

Análisis Tiempo Frecuencia de la Influencia de la Música sobre la Variabilidad Del Ritmo Cardíaco

M Orini^{1,2}, R Bailón¹, P Laguna¹, R Enk³, S Koelsch³

¹ GTC, Instituto de Investigación de Ingeniería de Aragón, Universidad de Zaragoza, España

² Dipartimento di Bioingegneria, Politecnico di Milano, Italia, michele.orini@mail.polimi.it

³ Max Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences, Leipzig, Germany

Resumen

En este trabajo se estudia el efecto de la música sobre la actividad del sistema nervioso autónomo a través del análisis tiempo frecuencia de señales de variabilidad del ritmo cardíaco. Para ello se consideran distintos estímulos sonoros, clasificables como: música agradable, música desagradable y reposo. Se ha observado la dependencia de la frecuencia de la componente HF con el tipo de estímulo sonoro, siendo mas baja durante el silencio que durante la escucha de fragmentos musicales. También se ha constatado un aumento en la potencia de la componente LF en los periodos de transición de un estímulo a otro, reflejando una activación del sistema simpático.

1. Introducción

El análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) es una técnica no invasiva utilizada para estudiar el control que ejerce el sistema nervioso autónomo (ANS) sobre la actividad cardíaca [1]. En el espectro de frecuencia de la HRV se distinguen dos componentes principales: una de baja frecuencia (LF), y una de alta frecuencia (HF). La componente LF se sitúa en la banda [0.04-0.15] Hz. Para la componente HF se puede elegir una banda fija, normalmente situada entre [0.15-0.4] Hz, o una banda centrada alrededor de la frecuencia respiratoria [2]. La potencia de la componente HF se considera una medida de la actividad del sistema parasimpático, debida fundamentalmente a la modulación del ritmo cardíaco por la respiración, mientras que la potencia de la componente LF está relacionada con el sistema simpático.

El objetivo de este trabajo es investigar la influencia de diferentes estímulos musicales sobre el sistema nervioso autónomo, a través del análisis tiempo frecuencia de la HRV. Para ello se ha empleado una versión filtrada y enventanada de la distribución Wigner Ville (WVD) y se ha monitorizado la evolución en el tiempo de las componentes espectrales de la HRV, para distintos sujetos, durante la escucha de diferentes fragmentos musicales, así como durante la transición de un fragmento a otro.

2. Métodos

2.1. Protocolo experimental

Con el fin de evaluar el impacto de distintos estímulos musicales sobre el ANS, se ha llevado a cabo un experimento en el Max Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences, Leipzig, Alemania, en el cual han participado 67 personas con edades comprendidas entre los 18 y los 35 años. Se han empleado tres tipos de fragmentos musicales distintos que se han presentado en secuencia aleatoria a cada sujeto. Los fragmentos musicales se han clasificado en diferentes condiciones: música agradable, música no agradable y tono “shepard” (sonido que asciende o desciende constantemente de tono). La secuencia en la cual se presentan los fragmentos es la misma para todos los sujetos, e incluye fragmentos de silencio, considerados condición de reposo, de duración similar a los fragmentos musicales. La duración de cada fragmento es de 90 s en media. Cada tipo de fragmento musical se repite 6 veces, mientras que la condición de reposo se repite 7 veces. Entre un fragmento y el siguiente hay un silencio de alrededor de 20 s. Durante los 45 minutos de grabación el sujeto permanece tumbado. El sujeto se guía durante el experimento mediante dos señales acústicas. La primera se produce 5 s antes de que el fragmento empiece, para informar al sujeto que un estímulo va a comenzar. Esta señal no da ninguna información sobre el tipo de estímulo que se producirá. La segunda señal acústica aparece al final de cada fragmento musical, para que el sujeto evalúe, por medio de un botón, el grado de agrado o desagrado provocado por el fragmento. Después, un periodo de aproximadamente 10 s de silencio precede a la señal acústica que prepara al sujeto para el siguiente fragmento. En el caso de la condición de reposo (silencio), una señal acústica establece el inicio del silencio que sustituye al fragmento de música.

