

Prototipo de pulsera para la medida de ECG bajo demanda y la medida continua de la onda de pulso

V. Ferrer-Mileo, A. Barea-Cañizares, M. Mateu-Mateus, F. Guede-Fernández, M. Fernández-Chimeno, J. Ramos-Castro y M.A. García-González

¹ Grupo de Instrumentación Electrónica y Biomédica, Departament d'Enginyeria Electrònica, Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, España e-mail: victor.ferrer.mileo@upc.edu

Resumen

El interés en la variabilidad de ritmo cardiaco (HRV) y la estimación de la presión arterial a partir del tiempo de llegada de la onda de pulso (PAT) se ha incrementado exponencialmente en los últimos años debido a los indicadores que se pueden extraer. En este trabajo se presenta un prototipo de pulsera que, sin ningún otro medio externo a esta, es capaz de medir electrocardiograma (ECG), onda de pulso y, por consiguiente el PAT, de forma no invasiva. Además, está diseñada para la realización de medidas oportunistas y pensando en la comodidad del usuario. Se presentan también los materiales y electrónica empleados para la implementación del prototipo. A partir de los resultados obtenidos se da una guía para la colocación de los sensores en la pulsera. Finalmente, los resultados indican que la calidad de las medidas realizadas es suficiente para ser utilizadas en el estudio de HRV y PAT.

1. Introducción

En los últimos años, el interés en el estudio de HRV se ha incrementado exponencialmente debido a las amplias posibilidades que ofrece. Al estar influido por multitud de sistemas, entre los cuales se encuentran el simpático y el parasimpático, su análisis nos permite extraer indicadores relacionados con el estado de salud y forma física [1, 2]. Sin embargo, el estudio ambulatorio del HRV se ha realizado típicamente mediante dispositivos Holters incómodos para los pacientes debido al uso de electrodos de gel y cables.

Por otro lado, la hipertensión es uno de los factores de riesgo más importante en las enfermedades cardiovasculares. Por ello, ha aumentado el interés en la estimación de la presión arterial (PA) a partir del PAT [3]. Además, como el PAT puede ser medido de forma no invasiva, en la literatura podemos encontrar diversos sistemas de monitorización ambulatoria de la PA mediante el PAT [4], [5]. Sin embargo, en el desarrollo de estos sistemas se ha priorizado la monitorización clínica por encima de la comodidad del paciente. Por eso, estos dispositivos están más enfocados al uso médico y medidas puntuales separadas por semanas o meses que para un público general o medidas frecuentes a lo largo del tiempo.

Por otra parte, en el mercado de consumo se ha incrementado el interés en el autocontrol. Diversos fabricantes han presentado dispositivos, principalmente pulseras y relojes, que cuantifican variables fisiológicas de los usuarios de una forma cómoda. Las pulseras de cuantificación Fitbit y parecidas, así como *smartwatches*

de Samsung, Motorola, Apple, etc, son ejemplos de este interés. Sin embargo, todos ellos adolecen de unas limitaciones comunes: su falta de precisión para el uso médico y la falta de acceso a las señales fisiológicas medidas a partir de las cuales se obtienen los indicadores de salud y bienestar. Estos dispositivos tampoco permiten realizar una medida de PAT.

Por tanto, el objetivo de este artículo es demostrar la viabilidad de una pulsera para medir HRV y PAT de forma cómoda para el usuario. Para ello, se ha diseñado una pulsera que mide el pulso de forma oportunista. Además, permite la realización de medidas cortas de PAT bajo demanda de forma cómoda. En este artículo se presenta un prototipo de pulsera capaz de medir la primera derivación de ECG y el pulso en dos puntos distintos mediante fotoplethismografía (PPG).

