

# Análisis de las coherencias entre la variabilidad del ritmo cardiaco, la variabilidad de la presión sanguínea y la respiración

J. Aísa Vicén, R. Bailón Luesma, P. Laguna Lasasosa

Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC), Instituto de Investigación de Ingeniería en Aragón (I3A),  
Universidad de Zaragoza, España, {jeaisa,rbailon,laguna}@unizar.es

## Resumen

*En este trabajo se analizan las relaciones (en términos de coherencia) entre la variabilidad del ritmo cardiaco (HRV), la variabilidad de la presión sanguínea (BPV) y la respiración en registros en reposo en dos condiciones fisiológicas diferentes: posición supina y bipedestación. Para ello, realizamos 72 registros con varios equipos dispuestos y configurados para tal fin. La coherencia entre HRV y BPV está dominada por la alta frecuencia (HF) cuando el voluntario está echado y por la baja frecuencia (LF) cuando el voluntario está de pie. Los valores medios de los máximos de las coherencias entre RESP-BPV, RESP-HRV y HRV-BPV son, respectivamente, 0.81, 0.78 y 0.77, cuando los voluntarios están echados, y 0.79, 0.74 y 0.8 cuando están de pie, todos ellos a la frecuencia dominante.*

## 1. Introducción

El análisis de la variabilidad del ritmo cardiaco (HRV, heart rate variability) es de gran interés en Ingeniería Biomédica ya que representa una herramienta de medida no invasiva de la actividad del sistema nervioso autónomo (ANS, autonomic nervous system), así como de las interacciones de sus dos ramas, simpática y parasimpática. Numerosas patologías tienen su causa o efecto en alteraciones en la regulación del ANS, que pueden ser estudiadas a partir del análisis de la HRV.

La HRV está influenciada por diferentes sistemas y señales por ellos generadas, siendo las más relevantes la variación de la presión sanguínea (BPV, blood pressure variability) y la respiración, cuya influencia sobre la HRV se conoce como arritmia sinusal respiratoria (RSA, respiratory sinus arrhythmia) [1]. La explicación más aceptada para la RSA es la existencia de un “oscilador” nervioso central, sincronizado con la frecuencia respiratoria como resultado de la estimulación de los receptores broncopulmonares. Asimismo, la HRV puede ser también resultado de la estimulación de los barorreceptores [2]. Los barorreceptores son células nerviosas especializadas en detectar cambios en la presión sanguínea. De este modo, si se detecta un incremento en la presión sanguínea, el ritmo cardiaco disminuirá a través de una realimentación negativa. Análogamente, si se detecta una disminución en la presión sanguínea, el ritmo cardiaco aumentará. Esta correlación puede observarse en las bandas de baja (LF, low frequency) y de alta frecuencia (HF, high frequency), es decir, en los intervalos 0.04-0.15 y 0.15-0.40 Hz, respectivamente [1]. Es conocido que si aumenta la frecuencia respiratoria, se

reducen la RSA y BPV en la banda de frecuencias de la respiración.

En reposo, en posición supina (echado), la respiración está asociada con cambios paralelos en las actividades parasimpáticas y simpáticas en el nodo sinoauricular. A más de 9 respiraciones por minuto (0.15 Hz), las fluctuaciones del ritmo cardiaco (HRV) están dominadas, sobre todo, por el sistema parasimpático. A baja frecuencia, la RSA está dominada por el sistema simpático y el parasimpático [3].

El objetivo de este estudio es analizar las relaciones (en términos de coherencia) entre la HRV, la BPV y la respiración en dos condiciones fisiológicas diferentes: en posición supina y en bipedestación.

## 2. Materiales

El estudio se realizó sobre 36 voluntarios, 22 hombres y 14 mujeres, con una edad media de 32 años y una desviación estándar (SD, standard deviation) de 10. A cada voluntario se le grabaron 2 registros, por lo que el número de señales de la base de datos es 72. Además, todos ellos firmaron un consentimiento informado.