2.2. Obtención de la variabilidad del ritmo cardíaco

El electrocardiograma (ECG) se ha registrado con una frecuencia de muestreo de 1 kHz. El ritmo cardíaco (HR) se ha derivado a partir de las marcas de los complejos QRS, a través de un método basado en el modelo IPFM

(Integral Pulse Frequency Modulation). Este método tiene en cuenta la presencia de ectópicos y minimiza sus efectos [3]. El ritmo cardiaco medio instantáneo se ha obtenido con un filtro paso bajo con frecuencia de corte de 0,03 Hz. Quitando del HR su media instantánea se obtiene la señal de variabilidad cardiaca, que se remuestrea a 4 Hz.

2.3. Distribución pseudo Wigner Ville suavizada

La distribución de Wigner Ville (WVD) es una de las distribuciones tiempo frecuencia mas empleadas debido a su óptima resolución conjunta tiempo-frecuencia, el cumplimiento de las condiciones marginales y el ser una distribución real [4]. Sin embargo la WVD presenta algunas propiedades no deseables, como la aparición de términos cruzados. Para reducir la amplitud de los términos cruzados se ha empleado la distribución pseudo Wigner Ville suavizada discreta, (SPWVD), definida para una señal discreta $x(n)$, como [5]:

$$S(n, m) = \sum_{k=-N+1}^{N-1} |h(k)|^2 \sum_{p=-M+1}^{M-1} [g(p)r_x(n+p, k)] e^{-j\frac{2\pi k}{N}m} \quad (1)$$

donde n y m representan los índices discretos de tiempo y frecuencia, respectivamente; $r_x(n, k)$ es la función de autocorrelación instantánea, definida como $r_x(n, k) = x^*(n-k)x(n+k)$, $g(p)$ es la ventana de suavizado temporal de longitud $2M-1$ muestras y $h(k)$ la ventana de suavizado frecuencial de longitud $2N-1$ muestras. Se ha considerado una longitud de ventana de suavizado temporal, $2M-1$, adaptativa, que acentúe o disminuya el efecto del suavizado según las características de la señal. El objetivo es encontrar el punto óptimo entre la necesidad de eliminar los términos cruzados y el ruido por un lado, y seguir las variaciones rápidas de las componentes espectrales por el otro.

Para obtener el valor de las componentes espectrales en el instante n , se asume que la señal $x(n)$ está formada por componentes (LF y HF) cuyas frecuencias varían linealmente en el tiempo y se descompone la SPWVD de cada HRV como se propone en [6]. Se elige una $g(p)$ rectangular y una $h(k)$ exponencial, de manera que la señal de autocorrelación filtrada y enventanada:

$$s(n, k) = |h(k)|^2 \sum_{p=-M+1}^{M-1} [g(p)r_x(n+p, k)] \quad (2)$$

resulte en la suma de exponenciales complejas amortiguadas. Los parámetros de las exponenciales complejas amortiguadas (amplitud, frecuencia y factor de amortiguamiento) se estiman por mínimos cuadrados (LS). De estos parámetros se derivan las frecuencias $f_{LF}(n)$, $f_{HF}(n)$ y las amplitudes $A_{LF}(n)$ y $A_{HF}(n)$ de la señal HRV $x(n)$. Para identificar las componentes LF y HF es necesario definir sus bandas [2]. Para la LF se define una banda fija entre [0.04- 0.15] Hz, mientras que para la HF se usa una banda de 0,25 Hz de ancho centrada en la frecuencia respiratoria $f_r(t)$, estimada a partir del propio ECG, según el método propuesto en [7].