2. Diseño y métodos

2.1. Señales adquiridas por el dispositivo

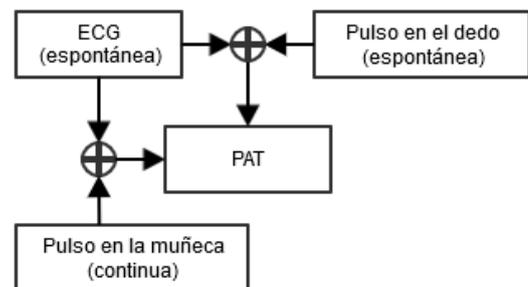


Figura 1. Señales adquiridas por el sistema

El sistema diseñado permite la adquisición simultánea, no invasiva y oportunista de dos señales fisiológicas en tres puntos de medida (ECG, pulso en el dedo y pulso en la muñeca) y permite la estimación del PAT a partir de ellas.

Durante el uso normal, el pulso en la cara interna de muñeca es adquirido de forma continua por un sensor óptico situado en la correa de la pulsera. Para obtener una señal de calidad, es imprescindible una buena colocación de la pulsera. El mal alineamiento entre el sensor y las arterias o el movimiento provocan la adquisición de una señal de pulso débil y ruidosa. Dado que una adquisición continua de esta señal no proporcionaría información provechosa, en un futuro se pretende diseñar un algoritmo que detecte cuando existe una buena relación señal a ruido

y realizar entonces la medida de pulso para derivar el ritmo cardíaco.

La medida de ECG y PAT se realizan bajo demanda del usuario. Para su realización, el usuario debe apoyar los dedos índice y corazón sobre la pulsera, cerrando así el circuito de ECG y obteniendo una señal de pulso de alta calidad para la estimación del PAT. Cuando se apoya los dedos anteriormente indicados, el circuito de ECG se cierra porque el electrodo situado en la parte superior de la pulsera está en contacto con una de las manos y el otro electrodo, situado en la correa de la pulsera y en contacto permanente con la piel, está en contacto con la otra. Por tanto, el dispositivo mide la primera derivación de ECG.

2.2. Diseño de la pulsera



Figura 2. Pulsera diseñada

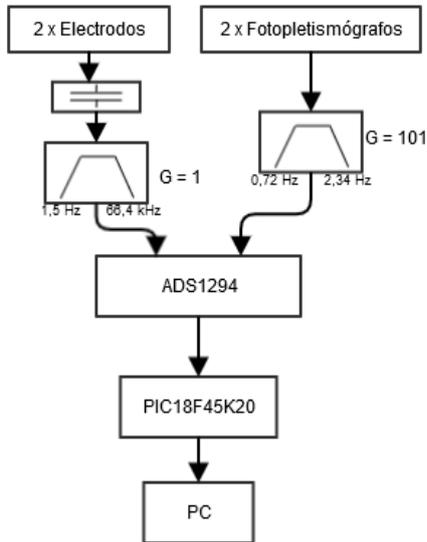


Figura 3. Diagrama del sistema

Como se puede apreciar en la figura 2, la pulsera está formada por dos electrodo seco (2 placas de acero inoxidable) y dos sensores ópticos de reflexión. Como el dispositivo está enfocado a la realización de medidas de HRV y PAT bajo demanda, se ha optado por descartar el

electrodo de referencia y diseñar la circuitería para que en la señal de ECG se realce especialmente el complejo QRS.

Para la medida de fotopleletismografía, se ha empleado el sensor comercial TCRT1000. Este sensor óptico de reflexión incorpora, en un mismo encapsulado, un led infrarrojo, de longitud de onda de 950nm, y un fototransistor que tienen características de emisión y recepción pareadas. La figura 4 presenta el acondicionamiento del sensor.

