pero con un enfoque en el estrés. Los resultados muestran la fiabilidad y viabilidad de la red de área corporal (BAN) propuesta de acuerdo a la duración de la batería (superior a 15 horas), el ratio de pérdida de paquetes (0% para nuestros diseños hechos a medida), y la calidad de la señal (relación señal-ruido (SNR) de 9’8 dB para el circuito ECG, y 61’6 dB para la EDA). Además, conducimos a un experimento preliminar para calibrar las principales características del ECG para la detección del estrés durante el descanso.

**Palabras clave:** wearable; emoción; estrés; reconocimiento de actividad humana; EDA; ECG; EEG; BR; ST; unidades de inercia.

### Introducción

El mercado de la tecnología wearable ha proliferado durante la última década, junto con el desarrollo del Internet de las Cosas (IoT), y esta tendencia no tiene visos de remitir (https:

//www.grandviewresearch.com/industry-analysis/global-wearable-sensor-market, visitado el 24 de noviembre de 2021). El análisis de los movimientos humanos (HMA) usando sensores de inercia wearables ha llegado a ser un nuevo punto de investigación debido a su amplio uso en una gran variedad de dominios de aplicación como la asistencia sanitaria, el seguimiento deportivo, el fitness, el diseño de videoconsolas, y hogares inteligentes. La atención se ha centrado especialmente sobre los beneficios que estos dispositivos tienen en la salud de las personas [1]. Varios estudios han demostrado su eficacia controlando el peso de las personas [2], creando una adhesión con la actividad física (PA) [3-5], regulando la intensidad de la PA; especialmente para aquellos que han sufrido insuficiencias cardíacas [6], evaluando ejercicios de rehabilitación [7,8], reduciendo el comportamiento sedentario (SB) [9] para ancianos [10,11], etc.

Nosotros estamos interesados en medir el estrés psicológico inducido en señales fisiológicas cuando la gente realiza diferentes actividades. La información resultante podría ser usada para adaptar el nivel o la intensidad de la actividad realizada, o cambiar las condiciones ambientales cuando sea posible. Aplicado a la PA, por ejemplo, el objetivo debería ser crear una adhesión a ciertos programas, incrementando el tiempo de ejercicio, y reduciendo el SB adaptando dinámicamente la intensidad del ejercicio y/o añadiendo elementos motivadores en el entorno.

El reconocimiento de emociones y la detección de HMA podrían requerir dispositivos wearables que contengan elementos sensibles al movimiento (como unidades inerciales), y circuitos específicos que midan sutiles cambios fisiológicos en señales bio-eléctricas causadas por variaciones en el estado emocional. Detectar el estrés mientras se realizan actividades físicas ha recibido un creciente interés en los últimos años y esto es un tema de investigación emergente. Las aplicaciones reales implican el desarrollo de tareas que pueden llegar a ser muy desafiantes. Los retos pueden resumirse como los siguientes:

* La necesidad de un marco de trabajo de bajo coste con un diseño que permita capturar señales fisiológicas y movimientos humanos a través de wearables a la vez. Los datos generados y recogidos juegan un papel fundamental en la respuesta al estrés. Por lo tanto, la calidad de los datos es esencial para asegurar la mejor información posible.
* Como la red de área corporal genera grandes cantidades de datos, la necesidad de gestionar y mantener estos conjuntos de datos es de gran importancia.
* La valoración de un amplio rango de señales fisiológicas podría ayudar al mejor entendimiento de los mecanismos de respuesta al estrés con diferentes personas y situaciones.
* Los resultados experimentales validan la propuesta mediante el análisis de algunas características funcionales como la calidad de la señal, la tasa de pérdida de paquetes, y la duración de la batería.
* Un estudio preliminar se lleva a cabo con el fin de extraer las principales características de ECG para la detección del estrés durante el descanso.

El resto de este paper está organizado de la siguiente forma. Una revisión del trabajo relacionado se presenta en la Sección 1.1. Entonces, los detalles de nuestra BAN propuesta se introducen en la Sección 2. La Sección 3 describe la metodología, mientras que los resultados y los debates son presentados en la Sección 4 y la Sección 5, respectivamente. Finalmente, la última sección concluye este paper y sugiere algunos trabajos para el futuro.

#### Trabajos relacionados

##### Análisis del movimiento humano (HMA)

La taxonomía de las aplicaciones para HMA incluye (1) la medición de movimientos, o (2) su clasificación. Anteriormente, las medidas cinemáticas de diferentes partes del cuerpo, como la velocidad, la aceleración, o la orientación, eran obtenidas evaluando la amplitud del movimiento (ROM), la intensidad del ejercicio físico, su calidad, u otras características. Recientemente, el objetivo es detectar o identificar el movimiento humano o la actividad.

En las extremidades superiores, los lugares típicos incluyen colocar la unidad de inercia en un guante, en un reloj, o en un brazalete, para detectar el movimiento de los dedos, manos o brazos, respectivamente. En las extremidades inferiores, estos dispositivos pueden ser integrados en la plantilla de un zapato, colocados en el tobillo, pantorrilla, y/o muslo, y son muy útiles para detectar desplazamientos a diferentes velocidades o para el análisis de la calidad de la caminata. En el tronco, estudios han colocado los wearables en diferentes posiciones de la espalda, pecho, cintura o cadera para identificar actividades como la caminata, correr, tumbarse, estar de pie, etc. Finalmente, en la cabeza, normalmente se incluyen en una diadema o se colocan detrás de las orejas [12].

PA es un ejemplo de actividad humana que puede ser clasificada dentro de cuatro grupos dependiendo de su intensidad: muy baja, baja, media, y alta [13]. Acostarse, comer, andar o correr son ejemplos de actividades ordenadas desde muy baja a alta intensidad. Otras actividades pueden ser consideradas de transición. Por ejemplo, acostarse en la cama o no moverse del sitio son dos actividades de muy baja intensidad, mientras que levantarse es una transición entre ellas.

Las tablas 1 y 2 resumen una revisión de trabajos recientes, ordenados por año de publicación, relacionadas con el reconocimiento de la actividad humana mediante wearables, mientras la Figura 1 representa algunas conclusiones relevantes. En general, la mayoría de los estudios han detectado un número variable de actividades humanas, desde una a nueve, incluyendo la identificación de deportes [14-16], actividades de la vida diaria (ADL) [17-19], también con actividades caseras [20] como lavar, poner objetos en estanterías, barrer, planchar, pasar la aspiradora, conducir, etc. En la mayoría de los estudios, las acciones típicas que se intentarían llevar a cabo son: andar, trotar, estar de pie, sentarse, acostarse, ponerse de cuclillas, subir/bajar las escaleras, correr, entre otras. Algunos papers también incluyen el reconocimiento de la tos [21] o de fases asociadas al consumo de alcohol [22]. Solo un pequeño número de estudios incluyen un gran número de actividades (>20) [23,24].