3. Resultados

En esta Sección se muestran los resultados del análisis de tres registros, que se consideran representativos de la base de datos. Para el calculo de $S(n, m)$ se ha empleado una ventana $g(p)$ rectangular de duración variable de 25 s durante las diferentes condiciones y de 10 s durante las transiciones. Para el suavizado frecuencial se ha empleado una ventana exponencial, $|h(k)|^2$, con un factor de amortiguamiento de 64^{-1} s^{-1} . En la Figura 1 se puede observar la SPWVD de uno de los registros, y en la Figura 2 se muestran las frecuencias y amplitudes de las componentes LF y HF, estimadas mediante el método de descomposición descrito en la Sección 2.3. Las letras A, D, S y R corresponden a la condición de música agradable, de música desagradable, de tono “shepared” y de reposo respectivamente. Para el análisis de datos se ha asumido que la misma condición afecta al ANS de la misma manera, y se ha calculado la evolución temporal media de cada componente para las tres condiciones.

$$f_{j,Q}(t) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L f_{j,i,Q}(t); \quad A_{j,Q}(t) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L A_{j,i,Q}(t) \quad (3)$$

Donde j denota cada una de las condiciones: reposo (R), música agradable (A) y desagradable (D). El subíndice i denota cada una de las repeticiones (hasta L) de cada condición, y $Q=[\text{LF}, \text{HF}]$. La potencia de cada componente se ha calculado $A^2_Q(t)$. Los valores de $f_{j,Q}(t)$ y $A^2_{j,Q}(t)$ para los ejemplos analizados se muestran en la Figura 3. En la Figura 4 se presentan las medias temporales de $f_{j,Q}(t)$ y de $A^2_{j,Q}(t)$ junto con las medias de sus desviaciones estándar en cada condición.

4. Discusión

En los registros analizados se observan características y tendencias comunes. En todos los casos se observa cómo la $f_{HF}(t)$ coincide con la frecuencia respiratoria derivada a partir del ECG, $f_r(t)$, y empleada para la definición de la banda HF. Esto indica que, en situaciones experimentales similares a las aquí descritas, la $f_{HF}(t)$ se puede considerar una buena medida de la arritmia sinusal respiratoria (RSA). Por lo que concierne a las $A_Q(t)$, se observa en la Figura 2 que las $A_{HF}(t)$ se mantiene estables alrededor de un mismo valor, mientras que las $A_{LF}(t)$ aumentan de manera sistemática en las transiciones de una condición a otra. La misma tendencia se observa en las Figuras 3 donde, para todas las condiciones, las $A^2_{j,LF}(t)$ varían de la misma manera. En el periodo de transición que precede a cada condición, las $A^2_{j,LF}(t)$ presentan valores altos, y disminuyen rápidamente al empezar la condición. La potencia de la componente LF sigue bajando hasta un punto en el que se invierte la tendencia. Este perfil podría explicarse de la siguiente manera: en el periodo de transición el sujeto tiene que evaluar su estado de ánimo, y se prepara para la escucha del siguiente estímulo. Esto podría provocar un aumento de la actividad simpática. A medida que el sujeto se va acostumbrando a la nueva condición, la componente simpática disminuye, volviendo luego a subir cuando el sujeto empieza a esperar el fin del estímulo.