En los 2 registros realizados a cada voluntario, se adquirió el ECG de 12 derivaciones, la respiración y la presión sanguínea arterial. La única diferencia entre ambos registros fue que en el primero de los dos el ECG se filtró con un filtro hardware paso bajo a 100 Hz y en el segundo con un filtro hardware paso bajo a 35 Hz que llevaba activado un filtro notch a 50 Hz.

En cada adquisición, se grabó al sujeto de forma continua durante, aproximadamente, 15 minutos: en los 5 primeros minutos el voluntario permaneció echado en una camilla, a continuación procedió a levantarse para, una vez estabilizadas las señales del registro, mantenerse durante otros 5 minutos de pie y, finalmente, el voluntario debió simular una o dos apneas (dejando de respirar unos 20 ó 30 segundos) y posteriormente volver a una situación estable. Destacar que las apneas se simulaban en bipedestación.

Las señales se registraron mediante un sistema de adquisición de señales biológicas integrado del que dispone el grupo de investigación. Dicho sistema permite el registro síncrono de diferentes señales y se compone de: 1) un equipo Biopac (Biopac Systems Inc.) con una unidad de adquisición MP150 de 16 bits, 8 amplificadores específicos para ECG con sus correspondientes

electrodos, que permiten el registro de la señal ECG de 12 derivaciones, y un amplificador específico para la respiración junto a un transductor de tensión, que posibilitan el registro de la señal respiratoria; 2) un equipo Finometer (Finapres Medical Systems) que permite el registro de la presión sanguínea en el dedo mediante el método Peñáz [4].

El ECG se adquirió a una frecuencia de muestreo de 1 kHz, la presión sanguínea a 250 Hz y la respiración a 125 Hz.

### 3. Métodos

#### 3.1. Obtención de las señales a estudiar

Las señales a estudiar son la HRV, BPV y la respiración.

La HRV se obtuvo a partir de las posiciones del complejo QRS, previamente estimadas con un detector de QRS, utilizando los algoritmos desarrollados en [5, 6], basados en el modelo IPFM y que incluyen un algoritmo de detección y corrección de latidos ectópicos, falsas detecciones y latidos perdidos. Para obtener la BPV, se busca el máximo de la presión sanguínea entre dos latidos detectados, valor que corresponde a la presión sanguínea sistólica del primer latido que ocurrió de los dos que delimitan el intervalo de búsqueda. La presión sanguínea diastólica (que no se utiliza en este estudio), se obtiene como el mínimo precedente a la presión sanguínea sistólica. Por su parte, la señal de la respiración se filtra con un filtro paso bajo FIR de 2000 coeficientes con frecuencia de corte a 0.7 Hz para eliminar pequeños ruidos provocados por acciones como toser, hablar, reírse o rascarse.

Además, las tres señales se remuestran a una frecuencia de 2 Hz, se normalizan a potencia unidad y se les quita la tendencia.

#### 3.2. Coherencia y densidad espectral cruzada

Se calcula la coherencia espectral entre la respiración y la variabilidad de la presión sanguínea (RESP-HRV), entre la respiración y la variabilidad del ritmo cardiaco (RESP-HRV) y entre la variabilidad del ritmo cardiaco y la presión sanguínea (HRV-BPV), de acuerdo a la siguiente fórmula

$$\Gamma_{xy}^2(e^{jw}) = \frac{S_{xy}^2(e^{jw})}{S_x(e^{jw})S_y(e^{jw})},$$

siendo  $w$  la frecuencia angular normalizada y  $x$  e  $y$  dos señales cualesquiera (RESP, HRV o BPV). La coherencia mide la correlación entre las dos señales  $x$  e  $y$  en función de la frecuencia. Está acotada entre 0 y 1: un valor de 1 implica correlación máxima y 0 mínima.