[TABLA 1]: Descripción de estudios seleccionados para la identificación de HMA.

[FIGURA 1]: Representación de (a) el número de IMUs incluidos en la revisión literaria, (b) las actividades humanas más comunes detectadas, y (c) los lugares de colocación habituales de los sensores.

[TABLA 2]: Descripción de estudios seleccionados para la identificación de HMA.

Detectar movimientos de los humanos mediante wearables se logra principalmente mediante acelerómetros [30-32], unidades de inercia, que incluso incluyen giroscopios y magnetómetros [16,27], o el uso de smartphones o smartwatches [36,38], que integran todos estos elementos. Otros estudios también han analizado el uso de un conjunto de sensores de presión colocados en una plantilla de zapato [19] o integrados en un brazalete, para detectar movimientos de las extremidades superiores [22]. Por parte de las variables fisiológicas, tales como la actividad muscular [14], la respiración [35,37], y el ritmo cardíaco [21,32,36], también han demostrado su efectividad para medir la intensidad de la actividad y aprobar la detección de la actividad humana en general. Muchos wearables comerciales usan el ritmo cardíaco (HR) basado en un circuito de fotopletismografía (PPG) integrado en un smartwatch [41], que ayuda a mantener el HR bajo un limite máximo durante la PA y es especialmente útil para personas que han sufrido fallos cardíacos [6].

Más de la mitad de los estudios analizados consideran usar solo un elemento inercial, mientras que menos de un 13% de ellos usan cuatro o más unidades de inercia. También analizamos la frecuencia de ubicación de estos wearables. La posición preferida era la de la muñeca [24], tobillo [26], muslo [15] o pecho [37].

Los resultados mostraron que la precisión era alta en general, en el rango [80%-100%) [28,29] usando una amplia variedad de clasificadores. Tradicionalmente, varios métodos desde el campo del procesamiento de señales se han aprovechado para destilar los datos recogidos por los sensores. Estos han incluido k-NN [14,30,33,35], bosque aleatorio (RF), árboles de decisión (DT) [20,38], modelo de mezcla gaussiana (GMM) y modelos ocultos de Markov (HMM) [16,24] o incluso modelos basados exclusivamente en umbrales [29], todo ello requiere conocimiento experto específico del dominio para procesar datos en bruto. La ingeniería de características se requiere para encajar un modelo y esto es caro y no escalable. Deep learning, especialmente CNN, que puede aprender automáticamente características intrincadas de la actividad, ha ganado mucha atención en la tarea de HMA. Actualmente hay dos enfoques para la última línea de trabajo de los cuales [37,39] emplean directamente los datos en bruto recogidos por sensores para la extracción automatizada de características usando la red neuronal profunda y de aquellos [40] que representan los datos de las series temporales en un espacio modificado que hace el proceso de extracción de características más fácil al reducir los efectos del ruido o las variaciones aleatorias.

El número de participantes enrolados en estos estudios varió mucho. Más de 150 personas tomaron parte en [24], mientras otros estudios realizaron el experimento con muchos menos sujetos (<3) [14,17,34]. Había un número medio de 10 participantes en los estudios seleccionados en las Tablas 1 y 2. Investigadores han creado varios conjuntos de datos de referencia públicos para probar algoritmos de machine learning en tareas HMA. Los siguientes son ejemplos de estos conjuntos de datos:

* UCI-HAR Dataset [42]: Esta fue recogida por la Universidad de California Irvine. Las seis actividades ADL realizadas en un escenario supervisado fueron estar de pie, acostarse, caminar, subir y bajar escaleras. Los datos fueron coleccionados mediante el triaxial de velocidad angular.
* OPPORTUNITY Dataset [43]: El proyecto fue dirigido por la Universidad de Sussex. Ellos costruyeron un entorno rico en sensores consistente en sistemas de 15 sensores inalámbricos y cableados. Como resultado, coleccionaron datos de 17 actividades matinales.
* PAMAP2 Dataset [44]: Esta fue recogida por el Departamento de Visión Aumentada del Centro Alemán de Investigación de la Inteligencia Artificial. Los investigadores grabaron 18 actividades incluyendo caminar, montar en bici, saltar a la comba, etc. Todos los sujetos llevaban tres IMUs y un monitor del pulso cardíaco.
* UniMib-SHAR Dataset [45]: Esta fue recogida por la Universidad de Milán-Bicocca. Las muestras fueron adquiridas mediante un smartphone con el sistema operativo Android. Todo el conjunto de datos fue diseñado para monitorear la actividad humana y detectar caídas. Un total de 30 voluntarios contribuyeron con 11711 muestras.

##### Detección del Estrés

El estrés fisiológico puede definirse como “un estado de tensión o esfuerzo mental o emocional resultante de circunstancias adversas o exigentes” que llevadas al extremo producen angustia. Como otros tipos de emociones, el estrés puede ser definido mediante el modelo circumplejo [46], que mantiene que cualquier emoción puede ser representada en un espacio N-dimensional, donde dos de los ejes de coordenadas explicarían la mayoría de las variaciones emocionales. Estos ejes son llamados *valencia* y *excitación* [47]. Valencia está relacionada con el placer y varía desde valores pequeños (muy desagradable) a valores altos (muy agradable). Excitación está relacionada con la intensidad de la emoción, que va desde muy baja a muy alta.

Las emociones tienen su origen en el cerebro, pero pueden afectar indirectamente a otras señales fisiológicas [48]. Concretamente, el estrés produce un incremento de la actividad eléctrica del sistema nervioso simpático (SNS), que junto con la inhibición del sistema nervioso parasimpático (PSNS), produce cambios en el ritmo cardíaco (HR), en el ritmo de la respiración (BR), en la actividad electrodérmica (EDA) y en la temperatura corporal (ST). Varios papers han analizado directamente emociones mediante EEG [49-53] o estudiaron sus efectos sobre variables como la HR [54,55], la EDA [55,56], la BR [57] o la ST [56]. Combinando varias de estas señales en un enfoque multimodal se puede beneficiar la precisión de la detección [58]. La detección varía dependiendo del número de emociones detectadas, de las características extraídas y del método de clasificación. Una revisión relativamente reciente [59] encontró que la detección de emociones basada en señales EEG podría lograr una precisión del 88’86% para las cuatro clases de emociones. Las mediciones multimodales basadas en ECG, EMG, y otras señales biológicas lograron el 79’3% para los cuatro estados emocionales. Otras técnicas tratan con la clasificación de emociones basada en el uso de imágenes o del diálogo. Todos los frames de los datos visuales son analizados para extraer ciertas características (como puntos de referencia anatómicos). Estas características faciales son entonces utilizadas para entrenar clasificadores siguiendo el sistema para estimar emociones con una precisión del 89% [59]. El análisis del diálogo o la voz puede ser usado como una herramienta de diagnóstico para identificar frustración y estrés, pero la precisión (80’46% para felicidad y tristeza) no es comparable con EEG o los puntos de referencia faciales [59].