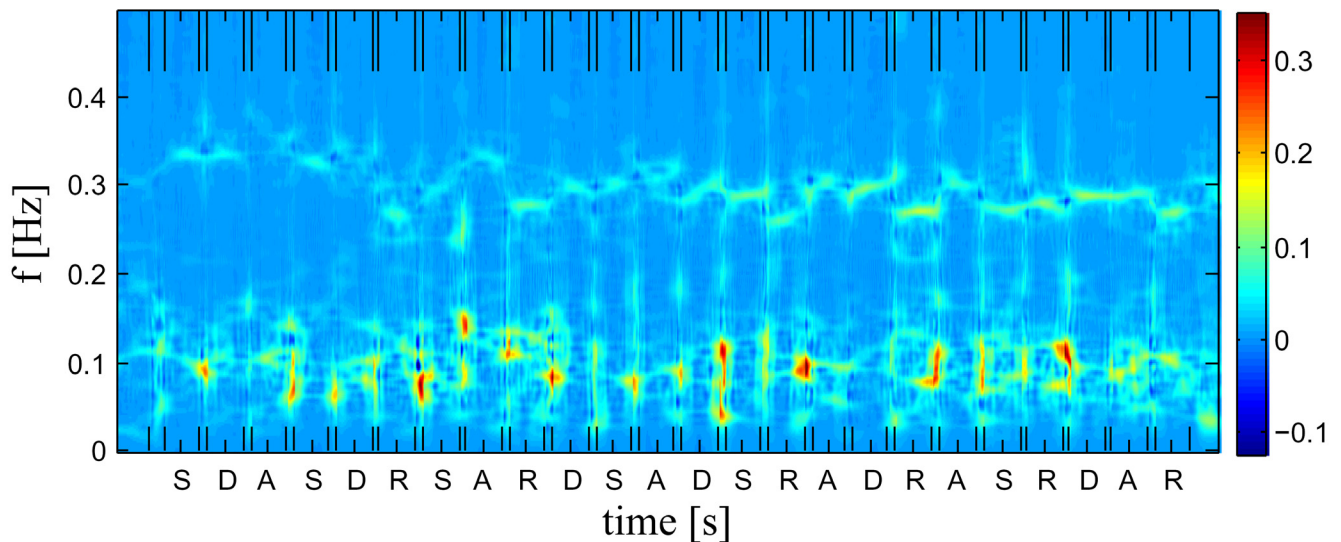


Figura 1. La SPWVD de una señal de HRV

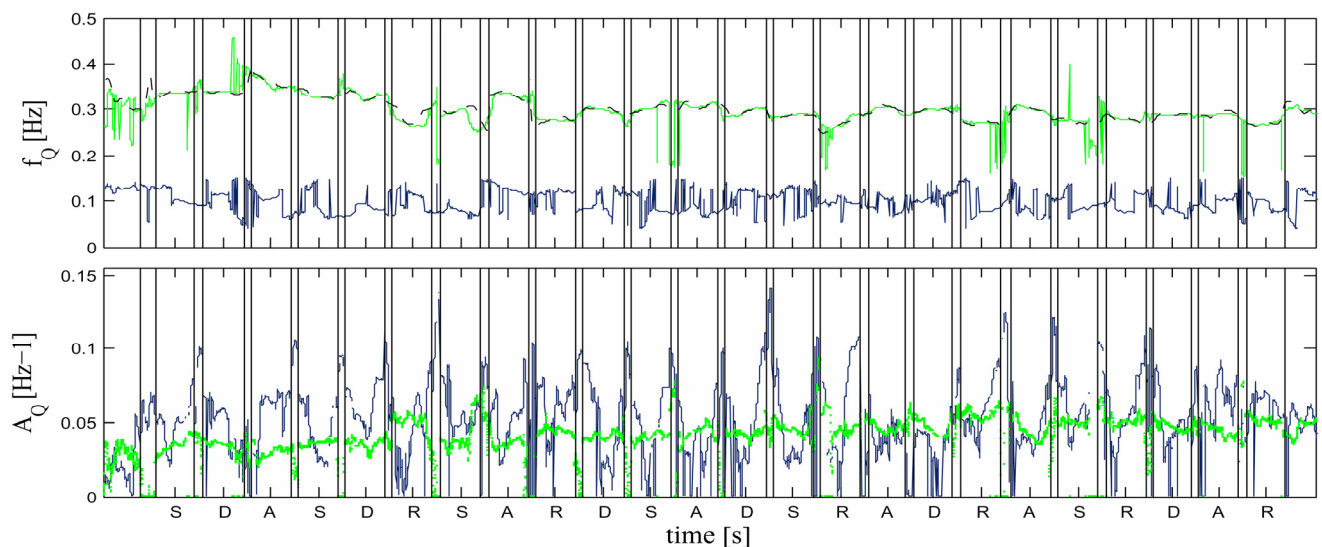


Figura 2. Estimación de las componentes LF (en azul) y HF (en verde) mediante la descomposición de la SPWVD. Arriba: las frecuencias $f_Q(t)$ y en línea discontinua negra la $f_c(t)$. Abajo las amplitudes $A_Q(t)$.