Para hallar la densidad espectral de potencia (DEP) de cada señal,  $S_x(e^{jw})$  y  $S_y(e^{jw})$ , y la DEP cruzada  $S_{xy}(e^{jw})$ , se aplica el periodograma de Welch [7] cada 5 s en ventanas de 60 s. Sobre cada ventana de 60 s se calcula un periodograma promediando los espectros estimados

sobre subsecuencias de 40 s con un solapamiento del 50% y utilizando ventana de Hanning, según

$$S_x(e^{jw}) = \frac{1}{KLU} \sum_{i=0}^{K-1} \left| \sum_{n=0}^{L-1} w(n)x(n+iD)e^{-jwn} \right|^2,$$

donde  $w(n)$  es la ventana de análisis,  $L$  la longitud de cada subsecuencia,  $D$  la separación entre subsecuencias,  $K$  el número de subsecuencias y  $U = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} |w(n)|^2$ .

#### 3.3. Medidas

Para cada par de señales, se estiman las frecuencias asociadas a los máximos de su correspondiente DEP cruzada y el valor de la coherencia a dichas frecuencias en las bandas de LF (0.04-0.15 Hz) y de HF (0.15-0.4 Hz). La razón de buscar las frecuencias de los máximo en la DEP cruzada en lugar de en la coherencia, es que en las coherencias se observan picos altos debidos a los valles de la DEP de cada señal y de su DEP cruzada, los cuales no reflejan la actividad del sistema simpático ni del parasimpático, pudiendo confundir el análisis. También se calcula el valor de la coherencia a la frecuencia respiratoria; asimismo, si la DEP de la respiración presenta dos picos cuya amplitud tiene una relación mayor que 0.5, se considera que existe respiración bimodal y se estima el valor a ambas frecuencias respiratorias.

En la figura 1, se muestra este proceso de forma gráfica en un caso en que el voluntario está echado en la camilla.

En las 3 gráficas de arriba, puede verse, de izquierda a derecha, la DEP de la respiración, de la BPV y de la HRV. En las tres gráficas de abajo, citando también de izquierda a derecha, se observa la coherencia y la DEP cruzada normalizada de la respiración y la BPV, de la respiración y la HRV y de la BPV y la HRV. Asimismo, en las tres gráficas de abajo, se marca el pico de baja frecuencia con un triángulo, el de alta frecuencia con un cuadrado y el de la frecuencia respiratoria con una estrella (todos ellos sobre la coherencia y la DEP cruzada); en este caso, el máximo de alta frecuencia y el de la respiración coinciden. En la figura 2 puede verse una gráfica como la de la figura 1 pero con el voluntario de pie. La mayor diferencia es la componente de LF de la HRV, que es mayor cuando el voluntario está de pie.

Finalmente, destacar que en los instantes de las coherencias en que exista respiración bimodal, si el máximo de alta frecuencia es distinto al máximo de la respiración, se descarta ese instante en las tres coherencias, por lo que no se utiliza para computar los resultados.

### 4. Resultados

En la figura 3, pueden verse representadas, para un sujeto, las siguientes señales (de arriba a abajo): HRV, BPV, la respiración, los valores de la coherencia del máximo a baja frecuencia (línea sólida) y a alta (línea discontinua) de RESP y BPV, de RESP y HRV y de HRV y BPV.

