

Influencia de la Tasa Respiratoria en la Magnitud Resultante de las Señales Respiratorias Obtenidas de la Señal PPG

J. Lázaro Plaza^{1,2}, R. Bailón Luesma^{1,2}, P. Laguna Lasasa^{1,2}, E. Gil Herrando^{1,2}

¹ BSICoS Group, Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), IIS, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España {jlazarop, rbailon, laguna, edugilh}@unizar.es

² CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Madrid, España

Resumen

Algunos parámetros derivados de la señal fotopleletismográfica de pulso (PPG), como las variabilidades de ritmo, amplitud y anchura de pulso (PRV, PAV y PWV) se han propuesto previamente para la obtención de la tasa respiratoria, consiguiendo resultados menos precisos para tasas más altas (0.5 y 0.6 Hz). En este trabajo se realiza un análisis de la potencia de las oscilaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV en función de la tasa respiratoria mediante experimentos de respiración controlada. Se analizaron señales PPG de 14 sujetos respirando a tasa constante desde 0.2 a 0.6 Hz (con un incremento de 0.1 Hz) durante 2 minutos. Además, también se analizaron señales PPG registradas mediante cámaras de smartphones de 10 sujetos utilizando 3 dispositivos diferentes (iPhone 4S, iPod 5 y Samsung Galaxy S3), durante el mismo tipo de experimentos. Se estudiaron las potencias de las oscilaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV, observando tendencias claras de decremento al incrementar la tasa respiratoria para los casos de PRV y PWV, y la misma tendencia menos evidente para el caso de PAV.

1. Introducción

La obtención de información respiratoria precisa a partir de la señal fotopleletismográfica de pulso (PPG) es una tarea de interés porque su adquisición es muy cómoda, sencilla y barata, requiriendo únicamente unos pocos componentes opto-eléctricos. Además, permite obtener otra información fisiológica sin sensores adicionales, como el ritmo de pulso y su variabilidad o, si se utiliza un pulsioxímetro para registrar la señal PPG, la saturación arterial de oxígeno.

La respiración modula la señal PPG mediante varios efectos [1], y se han propuesto varios métodos para la obtención de información respiratoria a partir de la señal PPG. Algunos de estos métodos están basados en modulaciones inducidas por la respiración en el ritmo, amplitud y anchura de pulso [2].

La respiración modula la variabilidad de ritmo de pulso (PRV) al igual que la variabilidad de ritmo cardiaco (HRV) mediante un fenómeno conocido como arritmia sinusal respiratoria (RSA). La PRV no es exactamente lo mismo que la HRV, pero ambas están altamente correladas [4]. La respiración también modula la variabilidad de amplitud de pulso (PAV) a través de variaciones en el volumen de eyección y flexibilidad de los vasos sanguíneos [1], y, en [2], se reportó que la

variabilidad de anchura de pulso (PWV) está modulada por la respiración.

En [5], se utilizaron señales PPG registradas mediante cámaras de smartphones (SCPPG) para obtener la tasa respiratoria mediante métodos basados en PRV, PAV y PWV, ofreciendo resultados menos precisos para las tasas respiratorias más altas (0.5 y 0.6 Hz) que para las más bajas (0.2-0.4 Hz). Esto puede ser debido a que las modulaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV podrían tener menos efecto a tasas respiratorias altas, como sucede con la RSA, que es menor cuanto más alta es la tasa respiratoria [6].

En este trabajo se analiza la potencia de las oscilaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV en función de la tasa respiratoria durante respiración controlada.

2. Metodologías

2.1. Adquisición y preprocesado de señal

Señales PPG: Se registraron simultáneamente las señales PPG y de esfuerzo respiratorio utilizando un Medicom MTD Poly10 y Poly4 con una frecuencia de muestreo de 250 Hz a 14 voluntarios sanos durante experimentos de respiración controlada. Se pidió a los sujetos que respiraran durante 2 minutos guiados por una ayuda visual a las siguientes tasas respiratorias constantes: 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5 y 0.6 Hz. Los sujetos respiraron a la tasa respiratoria requerida con un error de 0.22 ± 1.05 mHz.