El uso de una ventana mas larga durante la escucha podría también afectar a la estimación en proximidad de los periodos de transición. Otra consideración de carácter general concierne a las frecuencias. La componente de baja frecuencia no parece variar según el tipo de condición. En la Figura 4 se observa que la $f_{LF}(t)$ varía dentro del mismo rango para todas las condiciones. La $f_{HF}(t)$, en cambio, parece depender del tipo de condición, ya que es sistemáticamente mas baja durante la condición de reposo que en presencia de música. La influencia del tipo de música, agradable o desagradable, parece también afectarla, aunque de manera menos significativa: la $f_{HF}(t)$ durante la escucha de música agradable siempre es un poco mas alta que durante la escucha de música desagradable. En la Figura 4 se observa que la media de las desviaciones estándar de los valores es elevada para todas las condiciones. Eso se

debe en parte al bajo número de repeticiones, llamado L en (3), de cada condición para cada sujeto. Se observa que las variaciones más grandes son siempre las de la potencia de la componente LF.

5. Conclusiones

En este trabajo se ha realizado un análisis tiempo frecuencia de la HRV para estudiar la influencia de la música sobre el sistema nervioso autónomo, considerando estímulos de música agradable, desagradable y de silencio. Para el análisis tiempo frecuencia se ha empleado la distribución pseudo Wigner-Ville suavizada. Las frecuencias y amplitudes de las componentes LF y HF se han estimado mediante la descomposición paramétrica de la SPWVD. Se han observado algunas características generales en los

registros analizados, principalmente la dependencia de la frecuencia de la componente de la HF con el tipo de estímulo o condición, siendo más baja durante los fragmentos de silencio que durante los fragmentos musicales, así como un aumento en la potencia de la componente LF en los periodos de transición. Los resultados discutidos son los de tres registros. Estos registros muestran la tendencia general observada en la totalidad de la base de datos. Sin embargo, un estudio estadístico pormenorizado es necesario para concluir si las tendencias observadas son significativas.