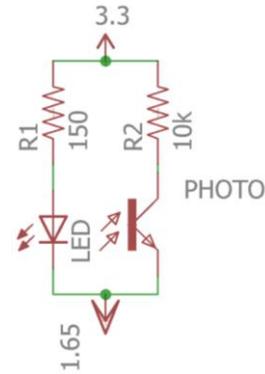


Figura 4. Acondicionamiento del sensor óptico de reflexión TCRT1000

En la parte superior de la figura 3 se observa el módulo de acondicionamiento del sistema. Este es el responsable de filtrar, amplificar y digitalizar las señales adquiridas. Está formado por en total 4 filtros analógicos, uno por cada una de las señales adquiridas (2 electrodo + 2 fotopleletismógrafos), y el chip comercial de Texas Instruments ADS1294. Este chip está enfocado para ser utilizado en circuitos de ECG, EMG y EEG y encapsula un amplificador de bajo ruido, un ADC de alta precisión y comunicación SPI. En la configuración utilizada, el ADS1294 muestrea todas las señales a 1 kHz. En este módulo, cada señal PPG es filtrada por un filtro paso banda activo de orden 1, ganancia 101 y frecuencias de corte de 0,72 y 2,34 Hz. En paralelo, la señal obtenida por cada electrodo es filtrada por un filtro paso alto ($F_c = 1,5$ Hz), un filtro antialiasing ($F_c = 66,4$ kHz). Finalmente, las señales filtradas son amplificadas y digitalizadas por el ADS1294.

El bloque de microcontrolador es el encargado de gestionar el ADS1294 y, al ser un prototipo de pulsera, transmitir las señales al ordenador por RS-232. Sin embargo, en iteraciones posteriores se reemplazará este enlace de comunicación por un protocolo inalámbrico de bajo consumo, como puede ser el Bluetooth Low Energy, y se enviarán los datos al teléfono del usuario. El microcontrolador empleado ha sido el PIC de ultra bajo consumo 18F45K20

2.3. Evaluación del sistema



Figura 5a. Medida de ECG y pulso en la cara externa de la muñeca



Figura 5b. Medida de ECG y pulso en la cara interior de la muñeca

El sistema ha sido validado con 15 voluntarios de ambos sexos y de edades comprendidas entre los 20 y 65 años y en una habitación a una temperatura de 24°C. Por seguridad, durante la adquisición de los datos se ha empleado un portátil alimentado a baterías. Durante toda la prueba, se ha pedido a los voluntarios que permaneciesen sentados y sin contacto entre las manos para minimizar los artefactos por movimiento. La pulsera ha sido sujetada en la cara externa de la muñeca izquierda del sujeto, con el dedo índice de la mano derecha del voluntario en contacto con el electrodo y el dedo corazón encima del fotopleletismógrafo. En la figura 5a se puede observar esta posición. Antes de realizar la medida se ha esperado 2 minutos para que el efecto de transpiración de la piel mejorase el contacto electrodo-piel. Transcurrido este intervalo, se realiza una medida de un minuto. A continuación la pulsera es desplazada a la cara interna de la muñeca como se puede observar en la figura 5b, se espera un minuto y finalmente se mide durante un minuto más. Estas dos medidas permiten evaluar para cada sujeto si para la medida continua de pulso es mejor poner el sensor en la cara externa (lado del dorso de la mano) o interna (lado de la palma de la mano) de la muñeca y la posición del electrodo interno para la medida de ECG.

En el posterior procesamiento de las señales adquiridas, se ha empleado el detector de Pan-Tompkins [6] para extraer la serie RR de la señal de ECG. En la detección del pulso, se ha utilizado el punto fiducial de máxima derivada. Previamente a esta detección, las señales fotopleletismográficas han sido filtradas paso banda hacia

delante y hacia atrás con un filtro de Butterworth de orden 2 e interpoladas posteriormente a 5 kHz [7].

3. Resultados

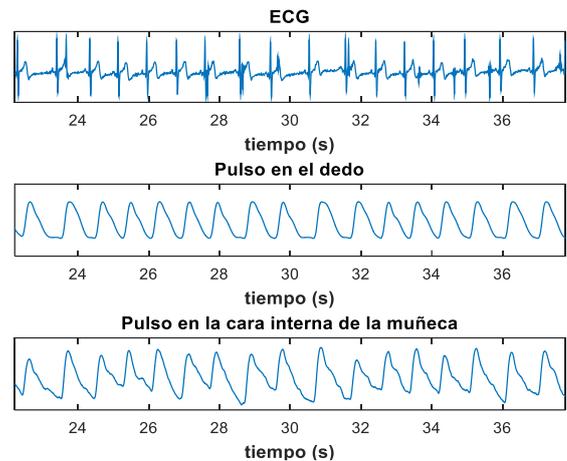


Figura 6. Superior) ECG con ruido impulsivo. En medio) Pulso en el dedo. Inferior) Pulso en la cara interna de la muñeca.