Señales SCPPG: Se registraron señales SCPPG a 10 voluntarios sanos durante experimentos de respiración controlada. Se utilizaron 3 smartphones diferentes: el iPhone 4S, el iPod 5 y el Samsung Galaxy S3, obteniendo señales SCPPG a partir de un promediado de una región de 50x50 píxeles de la banda de color verde, puesto que esta banda ha demostrado tener una señal de pulso más fuerte que las bandas roja y azul [7].

La frecuencia de muestreo de las señales SCPPG es variable debido a la carga interna de procesado [8] y depende del dispositivo utilizado. No obstante, las señales SCPPG se interpolaron mediante splines cúbicas a una frecuencia de muestreo constante de 100 Hz. Posteriormente, se detectaron automáticamente los puntos máximo (n_{A_i}), basal (n_{B_i}) y medio (n_{M_i}) como se describe en [9], y los puntos de inicio (n_{O_i}) y final (n_{E_i}) de pulso como se describe en [2].

2.2. Señales respiratorias obtenidas indirectamente

Se estudiaron tres señales respiratorias obtenidas indirectamente (DR), basadas en la PRV, PAV y PWV.

Para estudiar la PRV, se utilizó la función inversa de intervalos tomando como punto fiducial n_{M_i} :

$$d_{PRV}^u(n) = \sum_i \frac{1}{n_{M_i} - n_{M_{i-1}}} \delta(n - n_{A_i}) \quad (1)$$

donde el superíndice u denota que la señal está muestreada de forma no uniforme, puesto que los pulsos suceden de forma no uniforme en el tiempo.

Para estudiar la PAV, la amplitud de cada pulso se midió con respecto a la línea de base:

$$d_{PAV}^u(n) = \sum_i [x(n_{A_i}) - x(n_{B_i})] \delta(n - n_{A_i}) \quad (2)$$

Donde $x(n)$ denota la señal PPG.

Para estudiar la PWV, la anchura de cada pulso se midió entre su inicio y su final:

$$d_{PWV}^u(n) = \sum_i [n_{E_i} - n_{O_i}] \delta(n - n_{A_i}) \quad (3)$$

La Figura 1 ilustra estas tres señales DR.

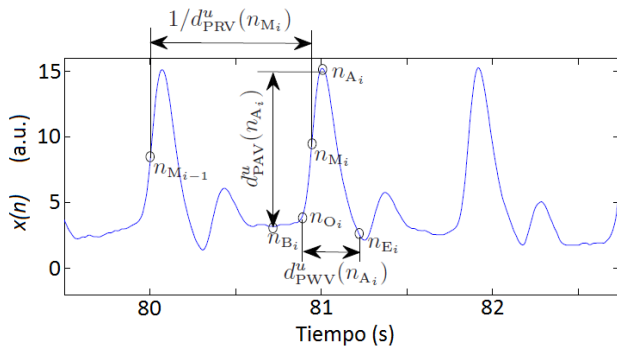


Figura 1. Señales respiratorias obtenidas indirectamente de la señal PPG.

Después, cada una de las señales DR se interpoló a $f_s = 4$ Hz mediante splines cúbicas. Estas versiones uniformemente muestreadas de las señales DR se denotan sin superíndice u , e.g., $d_{PWV}(n)$ denota la versión uniformemente muestreada de $d_{PWV}^u(n)$. Se ofrecen más detalles sobre la obtención de estas señales DR en [2].

2.3. Estimación de la potencia de las oscilaciones

La potencia de las oscilaciones de las señales DR en la banda respiratoria se estimó mediante un algoritmo basado en la densidad espectral de potencia (PSD). La PSD, denotada $S_d(f)$ ($d \in \{PRV, PAV, PWV\}$) se estimó mediante periodogramas de Welch utilizando una ventana de Hamming de 96 muestras (24 segundos) con un solape del 50%.