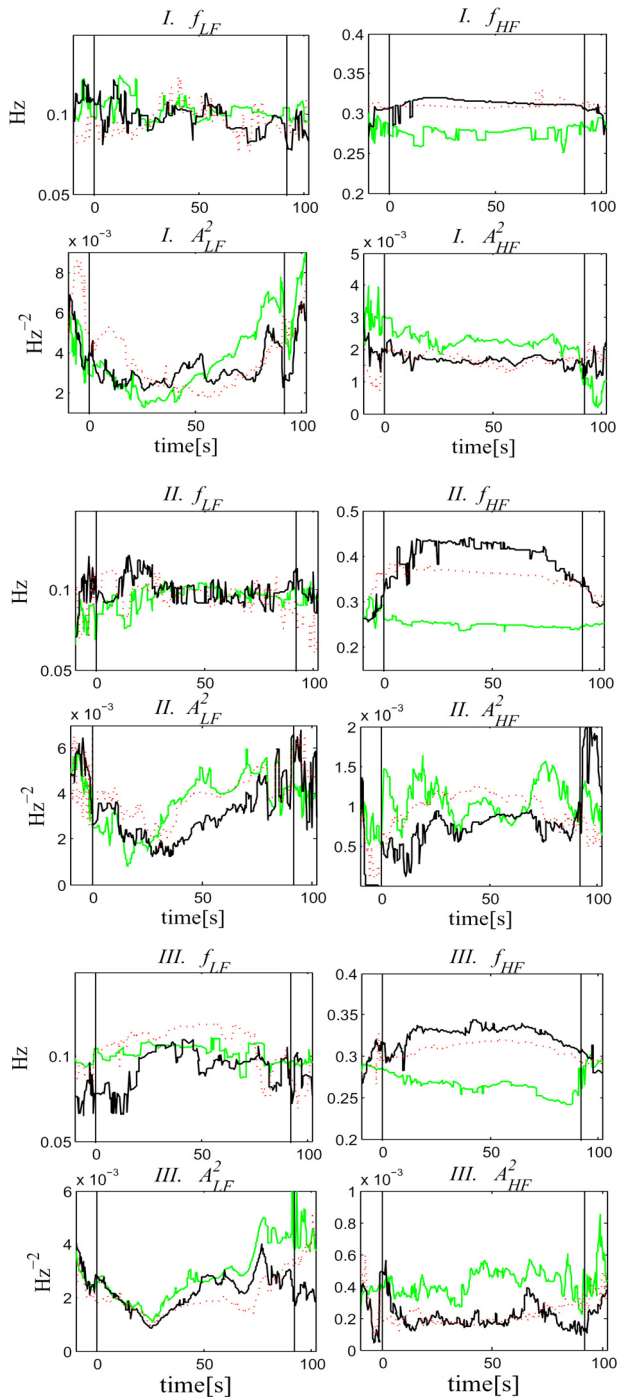


Figura 3. $f_{j,Q}(t)$ y $A^2_{j,Q}(t)$ para la condición de música agradable (línea negra), desagradable (línea de puntos rojos) y reposo (línea verde) para tres sujetos I, II y III.

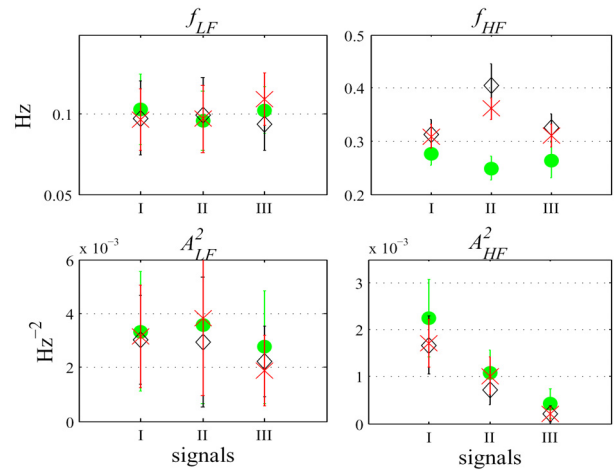


Figura 4. Media temporal de $f_{j,Q}(t)$ y $A^2_{j,Q}(t)$ y de las desviaciones estándar para la condición de música agradable (◇ negro), desagradable (X roja) y reposo (● verde) para los tres sujetos de Fig 3;

Agradecimientos

Se agradece al Max Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences por la colaboración.

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto TEC-2004-05263-C02 de CICYT/FEDER, y GTC T-30 de la DGA.

Referencias

- [1] TASK FORCE OF ESC AND NASPE, T. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Eur. Heart J.*, vol. 17, 1996, pp. 354–381.
- [2] Bailón R, Laguna P, Mainardi L, Sonmro L. Analysis of Heart Rate Variability Using Time-Varying Frequency Bands Based on Respiratory Frequency. *Proceedings of the Conference of the IEEE EMBSC Internationale, Lyon, France 2007*, pp 6675-78.
- [3] 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, 2003, pp. 334-43.
- [4] Cohen L, Time-Frequency Analysis, Prentice-Hall PTR, 1995
- [5] W. Martin and P. Flandrin. Wigner-Ville spectral analysis of nonstationary processes. *IEEE Trans. ASSP*, vol. 33, 1985, pp. 1461–1470.
- [6] Mainardi L, Montano N, and Cerutti S. Automatic decomposition of Wigner distribution and its application to heart rate variability. *Methods Inf. Med.*, vol. 43, 2004, pp. 17–21.
- [7] Bailón R, Sörnmo L, Laguna P. A robust method for ECG-based estimation of the respiratory frequency during stress testing. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, vol 53, n 7, july 2006, pp. 1273-85.