La Tabla 3 resume algunos estudios recientes encontrados en la literatura científica sobre diferentes técnicas usadas para detectar el estrés y ordenados en orden ascendente según el año de publicación. La señal más analizada fue la EDA [60-65] que es más eficiente cuando se obtiene de los dedos de la mano izquierda [66]. Cuando se utilizaron solo las características de la EDA, la precisión obtenida fue generalmente alta. Por ejemplo, en [61], para un clasificador de cuatro clases, asociado con los cuadrantes del modelo dimensional para emociones (alta valencia y excitación-HVHA, baja valencia y excitación-LVLA, alta valencia y baja excitación-HVLA, y baja valencia y alta excitación-LVHA), la precisión fue del 82%. Con una clasificación binaria (estrés, no estrés) [65] se pudo lograr mayor precisión (91%). El estrés provoca un incremento de los impulsos eléctricos hacia las glándulas sudoríparas que producen cambios en la conductancia de la piel. En [67] los autores encontraron que la característica más consistente para la EDA era la función conductora dada por Ledalab [68] (una interfaz gráfica de Matlab para el análisis de EDA), que se obtiene aplicando un proceso de deconvolución. Otros estudios solo han usado características de HR, derivadas de señales PPG y/o ECG [69], o características EEG [70], con una precisión del 86’9% o 97’95%, respectivamente.

Las mayores precisiones pueden ser logradas mediante la combinación de EDA con otras señales fisiológicas. En [64], los autores proponen un experimento para evaluar diferentes configuraciones de coches con un simulador con EDA, ECG y seguimiento de ojos (ET). Los resultados mostraron que la precisión era del 72% debido principalmente a la EDA porque no había significantes cambios en HR o el tamaño de las pupilas durante el experimento. En [63] los autores obtuvieron una precisión del 92% para detectar el estrés mediante EDA, PPG y ACC con un clasificador SVM. Curiosamente, en este trabajo, la detección del estrés era combinada con la identificación de otras PAs.

[TABLA 3]: Descripción de los estudios seleccionados para la detección del estrés.

### La red de área corporal propuesta

El objetivo de la red de área corporal propuesta, con múltiples sensores que miden señales fisiológicas y cinéticas corporales es integrar y correlacionar los datos adquiridos para observar la evolución del estrés durante diferentes PAs.

La red de área corporal está prevista para fines de investigación, dando preferencia a la colección de señales en bruto para su posterior análisis. El conjunto final seleccionado de señales -tanto fisiológicas como IMU- y wearables puede ser menor que las presentadas.

#### Diseños de Hardware

Diseñamos una red de área corporal (BAN) con cuatro dispositivos wearables para capturar los movimientos humanos y las señales fisiológicas, ambas a la vez. Un total de diez mediciones diferentes obtenidas con una red desplegada sobre el cuerpo: cuatro medidas de movimiento desde las IMUs ubicadas en la muñeca, tobillo, pecho y cabeza; el ST obtenido desde la muñeca; el EDA en las falanges medianas; un monocanal ECG, con electrodos colocados en el pecho; frecuencia respiratoria (BR) con un sensor colocado en una máscara de oxígeno; un EEG de ocho canales. Adicionalmente, la temperatura ambiente (Ta) podría ser registrada también por tres de esos dispositivos, los cuales deben ser útiles para detectar cuando la actividad se realiza en el exterior [76].

Tres de los cuatros dispositivos están basados en el Arduino Nano 33 IoT, el cual corre a 3.3V y cuenta con una IMU con un acelerómetro y giroscopio de 3 ejes, un sensor de temperatura ambiente, hasta con 6 canales de de 12 bits con un convertidor analógico-digital (ADC), y un circuito de bajo consumo de comunicación inalámbrica con bluetooth de bajo consumo (BLE) (el chipset BLE en Arduino Nano 33 IoT tiene -88 dBm en su sensibilidad del receptor y su poder de transmisión es de 5 dBm; por otra parte, el chipset de la Raspberry-Pi-4-model-B-BLE tiene -96’5 dBm en su sensibilidad del receptor y su poder de transmisión es 8’5 dBm).

El diseño más sencillo se llama “Type 1”, el cual solo registra movimientos del cuerpo a través de la IMU incluida en la propia Arduino Nano. Los dos otros diseños también toman mediciones fisiológicas. El “Type 2” incluye circuitos para ST y EDA, mientras que el “Type 3” mide ECG y BR (Figura 2). Para registrar las señales fisiológicas, dos canales adicionales analógico-digital de la Arduino Nano son usadas en ambos wearables. Todas las fundas de los wearables tienen el mismo tamaño: 57 x 39 x 19 mm, estos pesaban aproximadamente 45 g, y hechos de PLA, el cual es un material biocompatible. Los esquemas pueden ser encontrados en la sección de material complementario o en GitHub (<https://github.com/TAIS-RG/aai-wearables>, accedido el 28 de diciembre de 2021).

[FIGURA 2]: Ejemplos de dos de nuestros diseños de wearables propuestos. (**a**) Dispositivo que graba las señales EDA y ST (Type 2). Esta es una vista inferior y la placa de circuito impreso; (**b**) la placa del circuito para las mediciones ECG y BR (Type 3). Los conectores ECG, la máscara facial y también se muestra la pieza que almacena el sensor de temperatura para la detección del flujo de aire.

El cuarto wearable está basado en OpenBCI, que permite hasta 16 canales EEG para ser medidos, y cuenta con un acelerómetro de 3 ejes, y un BLE. La Tabla 4 resume las medidas recogidas por cada tipo de wearable en la BAN propuesta y las frecuencias de muestreo usadas para capturar la señal fisiológica, el nivel de batería, y las salidas de la IMU.

[TABLA 4]. Frecuencia de muestreo (Hz) usada para cada señal de entrada.

##### Type 1: IMU y Ta

Como se ha explicado antes, el diseño está basado en la Arduino Nano 33 IoT el cual incorpora el circuito LM6DS3 (la calibración de las IMUs no es necesaria, porque el fabricante provee los dispositivos calibrados, por lo que no es recomendable modificar las configuraciones), un IMU de 6 ejes, muestreado a 26 Hz, y un sensor de temperatura, muestreado a una velocidad de 13 Hz. El wearable incluye también un cargador (TP4056), un regulador de baja pérdida (LDO) (MIC5504), un interruptor encendido/apagado, una batería Ion-Litio de 950 mAh, y un divisor de control de nivel de tensión, conectado a la entrada A0 para monitorear continuamente el nivel de voltaje de la batería (Figura 3).