Seguidamente, la frecuencia principal de las oscilaciones en la banda respiratoria se estimó como:

$$\hat{f}_d = \operatorname{argmax}\{S_d(f)\}, \quad f \in \Omega_R \quad (4)$$

$$\Omega_R = [f_R - 0.05\text{Hz}, \quad f_R + 0.05\text{Hz}] \quad (5)$$

donde f_R denota la tasa respiratoria a la que el sujeto se le pidió respirar.

3. Resultados

La Tabla 1 muestra las medianas y rangos intercuartílicos (IQR) para las P_{PRV} , P_{PAV} y P_{PWV} , para cada dispositivo y cada tasa respiratoria. Estos valores están también ilustrados en la Figura 2.

Nótese que la PRV, PAV y PWV se muestrean únicamente cuando sucede un pulso, de modo que la tasa respiratoria no puede ser seguida si ésta es más alta que la mitad del ritmo de pulso medio debido a problemas de aliasing. Por esta razón, se descartaron los registros asociados a una tasa respiratoria más alta que la mitad del ritmo de pulso medio. Este problema afecta principalmente a los registros con una tasa respiratoria más alta que 0.5 y 0.6 Hz (que requieren un ritmo de pulso medio de, como mínimo, 60 y 72 pulsos por minuto, respectivamente). El número de registros descartados para cada dispositivo y tasa respiratoria (#/rate) fue: fotopleletismógrafo (1/0.5Hz, 7/0.6Hz), iPhone 4S (3/0.6Hz), iPod 5 (2/0.5Hz, 7/0.6Hz), y Galaxy S3 (1/0.5Hz, 3/0.6Hz)

Para estudiar si existen diferencias significativas entre los diferentes grupos de P_{PRV} , P_{PAV} y P_{PWV} a diferentes tasas respiratorias, se utilizó el test estadístico de Friedman. Se encontraron diferencias significativas ($p\text{-value} < 0.05$) para los siguientes grupos:

- Photoplethysmograph: 0.2-0.5Hz, 0.2-0.6Hz y 0.3-0.6Hz para la PRV; 0.2-0.6Hz para la PWV.
- iPhone 4S: 0.2-0.4Hz para la PRV; 0.2-0.4 y 0.2-0.5Hz para la PWV
- Galaxy S3: 0.2-0.6Hz para la PWV.

4. Discusión

En este trabajo se ha presentado un análisis de la influencia de la tasa respiratoria en la potencia de las oscilaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas de acuerdo con el test estadístico de Friedman en las potencias P_{PRV} , P_{PAV} y P_{PWV} para algunos grupos, en todos los casos entre grupos cuya diferencia en tasa respiratoria es al menos 0.2 Hz.

Al analizar la PRV y la PWV, se observaron tendencias claras de decremento al aumentar la tasa respiratoria, mientras que dichas tendencias fueron menos evidentes al analizar la PAV. Las PSD estimadas a partir de señales de PAV mostraron otras oscilaciones no relacionadas con la respiración que actúan como ruido desde el punto de vista del estudio de las oscilaciones respiratorias y hacen más largo el IQR de la P_{PAV} . Sin embargo, también se observó una tendencia de decremento en sus medianas al aumentar la tasa respiratoria.