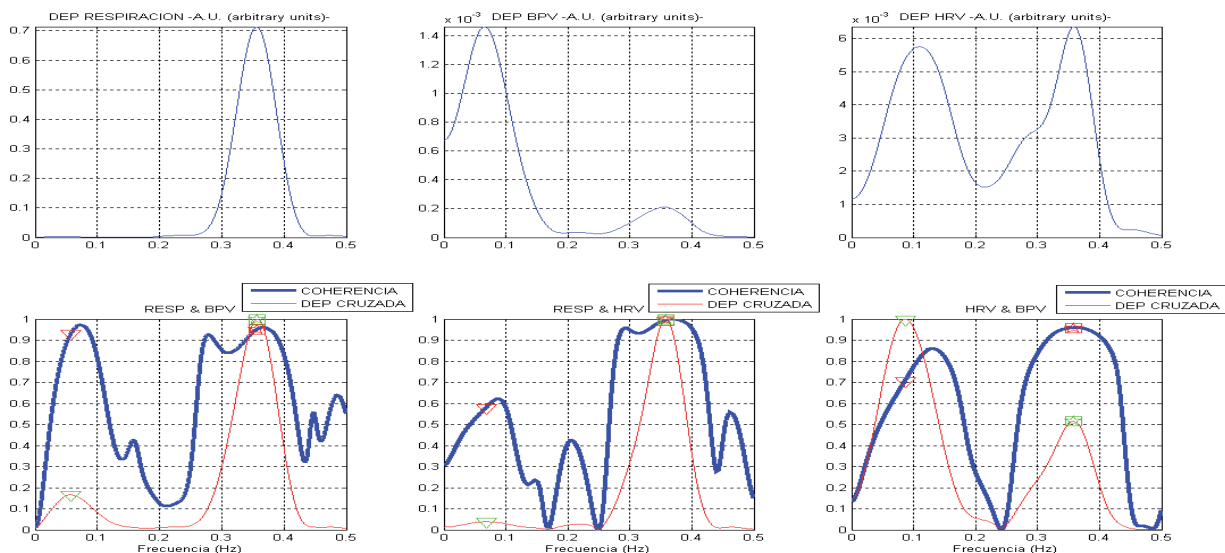


Figura 1. Obtención de los máximos de las coherencias (voluntario echado)

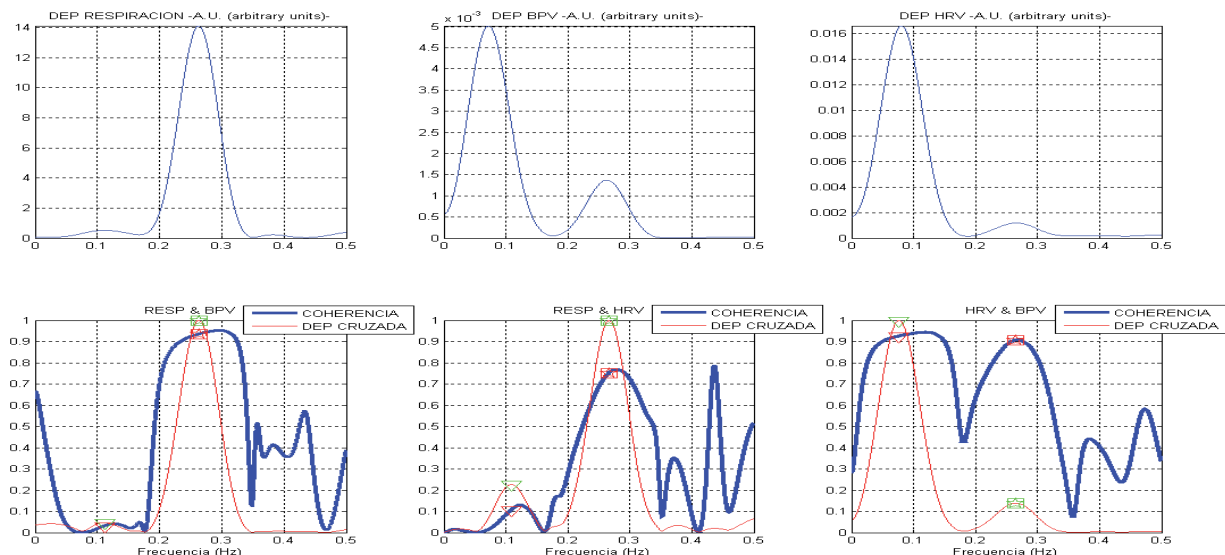


Figura 2. Obtención de los máximos de las coherencias (voluntario de pie)