[FIGURA 3]. Diagrama de bloques del wearable Type 1. Contiene un cargador de batería, LDO, comprobador de batería y una Arduino Nano 33. Estos elementos también están incluidos en los Type 2 y 3.

Los diseños que se muestran a continuación están basados en esta arquitectura básica. Sin embargo, ellos difieren en los circuitos añadidos para medir las señales fisiológicas.

##### Type 2: EDA y Temperatura Corporal (ST)

Este dispositivo wearable contiene las mismas funcionalidades que el “Type 1” pero también contiene dos circuitos para las mediciones de la actividad electrodérmica (EDA) y la temperatura corporal (ST) (Figura 4). Básicamente, el circuito EDA sigue la misma estructura presentada en [77]. Este implementa un amplificador de primera fase no invertido con una ganancia programable de 16 pasos en la rama de retroalimentación negativa, haciendo posible ajustar la salida de la señal al tipo de electrodo (seco o mojado) [78], y la resistencia de la piel del sujeto en un amplio rango (67 k-10 MΩ). Por este motivo, un conjunto de resistencias seleccionables es multiplexada mediante un circuito de conmutación analógica (4066). Cuatro salidas digitales de Arduino (D5:D2) permiten la ganancia especificada para ser controlada. Así pues, esto es necesario para verificar que la referencia de la resistencia seleccionada es adecuada para prevenir que el amplificador se sature.

[FIGURA 4]. Diagrama de bloques del wearable Type 2. Este contiene un circuito EDA con un amplificador de ganancia programada para adaptarse a las diferentes resistencias de la piel y un filtro de paso bajo. El circuito ST está hecho de un amplificador de entrada y un filtro de bajo paso de salida.

Otro amplificador, conectado a un filtro de paso bajo de segundo orden, con una frecuencia de corte de 23’4 Hz, ajusta la señal de salida al máximo valor del ADC y completa el circuito EDA.

El wearable Type 2 también contiene un circuito para la medición de ST. Este está basado en un termostato NTC de 10 kΩ (GA10K4A1A), que está colocado en contacto con la superficie de la piel. El circuito contiene un amplificador invertido con una ganancia de 6’2 y un filtro de bajo paso con una frecuencia de corte de 5’46 Hz. El rango operacional es 24-33 ºC que es suficiente para la localización del sensor, ya que la temperatura humana cambia de una parte del cuerpo a otra [79,80].

##### Type 3: ECG y Respiración

Este diseño contiene las mismas funcionalidades que el “Type 1” y añade dos circuitos para la medición de ECG y de la BR (Figura 5).

[FIGURA 5]. Diagrama de bloques del wearable “Type 3”. Este contiene circuitos de ECG y BR.

El ECG es una ligera modificación de uno presentado en [77]. Este usa tres electrodos pasivos, uno de ellos para reducir la interferencia de la línea eléctrica; un amplificador diferencial de entrada de alta impedancia, con una ganancia de aproximadamente 2; un filtro pasivo unipolar de alto paso con una red de resistencias en forma de T que elimina el potencial de electrodos de la piel sin reducir el CMRR; un amplificador de instrumentación con una ganacia de 371, y un filtro pasivo de dos polos de bajo paso. El ancho de banda de la frecuencia del ECG abarca desde los 4’8 Hz hasta los 30 Hz.

El sensor BR está también basado en el modelo de termostato GA10K4A1A, que se adjunta a la máscara facial de oxígeno. El objetivo de este diseño no es medir el flujo de inspiración/expiración sino solo su ritmo. El termostato responde rápidamente cuando el flujo del aire expirado fluye alrededor del sensor, a una mayor temperatura que el aire ambiente. Este tiene un amplificador invertido de primera etapa, seguido de un filtro alto con una frecuencia de corte de 0’16 Hz que elimina la dependencia de la temperatura ambiente. Un segundo amplificador, con una ganacia de 21’3, incrementa la variación de la temperatura causada por el flujo respiratorio.

##### OpenBCI

OpenBCI (<https://openbci.com/>, accedido el 28 de diciembre de 2021) es un dispositivo de hardware abierto de bajo coste para la medición de señales EEG. Está basado en el circuito integrado ADS1299-8, que es de bajo ruido, 8 canales, 24 bits, convertidor analógico-digital para EEC y mediciones biopotenciales. Este tiene un tablero de ampliación que permite que el número de canales EEC sea incrementado hasta 16. La tasa de muestreo es 250 Hz para 8 canales y de 125 Hz para la configuración de 16 canales. OpenBCI incluye una IMU que ofrece datos en una tasa de 25 Hz, junto con los canales EEG, mediante una conexión BLE. Como en el caso de los otros diseños de wearables, hemos añadido un circuito de carga y una batería de 950 mAh.

La validación de la calidad de los datos entregados por este casco de EEG de consumo ya ha sido investigado y confirmado en diferentes estudios [81].

#### Software

##### Comunicación

Ya que los recursos computacionales son más limitados en wearables, algunos autores han sugerido usar dispositivos externos y más potentes para procesar las señales [82,83]. En nuestro caso, hemos usado el concepto de “edge computing” implementado sobre una Raspberry Pi 4 B con Raspberry Pi OS y una aplicación ad hoc llamada LSL Recorder [84], para sincronización de datos y almacenamiento, basado en Lab-Streaming Layer (LSL). Este software es un sistema de grabación desarrollado en Java fácil de usar, open-source, multiplataforma, que puede guardar datos desde varios dispositivos a la vez, mientras mantiene la sincronización con los creadores de la fase experimental basada en la librería LSL, de manera que lsl Es “un sistema para la colección unificada de mediciones de series temporales en investigaciones experimentales que maneja tanto las redes de trabajo, la sincronización del tiempo, accesos (cercanos-) en tiempo real así como opcionalmente la colección centralizada, visualización y grabación de los datos en disco” [85] (Figura 6).

[FIGURA 6]. Ilustración del proceso de comunicación. Las señales son enviadas a través de la red BAN al nodo coordinador (ordenador frontera), donde estas son añadidas en los streams LSL hacia un nodo final, donde los datos son leídos y almacenados. A la izquierda, los sensores colocados en el cuerpo; en el centro, la red BAN mostrando la información contenida en cada frame y su dirección hacia donde va/viene respecto al ordenador frontera; abajo a la derecha la red LAN que conecta el ordenador frontera con el nodo de grabación.