Estos resultados sugieren que la potencia de las oscilaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV decrece al aumentar la tasa respiratoria. Una posible

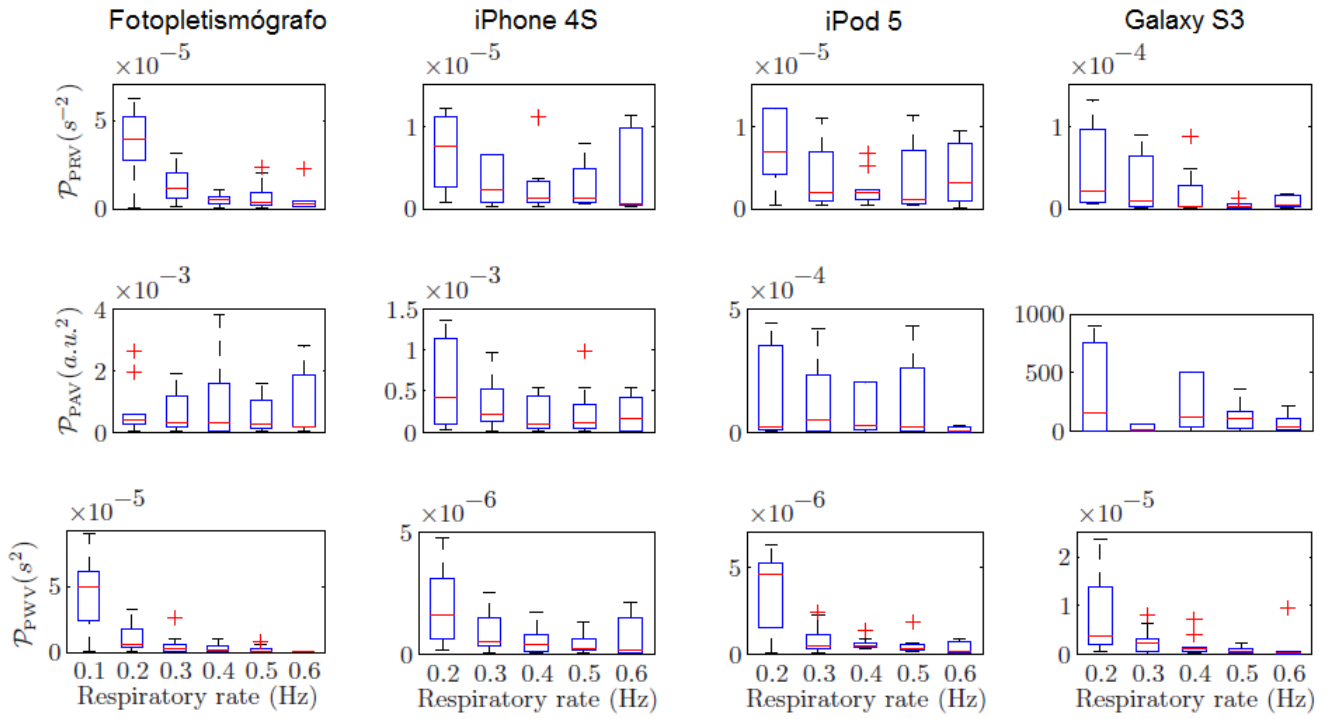


Figura 2. Diagramas de caja obtenidos para la P_{PRV} , P_{PAV} and P_{PWV} , para cada dispositivo y cada tasa respiratoria.