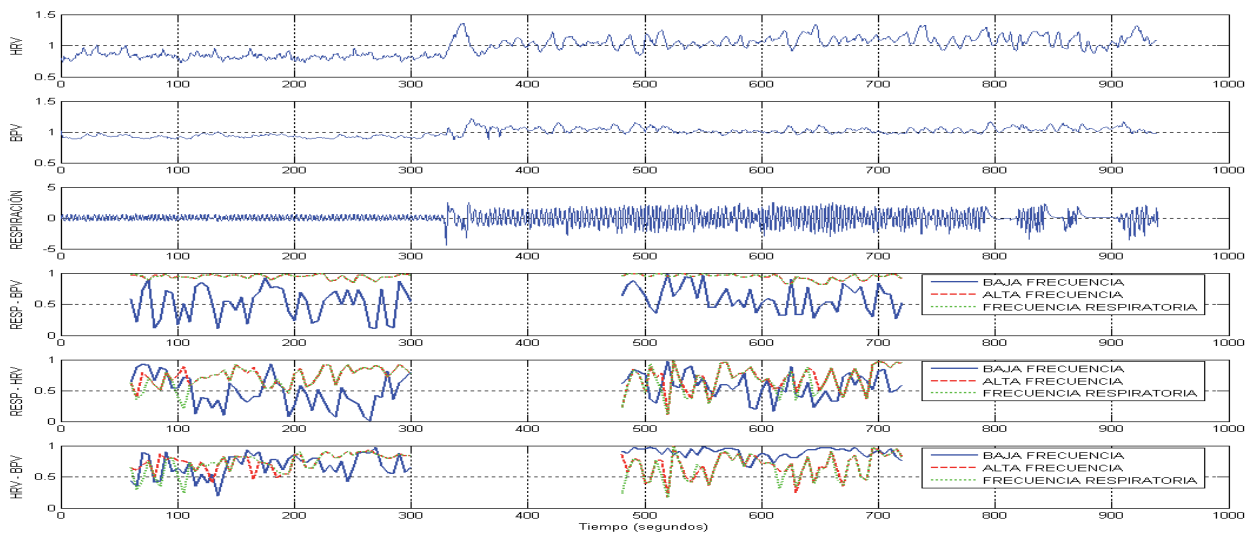


Figura 3. HRV, BPV, Respiración, Coherencia RESP-BPV, Coherencia RESP-HRV, Coherencia HRV-BPV

En la tabla 1, se muestran los valores de los máximos (media  $\pm$  SD) de las tres coherencias calculadas durante la primera parte de los registros (voluntarios echados en la camilla) a partir de los 72 registros de la base de datos.

	Baja frecuencia	Alta frecuencia	Frecuencia respiratoria
RESP-BPV	0.53 $\pm$ 0.12	0.81 $\pm$ 0.12	0.82 $\pm$ 0.11
RESP-HRV	0.55 $\pm$ 0.13	0.78 $\pm$ 0.13	0.82 $\pm$ 0.09
HRV-BPV	0.69 $\pm$ 0.10	0.77 $\pm$ 0.11	0.81 $\pm$ 0.11

**Tabla 1.** Media  $\pm$ SD de la coherencia (echados)

En la tabla 2, se observan los mismos resultados que en la tabla 1 pero para el caso en que los sujetos están de pie.

	Baja frecuencia	Alta frecuencia	Frecuencia respiratoria
RESP-BPV	0.53 $\pm$ 0.12	0.79 $\pm$ 0.13	0.80 $\pm$ 0.15
RESP-HRV	0.53 $\pm$ 0.12	0.74 $\pm$ 0.13	0.75 $\pm$ 0.14
HRV-BPV	0.80 $\pm$ 0.12	0.73 $\pm$ 0.13	0.81 $\pm$ 0.11

**Tabla 2.** Media  $\pm$ SD de la coherencia (de pie)

La principal diferencia entre los resultados de ambas tablas es que, cuando los voluntarios están echados, el pico de coherencia a baja frecuencia es menor que a alta frecuencia (0.69 frente a 0.77), mientras que cuando los voluntarios están de pie, el pico de coherencia a baja frecuencia es mayor que el de alta frecuencia (0.80 frente a 0.73). Esto se debe a que si el voluntario está de pie, la DEP de la HRV tiene mucha más componente de baja frecuencia que de alta; si está echado, la componente de baja frecuencia también es mayor pero en menor medida.