Además, la comunicación es la mayor fuga de energía en los wearables [86]. Menor transmisión de datos significa un incremento en la autonomía. En nuestros wearables, la transmisión de datos ha sido reducida a 13 veces por segundo y frames utilizados con diferentes longitudes para enviar todos los datos disponibles. La tecnología seleccionada para la comunicación entre los diferentes wearables y el ordenador frontera fue BLE 4.2. Para simplificar la transmisión y reducir el consumo de energía, los datos recogidos fueron enviados a través de una sola característica de un simple perfil de atributos genérico (GATT) del servicio BLE para reducir el tiempo de operación del servicio de comunicación, el consumo de energía, y consecuentemente, extender la autonomía de la batería. El servicio fue definido con el Identificador Único Universal (UUID) 0xACC0, y 0xACC5 para la característica para enviar datos desde wearables. En el caso de los dispositivos Type 2, cuya red de resistencias EDA puede ser configurada en tiempo real, una característica byte-lenght adicional (0xACC6) fue implementada para permitir a los usuarios seleccionar la combinación de resistencias deseada. Tenga en cuenta que estos números seleccionados no son asignados actualmente por cualquier especificación de Bluetooth Alliance. Finalmente, el OpenBCI usa su propio sistema de comunicación basado en RFduino y la implementación de un servicio adicional no fue necesaria.

##### Interfaz gráfica

La interfaz gráfica es muy simple y contiene dos áreas diferenciadas permitiendo a los usuarios gestionar la comunicación con los wearables hechos a medida o con el OpenBCI (Figura 7).

[FIGURA 7]. Interfaz gráfica de usuario de la aplicación (GUI) desarrollada para gestionar las comunicaciones con los wearables. El proceso consiste en: búsqueda de los dispositivos, configuración y comienzar a enviar datos. El color indica el estado: el rojo significa dispositivo no encontrado, el cian indica dispositivo encontrado, y el verde indica que los datos están siendo enviados.

Los usuarios pueden buscar y conectarse con cualquier tipo de wearable, y no todos tienen que estar activos a la vez. Cuando un wearable se activa, el ordenador puente automáticamente empieza a emparejarlo. Al clicar en el tipo de wearable en la GUI, el dispositivo comienza a transmitir datos. La GUI usa el código de colores para mostrar el estado de la conexión (no emparejado/apagado – rojo, emparejado – cian, y transmitiendo – verde) para cualquier tipo de wearable y OpenBCI. Adicionalmente para el Type 2, la GUI contiene una lista de checkbox que permite que la red de resistencias sea configurada en tiempo real (ver Figura 7).

OpenBCI se comunica através de RFduino, cuya “mochila” es detectada como un puerto COM por el sistema operativo. Una vez este puerto está abierto, el software controla la comunicación en un hilo diferente para evitar interferir con los otros wearables y el uso de la propia GUI.

##### Sincronización de datos

Tan pronto como los datos son recibidos, son enviados a través de la nube de LSL [85] el cual añade una marca de tiempo a cada pieza de información entrante. LSL usa el protocolo de control de transmisión (TCP), el cual garantiza que los datos son recibidos correctamente. LSL es muy usable para mantener la sincronización y coherencia de los datos de forma sencilla. Los streams de datos son grabados por LSL Recorder [84], una aplicación software que puede ser corrido en cualquier ordenador conectado a la misma LAN que el ordenador puente, o en el propio ordenador puente.

Solo la latencia en la comunicación Bluetooth debe ser relevante, introduciendo un error máximo entre señales recibidas de 38.5 ms, que debe seleccionar la frecuencia de transmisión de Bluetooth de 13 Hz. Bluetooth mantiene los datos recibidos en orden.

### Metodología

El primer paso, antes de usar la BAN, era validar la propuesta mediante el análisis de algunas características funcionales como la autonomía de la batería, la tasa de pérdida de paquetes y la calidad de la señal para los circuitos de ST y BR, los cuales no están basados en trabajos previos. En este estudio, también queríamos contribuir con un estudio preliminar sobre las características significativas del ECG para la detección del estrés. Otras señales fisiológicas e información cinética proporcionadas por las IMUs para el reconocimiento de la actividad humana no entraban en el ámbito de este trabajo.

#### Autonomía de la Batería y Tasa de Pérdida de Paquetes

Las pruebas de la autonomía de la batería y la tasa de pérdida de paquetes fueron realizadas simultáneamente. Ellos consisten en cargar todos los wearables al 100%, emparejarlos entonces con el nodo central, y entonces grabar los paquetes recibidos. El experimento finalizó cuando el nivel de la batería alcanzó el voltaje operacional mínimo recomendado para la batería (3.6 V). El campo de la temperatura ambiente fue sustituido por un identificador incremental para permitir la estimación de la tasa de pérdida de frames en nuestros wearables hechos a medida.

Todos los paquetes de datos transmitidos por OpenBCI contienen un identificador de frame incremental, lo que le permite seguir el mismo procedimiento que hemos explicado antes. La diferencia radica en la medición del voltaje de la batería, que se realizó con un Arduino Uno externo, cuya entrada analógica estaba conectada a la batería.

#### Evaluación de la Calidad de los Datos

La figura SNR fue calculada para evaluar la calidad de los datos. Para el EDA, el ST, y la BR aplicamos el mismo método que en [77]: un filtro de paso bajo, con una frecuencia de corte de 5 Hz, basada en una longitud de ventana Gaussiana de 50 implementada en Ledalab [68]; la salida de este filtro se consideraba como la señal, mientras que su diferencia con la señal original era el ruido.

No realizamos ninguna otra evaluación de SNR, ya que, como se ha explicado antes, OpenBCI ya había sido validad por otros estudios [81], y algunas características del ECG propuesto y de los circuitos de EDA tenían ligeros cambios comparados con sus homólogos publicados en [77]. Sin embargo, como la frecuencia de corte del filtro de entrada de paso alto en la primera etapa del circuito ECG había aumentado, esperábamos que el SNR fuera peor que lo reportado en [77].

#### Reconocimiento de la Actividad Humana y del Estrés

Esta sección describe un conjunto de actividades humanas realizadas por participantes en una habitación con iluminación artificial en una temperatura confortable. Ellos llevaban los dispositivos como se muestra en la Figura 6. Los elementos Type 1, 2 y 3 estaban colocados en la pierna izquierda -sobre la parte inferior del peroné largo-, la muñeca izquierda y el pecho -sobre la parte inferior del esternón- respectivamente, y el OpenBCI en la nuca. Optamos por la configuración del triángulo de Einthoven plomo II para la ubicación del electrodo ECG.

La Figura 8 representa la secuencia de las actividades. El orden temporal fue: (1) sentarse 5 minutos delante de un ordenador con la pantalla apagada; (2) prueba de estrés durante 4 minutos; (3) levantarse y sentarse varias veces durante 2 minutos; (4) elevar y bajar ambos brazos durante 2 minutos; (5) caminar alrededor de la sala durante otros 2 minutos. La primera actividad fue más larga que las demás porque esto sirvió como una referencia para las mediciones fisiológicas para las pruebas de estrés. Intercalar periodos de descanso de 1 minuto entre las actividades ayudó a la referencia fisiológica a recuperarse antes del comienzo de la siguiente actividad. Un programa de ordenador controló las diferentes fases del experimento mediante indicaciones visuales y sonoras.