	Respiratory rate	P_{PRV} (s^{-2})		P_{PAV} ($a.u.^2$)		P_{PWV} (s^2)	
		Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR
Photoplethysmograph	0.2 Hz	3.95E-05	2.46E-05	3.95E-04	3.09E-04	6.12E-06	1.40E-05
	0.3 Hz	1.19E-05	1.47E-05	3.13E-04	1.04E-03	2.84E-06	4.80E-06
	0.4 Hz	5.40E-06	3.66E-06	1.79E-04	1.55E-03	1.84E-06	4.02E-06
	0.5 Hz	3.41E-06	7.47E-06	1.52E-04	9.34E-04	1.17E-06	2.67E-06
	0.6 Hz	2.99E-06	2.77E-06	1.78E-04	1.71E-03	4.63E-07	3.41E-07
Iphone 4S	0.2 Hz	7.63E-06	8.61E-06	4.24E-04	1.05E-03	1.61E-06	2.48E-06
	0.3 Hz	2.29E-06	5.74E-06	2.28E-04	3.86E-04	5.56E-07	1.14E-06
	0.4 Hz	1.23E-06	2.44E-06	1.00E-04	3.97E-04	4.16E-07	6.63E-07
	0.5 Hz	1.27E-06	4.20E-06	1.11E-04	2.87E-04	2.73E-07	4.73E-07
	0.6 Hz	6.87E-07	9.48E-06	1.66E-04	4.10E-04	1.64E-07	1.39E-06
Ipod 5	0.2 Hz	6.93E-06	8.01E-06	2.27E-05	3.40E-04	4.59E-06	3.76E-06
	0.3 Hz	1.87E-06	5.97E-06	5.08E-05	2.29E-04	5.14E-07	7.88E-07
	0.4 Hz	1.96E-06	1.17E-06	2.82E-05	1.93E-04	5.34E-07	2.52E-07
	0.5 Hz	1.14E-06	6.58E-06	1.85E-05	2.57E-04	3.66E-07	2.75E-07
	0.6 Hz	3.07E-06	7.00E-06	5.53E-06	2.03E-05	2.00E-07	6.57E-07
Galaxy S3	0.2 Hz	2.19E-05	8.73E-05	1.57E+02	7.54E+02	3.68E-06	1.17E-05
	0.3 Hz	9.99E-06	6.22E-05	1.13E+01	6.20E+01	2.31E-06	2.69E-06
	0.4 Hz	2.88E-06	2.59E-05	1.24E+02	4.69E+02	1.12E-06	9.93E-07
	0.5 Hz	1.87E-06	4.29E-06	1.12E+02	1.53E+02	5.86E-07	8.27E-07
	0.6 Hz	3.81E-06	1.38E-05	4.05E+01	9.19E+01	3.12E-07	5.74E-07

Tabla 1. Medianas y recorridos intercuartílicos de las P_{PRV} , P_{PAV} y P_{PWV} obtenidas para cada dispositivo y tasa respiratoria.

explicación a esta observación es que, el sistema nervioso autónomo que genera oscilaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV podría actuar como un filtro paso-bajo fisiológico, y en el caso de la PAV y PWV, otros efectos mecánicos podrían interferir también.

En el caso del fotopleletismógrafo, se grabaron registros a tasas respiratorias de 0.1 Hz, pero no en el caso de los smartphones. Sin embargo, estos registros no fueron estudiados en este trabajo. La razón para esta exclusión es que en la PRV y PAV aparecen oscilaciones no relacionadas con la respiración en la banda tradicional de baja frecuencia (LF) de la HRV (0.04-0.15 Hz). Estas oscilaciones no relacionadas con la respiración se deben a la actividad del sistema nervioso simpático y son de potencia comparable a aquellas oscilaciones relacionadas con la respiración. La P_{PWV} (no afectada por estas oscilaciones en LF [2]) para $f_R = 0.1$ Hz mostró una mediana de $4.99E-05$ y un IQR de $3.67E-05$, siguiendo el comportamiento esperado (ver Figura 2).

Los problemas de aliasing afectan principalmente a los registros con tasas respiratorias de 0.6 Hz. El número de registros que se tuvieron en cuenta (no fueron descartados por el criterio de aliasing) es bajo (7 en el caso del fotopleletismógrafo y el iPhone 4S, 6 en el caso del Galaxy S3, y solo 3 en el caso del iPod 5), de modo que no se deben extraer conclusiones fuertes de los registros asociados a una tasa respiratoria de 0.6 Hz.