Notar también que, en ambas tablas, la media del máximo a la frecuencia respiratoria es similar a la media del máximo de alta frecuencia. La diferencia estriba en que las frecuencias de dichos máximos no siempre coinciden exactamente, presentando una diferencia para RESP-BPV, RESP-HRV y HRV-BPV de, respectivamente, 0.037, 0.033 y 0.047 Hz cuando los voluntarios están echados y de 0.011, 0.013 y 0.018 Hz cuando están de pie. La razón de esta diferencia puede ser que, en el estudio realizado, la respiración de los voluntarios era espontánea, de forma que la HRV, la BPV y la respiración presentan una DEP con picos anchos frecuentemente, por lo que sus máximos no coinciden exactamente; a esta razón puede sumarse la varianza del propio estimador.

## 5. Discusión y conclusiones

Se ha mostrado que la coherencia entre HRV y BPV está dominada por la HF cuando el voluntario está echado y por la LF cuando está de pie. Asimismo, las coherencias entre RESP-HRV y RESP-BPV están dominadas por la HF, tanto si el sujeto está echado como de pie. Comparando los valores de coherencia obtenidos en las 3 coherencias a la frecuencia respiratoria, tanto en la

primera parte del registro como en la segunda, obtenemos un valor en torno a 0.8, el cual es menor que en [3], donde era de 0.9 para RESP-HRV y de 0.96-0.98 para HRV-BPV. En [3] la respiración era forzada y en este estudio es espontánea, la cual tiende a ser menos senoidal, lo que explica que el valor de la coherencia obtenido sea más bajo. Además, el hecho de que de que la respiración sea espontánea, puede ser la causa de que el pico de la HF y el de la frecuencia respiratoria no coincidan exactamente, así como la varianza del método empleado.

Por otra parte, se ha montado y configurado un equipo para la adquisición sincrónica de señales pertenecientes a distintos sistemas del cuerpo humano (cardíaco, respiratorio, nervioso, muscular), descrito en el apartado 2, además de realizar los programas necesarios para poder analizar las señales en Matlab y en Linux / Unix con el visualizador de ondas Wave de MIT. En definitiva, este equipo proporciona la infraestructura necesaria para el estudio de las interacciones de los distintos sistemas del cuerpo humano, que puede mejorar la medida no invasiva de la actividad del ANS.

Como línea futura, se propone continuar con el estudio de las coherencias así como de la fase entre las distintas señales y de la ganancia barorrefleja.

## Agradecimientos

Este proyecto se engloba en el marco de los proyectos TEC2004-05263-C02-02/TCM del MCYT.

También agradecer a los voluntarios que participaron en la adquisición de la base de datos por su disponibilidad y paciencia.

## Referencias

- [1] Sörnmo L., Laguna P. Biomedical Signal Processing in Cardiac & Neurological Applications. Academic Press. Elsevier, 2005 (ISBN: 0-12-437552-9)
- [2] Malik M., Camm AJ (eds.). Heart Rate Variability. Armonk, NY. Futura Publishing Company Inc. 1995
- [3] Pitzalis MV. Effect of respiratory rate on the relationships between RR interval and systolic blood pressure fluctuations: a frequency-dependent phenomenon. Cardiovascular Research, vol 38, 1998, pp 332-339
- [4] Peñáz J. Photoelectric measurement of blood pressure volume and flow in the finger. Digest of the International Conference on Medicine and Biological Engineering, pp 104.1973
- [5] Mateo J., Laguna P. Improved heart rate variability time-domain signal construction from the beat occurrence times according to the IPFM model. IEEE Trans. On Biomed. Eng., vol. 47, pp 985-996. 2000
- [6] Mateo J., Laguna P. Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50, no. 3, pp 334-343, 2003.
- [7] Hayes M. H.: Statistical Digital Signal Processing and Modeling. John Wiley & Sons, Inc. 1996 (ISBN: 0-471-59431-8)