[FIGURA 8]. Secuencia temporal experimental. Esto contiene cinco actividades: descanso inicial, tarea aritmética, actividad de sentarse-levantarse, elevación de brazos, y caminar. Dos pruebas del Inventario de Ansiedad Estado-Rasgo fueron dados a los participantes al principio y al final de la tarea aritmética. Los restos fueron tres Pas simples con periodos cortos de descanso intercalados para estabilizar las variables fisiológicas.

La prueba del estrés consistió en la realización de una tarea aritmética con limitaciones de tiempo basadas en la Montreal Imaging Stress Task [87]. Una aplicación en Java fue desarrollada para implementar la interfaz GUI [88], mostrando operaciones matemáticas (sumas, restas, multiplicaciones) cuyos resultados estuvieron siempre en un rango entre 0 y 9. Factores de estrés adicionales fueron añadidos para motivar a los participantes a mejorar su indicador de puntuación manipulado, que siempre fue menor que el resultado medio de la población.

Los sujetos rellenaron dos cuestionarios, basados en el estándar de State-Trait Anxiety Inventory (STAI) [89], al comienzo del experimento y al final de la prueba de estrés. El rango de resultados de las pruebas estuvo entre 0 y 60 con los mínimos y los máximos valores indicando el estrés/ansiedad total y una completa relajación respectivamente. Para este estudio, solo analizamos las variaciones que una situación estresante podría inducir en la señal ECG.

Doce personas (dos mujeres y diez hombres) tomaron parte en este experimento con un rango de edad entre los 26 y los 56 (media 37.86; sd 9.93).

**Procesamiento de la señal ECG para el Reconocimiento del Estrés**

En general, los valores atípicos se evitaron usando el método del rango intercuartil. Concretamente, aquellos valores que no estaban dentro del rango (Q1 – 1.5(Q3 - Q1), Q3 + 1.5(Q3 – Q1)) fueron eliminados del análisis. Q1 y Q3 representan los menores y mayores cuartiles respectivamente.

Primeramente, los segmentos RR fueron obtenidos utilizando el algoritmo de Pan-Tompkins [90] para estimar la HR. Entonces, diferentes características temporales y de frecuencia fueron extraídas de esta [91] (mirar la Tabla 5 para una breve descripción). Las frecuencias medias para cada banda (fmVLF, fmLF, fmHF) y la mediana de los segmentos RR (Mrr) también fueron obtenidos. La importancia estadística entre la situación estresante y el periodo inicial de descanso fue encontrada usando el análisis de una vía ANOVA.

[TABLA 5]. Características comunes obtenidas de los datos ECG.

### Resultados

La siguiente sección detalla los resultados obtenidos respecto a la autonomía de la batería, la calidad de los datos, los indicadores de estrés y la actividad física para las señales capturadas por nuestra propuesta.

#### Autonomía de la Batería y Tasa de Pérdida de Datos

En la prueba de transmisión de datos, no fueron detectados pérdidas de frames en ningún dispositivo, salvo un pequeño número en OpenBCI (mirar Figura 9 y Tabla 6). En general, esto no sigue un patrón específico, a pesar de que hubo ráfagas ocasionales de hasta 200 frames perdidos, según el indicador de frames del campo del contador de frames de OpenBCI.

[FIGURA 9]. Nivel de voltaje de la batería a lo largo del tiempo. Por debajo de 3.6 V los dispositivos se apagaron.

[TABLA 6]. Autonomía de la batería y tasa de pérdida de tramas para los cuatro wearables.

#### Calidad de los Datos

La figura 10 muestra algunos segmentos de las señales de BR y de ST y sus gráficos de la transformada de Fourier. Las frecuencias sobre 2 Hz fueron consideradas como ruido, y, para la señal de BR en particular, el componente DC fue también removido del análisis. Como se muestra en la figura, el SNR para BR fue de 29 dB y de 8 dB para ST. En el caso de la ECG, el SNR fue 9.78 dB.

[Figura 10]. Segmentos de las señales BR y ST y sus SNR durante la actividad de sentarse/levantarse. (a) Señal BR: 3 ciclos completos de exhalación/inspiración. (b) SNR de la señal BR. (c) Cambios de ST durante 200 segundos de ejercicio. (d) SNR para la señal ST.

#### Actividad Humana y Señales Fisiológicas

Esta sección muestra algunas señalas capturadas durante el experimento. Al principio del experimento, hubo 5 minutos de actividad consistente en sentarse de una forma relajada. La Figura 11 muestra un segmento de 30 segundos conteniendo las señales ECG y de BR. Como se puede ver, la HR fue de 56 bpm y la BR de 12 bpm. Un segmento ECG más corto también fue pintado para representar la típica QRS-completa y las ondas P y T. Las frecuencias por encima de 20 Hz fueron removidas de la señal ECG mediante un filtro digital de bajo paso con una longitud de 31 y una ventana de Hamming. Esta filtración era necesaria para la eliminación de interferencias de la línea de potencia. No fueron aplicados filtros para la señal BR.

La Figura 12 muestra las salidas del “Type 2” durante un periodo del experimento compuesto por descanso y actividad física (ejercicio de sentarse-levantarse). La actividad de movimiento, la temperatura corporal y la conducción fueron monitoreadas a la vez. La conductancia de la piel se incrementó durante la actividad, y contiene varios picos (componente fásico), que son típicos en las grabaciones de EDA. La ST fue prácticamente constante, aunque hubo una ligera tendencia a la baja al final de la grabación, tal vez debido a un incremento en la hidratación de la piel causada por la mayor actividad en las glándulas sudoríparas.

[FIGURA 11]. Señales de ECG y de respiración en 30 segundos durante la primera fase del experimento. De arriba abajo: (a) señal ECG; (b) detalle de la señal ECG durante 5 segundos; (c) señal de la respiración. Las unidades verticales están en unidades del convertidor.

[FIGURA 12]. Principales señales entregadas por el wearable de Type 2 durante el ejercicio de sentarse-levantarse. De arriba abajo: (a) datos del acelerómetro de 3 ejes en unidades g; (b) datos del giroscopio de 3 ejes en deg/s; (c) conductancia de la piel, y (d) temperatura de la piel. En los segundos 20, 30 y 40 el sujeto realizó varios movimientos que han sido reflejados como oscilaciones en las IMUs y como un incremento en la conductancia de la piel.

Finalmente, la Figura 13 muestra el conjunto de datos recogidos simultáneamente desde los acelerómetros de los cuatro wearables cuando una actividad comenzó después de un periodo de descanso. El eje de la IMU para cada wearable también es mostrado a la izquierda. En reposo, los participantes se quedaban quietos. Por lo tanto, la fuerza de gravedad hecha por el eje vertical de todas las IMUs muestra mayores valores que las otras. Los sujetos entonces se levantaron y se sentaron varias veces, con breves periodos en los que se quedaron quietos. Como se puede ver, la posición de descanso de la pierna durante el ejercicio era distinta al segmento anterior del experimento, cuando se mantenían sentados. La identificación de las actividades a través de las IMU y el análisis de las señales fisiológicas serán abordados en futuros trabajos.