Una limitación de este estudio que afecta solo a las señales SCPPG es la ausencia de una señal respiratoria de referencia, de modo que no se puede determinar la precisión del sujeto al respirar a la tasa requerida. Sin embargo, la base de datos registrada con el fotopleletismógrafo, que se registró con un protocolo similar pero incluyendo una señal respiratoria de referencia, mostró que los sujetos respiraron a la tasa requerida con un error de 0.22 ± 1.05 mHz, que es suficientemente preciso para que su respiración esté dentro de Ω_R (100 mHz en torno a la tasa respiratoria requerida, ver ecuación 5).

Otra limitación de este estudio es la ausencia de una medida del volumen tidal. El volumen tidal podría tener también efecto en la potencia de las oscilaciones respiratorias en la PRV, PAV y PWV como lo tiene en la RSA [6]. Además, un decremento en el volumen tidal es natural cuando se fuerza a un sujeto a aumentar la tasa respiratoria en condiciones de reposo. De esta manera, cuando se observa un decremento en P_{PRV} , P_{PAV} o P_{PWV} , no se puede determinar cuánto de este decremento se debe a un decremento en el volumen tidal, y cuánto se debe a un aumento en la tasa respiratoria.

5. Conclusiones

Se observaron tendencias claras de decremento en la potencia de las oscilaciones respiratorias en la PRV y PWV al incrementar la tasa respiratoria, y la misma tendencia aunque menos evidente para el caso de la PAV, que ya obtenía peores resultados que PRV y PWV en

términos de error relativo estimando la tasa respiratoria a tasas respiratorias bajas [5].

Estas observaciones en los resultados de este trabajo deberían tenerse en cuenta cuando se realizan estudios sobre la obtención indirecta de la respiración a partir de la señal PPG.

Agradecimientos

Este trabajo está soportado por la Universidad de Zaragoza con la beca PIFUZ-2011-TEC-A-003, por el Ministerio de Economía y Competitividad (MINECO), FEDER; dentro de los proyectos TEC2013-42140-R, TEC2010-21703-C03-02 y FIS-PI12/00514, por CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina a través del Instituto de Salud Carlos III, y por el Grupo Consolidado BSICoS (T96) de la DGA (Aragón) y el Fondo Social Europeo (EU).

Referencias

- [1] Meredith DJ, Clifton D, Charlton P, Brooks J, Pugh CW, Tarassenko L. Photoplethysmographic derivation of respiratory rate: a review of relevant physiology. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 2012;36(1), pp.1–7.
- [2] Lázaro J, Gil E, Bailón R, Mincholé A, Laguna P. Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2013;51(1-2), pp. 233–242.
- [3] Constant I, Laude D, Murat I, Elghozi JL. Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability. *Clinical Science*, 1999;97(4), pp.391–397.
- [4] Gil E, Orini M, Bailón R, Vergara JM, Mainardi L, Laguna P. Photoplethysmography pulse rate as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions. *Physiological Measurement*, 2010;31, pp. 1271–1290.
- [5] Lázaro J, Nam Y, Gil E, Laguna P, Chon KH. Smartphonecamera-acquired pulse photoplethysmographic signal for deriving respiratory rate. In *8th Conference of the European Study Group on Cardiovascular Oscillations (ESGCO)*. 2014, pp. 121–122.
- [6] Hirsch JA, Bishop B. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *American Journal of Physiology*, 1981;241(4), pp. H620–H629
- [7] Matsumura K, P R, Lee J, Yamakoshi T. iPhone 4S photoplethysmography: Which light color yields the most accurate heart rate and normalized pulse volume using the iphysiometer application in the presence of motion artifact? *Plos One*, 2014;9(3):e91205.
- [8] Lee J, Reyes BA, McManus DD, Mathias O, Chon KH. Atrial fibrillation detection using an iPhone 4S. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013;60(1), pp. 203–206.
- [9] Lázaro J, Gil E, Vergara J, Laguna P. Pulse rate variability analysis for discrimination of sleep-apnea-related decreases in the amplitude fluctuations of pulse photoplethysmographic signal in children. *IEEE Journal of Biomedical Health Informatics*, 2010;31, pp.1271–1290