En la figura 6 observamos un ejemplo de las señales adquiridas por la pulsera cuando se mide en la postura mostrada por la figura 5a. Como se puede observar en la figura 6a, el complejo QRS se puede apreciar perfectamente en la señal de ECG obtenida a 1 kHz. También se observa un cierto ruido impulsivo inducido por el vello existente en la cara interna de la muñeca. Este degrada la calidad del contacto entre el electrodo y la piel e introduce este ruido. Cuando se realiza la medida con el electrodo en contacto con la cara externa de la muñeca, este ruido impulsivo aparece con más frecuencia debido a una mayor presencia de pelo en la zona.

En la figura 6b y 6c se observa el pulso extraído en el dedo y en la muñeca. Sin embargo, la ausencia de sujeción del dedo ha obligado al voluntario a mantenerse quieto y aplicar una fuerza constante sobre la pulsera para evitar artefactos debidos al movimiento o cambios de presión [5]. En futuras versiones del dispositivo, se puede añadir una depresión semiesférica alrededor del punto del sensor óptico para facilitar la realización de la medida con el dedo y reducir, a su vez, los artefactos de movimiento. Como ya se ha comentado anteriormente, la correcta colocación de la pulsera ha sido crucial para obtener la señal de pulso en la muñeca. Sin embargo, en el 30% y 50% de las medidas en la cara interna y externa de la muñeca respectivamente no se ha obtenido una señal satisfactoria. Ésta era o una señal de pulso demasiado débil o inexistente. Pueden paliar esta situación el uso del canal verde como fuente lumínica para aumentar la penetración de la luz en la piel, el aumento de la potencia del fotodiodo y el uso de varios fotopleletismógrafos [8]. Además, como se observa del mayor porcentaje de señal válida y en contra de la mayoría de los dispositivos comerciales, la cara interna de la muñeca parece ser la preferida para la realización de una medida de PPG. Creemos que la razón por la que los dispositivos comerciales no utilicen esta ubicación puede estar relacionada con motivos económicos y cosméticos dado que la gran mayoría de casos estos dispositivos

permiten el intercambio de sus correas de sujeción. Otro motivo puede ser la dificultad añadida que supone incluir un circuito electrónico en la sujeción para su producción en serie.

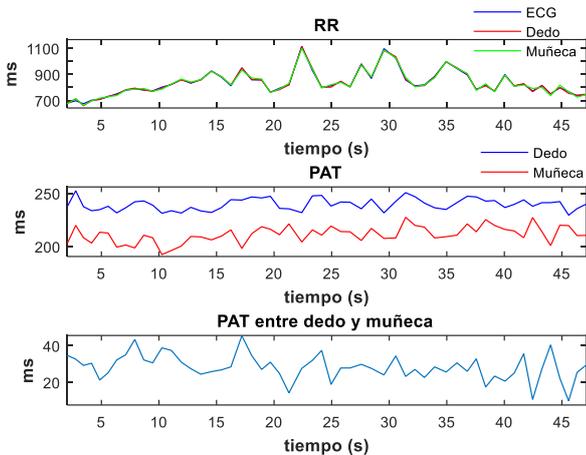


Figura 7. Superior) Serie RR extraídas. En medio) Series PAT calculadas. Inferior) Serie PAT entre las señales de pulso

La figura 7 presenta las series RR y PAT estimadas a partir de las señales de la medida parcialmente mostrada en la figura 6. En la extracción de la serie RR a partir del ECG se ha utilizado un algoritmo robusto en la detección del complejo QRS para evitar que el ruido impulsivo presente sea confundido con un pico R. En la estimación de la serie RR a partir del pulso se ha utilizado el pico de la primera derivada como instante de llegada del pulso.

La desviación estándar del error entre la serie RR de ECG y el pulso en el dedo presentadas en la figura 7 es de 6,36 ms. Análogamente, la desviación estándar del error entre la serie RR de ECG y el pulso en la muñeca es de 9,05 ms. Este resultado sugiere que la detección del pulso es más precisa en dedo que en la muñeca.