[FIGURA 13]. Señales recogidas por los acelerómetros durante la actividad de sentarse y levantarse. Estos movimientos causan oscilaciones en los datos de las IMUs.

#### Principales Características del ECG para la Detección del Estrés

Las pruebas de STAI nos permitieron verificar si había algún estrés inducido durante esta parte del experimento. Los resultados mostraron que la diferencia media entre ellas, para todos los participantes, fue -7.5 con un error estándar del 2’18%. Un valor negativo indica que esta tarea fue estresante. El análisis de ANOVA confirmó la importancia de esa diferencia (p=0.004). Consecuentemente, la tarea aritmética actuó como un eficiente factor de estrés.

La Tabla 7 contiene los valores de p de ANOVA para todas las características de ECG analizadas. Como se puede ver, solo el incremento de Mrr y el incremento de pN N50 tuvo estadísticamente importantes diferencias, donde ambos parámetros disminuyeron sobre un 10% y un 50%, respectivamente, respecto al periodo de descanso. A pesar de que el número total de sujetos no es alto, los resultados obtenidos nos permiten establecer una tendencia.

[TABLA 7]. Valores de p en ANOVA para cada característica de ECG.

### Discusión

#### Diseño del Hardware

Muchas unidades de wearables han sido empleadas con fines de investigación, salud o seguimiento deportivo. Algunos de ellos permiten a los investigadores acceder a los datos en bruto, mientras que otros entregan los datos procesados. En este trabajo, nos hemos centrado en la primera, y particularmente en aquellos con transmisión continua de datos adquiridos. La Tabla 8 presenta un resumen de las principales características de algunas unidades comerciales [92], junto con nuevos diseños encontrados en papers recientes. Todos ellos tienen IMUs para el HMA, pero no muchos incluyen la electrónica necesaria para la medición de las señales fisiológicas. Las soluciones comerciales están disponibles para adquirir múltiples fuentes bioeléctricas (EMG, ECG), la conductividad de la piel, o el ritmo respiratorio mediante la medición de los movimientos del tórax con una correa elástica.

[TABLA 8]. Principales características de algunas unidades wearables comerciales y dispositivos encontrados en la literatura científica. + Consumo mientras transmiten; ++ Área equivalente para un wearable de forma circular.

El tamaño y el peso de las unidades wearables son importantes desde la perspectiva del usuario. Cuanto más pequeño y ligero es el wearable, más cómodo es. Como para el tamaño, las soluciones propuestas están en línea con muchos otros dispositivos. Sin embargo, el peso es un inconveniente, principalmente debido a la batería (20 g) y a la funda del wearable, con paredes gruesas de 2 mm.

No todos los wearables entregan los datos en bruto o los hacen accesibles para el investigador. Por ejemplo, el ativPAL, un smartwatch dotado con una IMU, solo ofrece datos procesados a los clientes. El resto de unidades en la Tabla 8 almacena los datos en bruto en una memoria interna y/o puede transmitirlos, en tiempo real, a través de un enlace inalámbrico.

Un factor clave en los wearables es la autonomía de la batería o el consumo de potencia. Nuestros dispositivos transmiten datos continuamente y permanecen trabajando 16 horas de media, con la energía de una batería de Iones de Litio de 950 mAh (Figura 9), que es más que suficiente para muchos escenarios ADLs en la investigación. Varias unidades comerciales mostraron un mayor consumo que las nuestras, pero la autonomía de la batería es mucho mayor en los nuevos diseños [21]. En conclusión, necesitaremos alargar el tiempo de vida de nuestros wearables.

Hay un rango de alternativas para reducir el consumo de energía [93]: (a) Tarea de carga. Esto reduce el procesamiento en el propio wearable y usando Edge computing [82] o fog computing [94] cuando sea posible. (b) Ciclismo de servicio. Pone el procesador en estado de suspensión para reducir el consumo de potencia, aunque esto puede afectar al reconocimiento de la actividad [95]. (c) Comunicaciones de baja potencia. La transmisión de datos es la tarea que más consume en los wearables [96], y BLE y Zigbee son las tecnologías más eficientes. (d) Diseño de hardware de baja potencia, que implican diseños con unidades de baja potencia o incrementar el nivel de integración con circuitos integrados de aplicaciones específicas (ASIC) o sistemas sobre chips (SoC) [97]. (e) Compresión de datos. Cuando la frecuencia de muestreo es alta, el volumen de datos es considerable. En este caso, técnicas de compresión, que también son útiles y deberían aplicarse para proteger la información biológica [98].

Hemos probado el efecto de incrementar la longitud de los paquetes hasta 200 bytes para reducir el número de despertadores de radio. Con este tamaño de trama, el dispositivo puede enviar datos con una frecuencia de 4.33 Hz. Sin embargo, no obtuvimos una significante mejora en su autonomía (solo un incremento de 0’84%). El procesador seleccionado para todos los tipos de wearables era una importante fuente de drenaje de energía. De acuerdo con las especificaciones del fabricante eléctrico, la Arduino Nano IoT necesita 47 mA en operación continua. En el futuro, la solución de ciclismo de servicio debería ser implementada para ahorrar energía y extender la autonomía de la batería.

#### Calidad de la Señal

A pesar de que hay abundante literatura sobre soluciones de circuitos ECG, no es frecuente encontrar SNR en sus resultados. La Tabla 9 muestra una comparativa entre nuestro circuito ECG y estudios que han usado la misma tecnología de fabricación. En general, nuestro circuito consiguió un buen resultado en SNR. Adicionalmente, las señales ECG adquiridas por un equipamiento convencional, el cual está a disposición de investigadores mediante bases de datos como PhysioNet [99], muestra un SNR de 10 dB sobre la media, el cual es similar a nuestros resultados. Figuras con mayor SNR pueden ser encontrados en diseños de ECG basados en circuitos integrados [100] (26.37 dB) pero con el principal inconveniente de un mayor coste.

[TABLA 9]. Comparativa con otros circuitos ECG de bajo coste.

Hay también relativamente pocos estudios que cuentan con diseños de circuitos EDA que incluyan SNR en sus resultados. La Tabla 10 muestra una comparativa de acuerdo con varias características. Nuestro diseño obtiene una SNR ligeramente inferior que en [102] cuando se han usado electrodos mojados. Con el filtro de bajo paso en el final de la segunda etapa, el SNR incrementó hasta 61.64 dB.

[TABLA 10]. Comparativa con otros circuitos EDA de bajo coste. + SNR para electrodos mojados; $ La plataforma no aplica ningún tipo de filtrado.

En un trabajo previo [77], los autores probaron diferentes placas para la medición del ST, con un SNR mayor que 50 dB. Nuestros resultados obtuvieron un SNR mejorado de 74’76 dB con este nuevo diseño.

En [105], los autores presentaron un diseño para BR el cual medía los movimientos del torso usando una matriz de sensores de presión, obteniendo un SNR de 9.7 dB. Nuestro diseño superó este valor por más de 20 dB usando su método, y 377.66 dB usando el método descrito antes. Mientras nuestro diseño puede verse como poco amigable y obstruyente, este tiene la ventaja que es más insensible para los artefactos de movimientos que un sensor de presión colocado alrededor del pecho durante la práctica de PA. Algunos modelos en el mercado usan un hilo flexible que se ajusta detrás de las orejas, y un conjunto de dos clavijas cortas, colocadas en las fosas nasales, y una tercera clavija que cae justo enfrente de la boca. Sin embargo, a diferencia de que este diseño es más amigable, la máscara facial garantiza que la totalidad del flujo de aire inhalado o exhalado alrededor del sensor de temperatura.

#### Artefactos

Una importante cuestión con respecto a la grabación de señales fisiológicas cuando se realizan PA es conocer la medida en que los artefactos de movimiento afectarán a la extracción de características. Por ejemplo, en la grabación de ECG, el típico ruido puede venir desde varias fuentes. Una de las más importantes, conocida como artefacto de movimiento, es debida a los cambios geométricos entre la superficie del electrodo, la electrolisis, y la piel, que temporalmente afecta a la impedancia del electrodo. Otro asunto común es interferencias debidas a otras fuentes biopotenciales como la activación muscular EMG que generalmente aparece como un incremento del ruido de fondo en la línea de base de la señal ECG. Sin embargo, no esperamos que esta interferencia EMG llegue a ser un problema serio limitando la eficacia en la extracción de la frecuencia cardíaca (HR). La Figura 14 muestra un segmento del ECG conteniendo artefactos de movimiento. Como se puede ver, estos artefactos no aparentan ser significantemente suficientes para afectar a la completa detección de QRS con el algoritmo de Pan-Tompkins (Figura 15). En conclusión, la HR no sería afectada por artefactos de movimiento cuando se realiza una ligera PA.

[FIGURA 14]. Artefactos y alteraciones del ritmo en señales fisiológicas durante el ejercicio de sentarse-levantarse. Un movimiento debe ser causado por ruido de movimiento en la nariz en ECG, parar de respirar, y un electrodo con contacto pobre.

La Figura 14 también muestra un segmento de BR durante el ejercicio de sentarse-levantarse. Los valles de la señal y los picos reflejan el proceso de expiración e inspiración, cayendo en la primera y escalando en la última. En el comienzo del ejercicio, el valle se extiende por un tiempo, porque el sujeto para de inhalar por un periodo corto de tiempo. Este cambio en el patrón normal de la respiración es común y aparece frecuentemente. Ocasionalmente, otros patrones consisten en una secuencia de dos o más pequeños picos que aparecen siguiendo la inhalación previa, como resultado de cortas inspiraciones. Todos estos patrones cambiantes en la BR son el resultado de fenómenos fisiológicos y deben afectar a la estimación automática de BR cuando se basa únicamente en la detección de picos sobre picos. Un ruido eléctrico, como el que se muestra en la figura, a veces aparece, aunque es como consecuencia de un conector de movimientos. Sin embargo, este ruido puede ser eliminado fácilmente utilizando un filtro de bajo paso digital.

Las técnicas de eliminación de ruido deben ser usadas para los datos EEG, con valores de menor voltaje que otras señales bio-eléctricas, o cuando se realizan actividades más vigorosas, para reducir la influencia de los artefactos de movimiento [106,107]. Sin embargo, estudiaremos su usabilidad y utilidad en el futuro.

[FIGURA 15]. Salida del algoritmo de Pan-Tompkins (círculos rojos) para un segmento de ECG incluyendo PA suave. Los artefactos de movimiento no afectan a la detección completa de QRS.

#### Reconocimiento del Estrés

La prueba STAI y dos características de ECG muestran una tendencia incrementando el nivel de estrés durante tareas aritméticas. El menor pNN50 y Mrr indicó una menor variabilidad de los latidos del corazón, así la excitación de los sujetos incrementó, significando que la actividad PSNS disminuyó. Estos resultados fueron consistentes con los estudios previos donde la HR incrementó durante las tareas estresantes [73].

Usando diferentes fuentes de bio-señales para la detección del estrés, varios estudios han mostrado que las características que vienen de las señales ECG son significantes [60], tienen índices de alta correlación con los niveles de estrés percibidos (PSS) [73], y muy altas tasas de precisión [72].

### Conclusiones y Trabajo para el Futuro

En este paper, hemos presentado una completa BAN con wearables de bajo coste que suponen un excelente marco de trabajo para capturar señales fisiológicas y detectar movimientos humanos simultáneamente. Como punto de partida, el paper incluye una completa revisión de literatura que describe las técnicas más relevantes y sus campos de investigación. La BAN propuesta incluye una red de cuatro dispositivos wearables con tres diseños propios y un exceso de trece mediciones diferentes, donde EDA, ST, ECG, EEG y BR son adquiridas como las mediciones fisiológicas.

Los experimentos que realizamos para validar el sistema y demostrar la robustez de la transmisión de los datos con ningún paquete perdido detectado durante un largo uso del sistema proporcionando más de 15 horas de autonomía. El consumo de potencia de los dispositivos wearables es un factor crítico durante la ingeniería de dispositivos y nuestra BAN puede operar hasta 16 horas usando una batería de 950 mAh. Finalmente, un estudio preliminar se llevó a cabo con el fin de extraer las principales características de ECG para la detección del estrés durante el descanso.

En futuras investigaciones, estudiaremos otras señales fisiológicas e introduciremos estrés durante la realización de actividades humanas con el propósito de analizar el mecanismo y la correlación del estrés y el reconocimiento de la actividad, su evaluación y el método de detección con sensores wearables. Además, exploraremos nuevas técnicas para aumentar la autonomía de los wearables basada en la reducción en la cantidad de paquetes a transmitir o en la implementación de técnicas de consumo de baja potencia. Finalmente, integraremos los dispositivos en estructuras blandas.

## ***RESUMEN***

## ***GLOSARIO***

* ***Convolución:*** Una operación matemática con dos funciones, que es la representación más general del proceso de filtrado lineal (invariante). La **convolución** puede ser aplicada a dos funciones cualesquiera de tiempo o espacio (u otras variables) para arrojar una tercera función, la salida de la **convolución**.
* ***Deconvolución***: operaciones matemáticas empleadas en restauración de señales para recuperar datos que han sido degradados por un proceso físico que puede describirse mediante la operación inversa a una convolución.