En la figura 7 también podemos observar la serie PAT calculada a partir del pulso en el dedo y en la muñeca. Como se puede comprobar, el dispositivo desarrollado adquiere las señales con suficiente precisión para poder realizar el estudio del PAT. Además, al adquirirse simultáneamente el pulso en dos lugares distintos, se puede calcular el PAT entre estos dos puntos como se observa en gráfico inferior de la figura 7.

Añadir que, como el sistema es un primer prototipo, aún no se ha validado estas medidas de HRV y PAT realizadas con un sistema de referencia.

4. Conclusiones

Se ha descrito que una pulsera para la realización de medidas oportunistas de pulso y ECG con calidad suficiente para un estudio de HRV o PAT es posible. Sin embargo, aunque el prototipo desarrollado tiene ciertas limitaciones, se han indicado varias soluciones para solventarlas. La mayor limitación relacionada con los problemas con la medida PPG en la muñeca, puede ser resuelta mediante el desarrollo de un fotopletoestógrafa personalizado o la utilización de otro modelo comercial.

También es importante destacar que el electrodo en contacto con la muñeca debe estar situado en su cara interna para minimizar el ruido impulsivo debido a la presencia de vello. En conjunto con un algoritmo robusto de detección del complejo QRS, los errores en la detección del pico R debido a este ruido impulsivo es mínimo.

En el trabajo presentado también se ha encontrado que la región óptima para la realización de medidas de PPG de forma continua es la cara interna de la muñeca. Además, la desviación estándar del error entre las series RR y pulso es, en ambos casos, menor de 10 ms. Se debe destacar que la señal de pulso en el dedo parece ser más precisa que la extraída en la muñeca.

Finalmente, las medidas de HRV y PAT no han sido comparadas con un sistema de referencia.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto Recercaixa “Desenvolupament de marcadors d'estils de vida saludable per a gent gran basats en Smartphones” y el proyecto MINECO DEP2015-68538-C2-2-R

6. Bibliografía

- [1] D. Hallman, T. Sato, J. Kristiansen, N. Gupta, J. Skotte, and A. Holtermann, “Prolonged Sitting is Associated with Attenuated Heart Rate Variability during Sleep in Blue-Collar Workers,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 12, no. 11, pp. 14811–14827, 2015.
- [2] T. Udo, E.-Y. Mun, J. F. Buckman, E. G. Vaschillo, B. Vaschillo, M. E. Bates, U. D. O. E. T. Al, and D. Ph, “Potential side effects of unhealthy lifestyle choices and health risks on basal and reactive heart rate variability in college drinkers,” *J. Stud. Alcohol Drugs*, vol. 74, no. 5, pp. 787–96, 2013.
- [3] R. Mukkamala, J.-O. Hahn, O. T. Inan, L. K. Mestha, C.-S. Kim, H. Toreyin, and S. Kyal, “Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 8, pp. 1879–1901, Aug. 2015.
- [4] Y. Zheng, C. C. Y. Poon, B. P. Yan, and J. Y. W. Lau, “Pulse Arrival Time Based Cuff-Less and 24-H Wearable Blood Pressure Monitoring and its Diagnostic Value in Hypertension,” *J. Med. Syst.*, vol. 40, no. 9, p. 195, 2016.
- [5] D. B. and J.-M. R. and M. R. Yuce, “A survey on signals and systems in ambulatory blood pressure monitoring using pulse transit time,” *Physiol. Meas.*, vol. 36, no. 3, p. R1, 2015.
- [6] J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [7] V. Ferrer-Mileo, F. Guede-Fernandez, M. Fernandez-Chimeno, J. Ramos-Castro, and M. A. Garcia-Gonzalez, “Accuracy of heart rate variability estimation by photoplethysmography using an smartphone: Processing optimization and fiducial point selection,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015–Novem, pp. 5700–5703, 2015.
- [8] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, “Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present,” *Electronics*, vol. 3, no. 2, pp. 282–302, 2014.