

Relación entre la variabilidad del ritmo cardiaco y la fatiga en jugadores de baloncesto profesionales

J. Garrido¹, I. López-Laval², D. Hernando^{1,3}, N. Garatachea^{4,5}, R. Bailón^{1,3}

¹ BSICoS Grupo, I3A, IIS Aragón, Universidad de Zaragoza, España, {jose_garrid@hotmail.com}

² Grupo de Investigación Aplicada. Sport Research-Movimiento Humano. Universidad de Zaragoza, España, {isaac@unizar.es}

³ CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBERBBN), España, {dhernand, rbailon@unizar.es}

⁴ GENU D Grupo, IA2, Universidad de Zaragoza, España, {nugarata@unizar.es}

⁵ CIBER de Fisiopatología de la Obesidad y Nutrición (CIBERON), Universidad de Zaragoza, España

Resumen

El objetivo de este trabajo es estudiar la relación entre la variabilidad del ritmo cardiaco (HRV) y la fatiga en jugadores de baloncesto profesionales. Para ello se analizará una base de datos que contiene el registro RR (Polar Team Pro) de 12 jugadores de baloncesto, pertenecientes a la Asociación de Clubes de Baloncesto (ACB), tomados 15 minutos antes de la sesión de entrenamiento durante 5 semanas de entrenamiento. Como medida de carga de entrenamiento se dispone de los índices de Borg, Foster y dolor. Una limitación de los métodos clásicos de análisis de HRV es que su interpretación no es válida para frecuencias respiratorias muy bajas, lo que además podría ser muy frecuente en deportistas profesionales. Sin embargo, en la mayoría de los casos no se dispone de información respiratoria. Para mejorar el análisis sin contar con la frecuencia respiratoria, proponemos un método de estimación de información respiratoria a partir de parámetros del ritmo cardiaco utilizando una red neuronal estrecha, y después utilizamos esta estimación para obtener nuevos parámetros frecuenciales de HRV. Los nuevos índices propuestos mostraron una relación lineal negativa estadísticamente significativa entre la estimación del balance simpático-vagal y los índices Borg y Foster (p-valor: $2.7e-5$, $\rho = -0.33$). El clásico índice temporal rMSSD también mostró una relación con índices indicadores de dolor (p-valor: 0.01 , $\rho = -0.19$).

1. Introducción

Sería de gran interés ser capaces de caracterizar el estado de deportistas de equipo profesionales para que pudieran adecuar sus entrenamientos, con el fin de evitar el síndrome de sobreentrenamiento y alcanzar su máximo rendimiento deportivo. El sobreentrenamiento es una situación crónica que se debe a la acumulación de cargas altas de trabajo sin la recuperación adecuada, y se puede prevenir, por tanto, adaptando dichas cargas de trabajo.

El análisis HRV permite estimar de manera no invasiva el balance simpático-vagal, que es la relación entre la actividad del sistema simpático y el sistema parasimpático. Numerosos estudios han observado que deportistas que padecen sobreentrenamiento presentan, en reposo, un mayor balance simpático-vagal que los deportistas que no lo padecen [1-3].

Nuestra hipótesis es que la fatiga y dolor durante el entrenamiento, como precursores del sobreentrenamiento, están también relacionados con alteraciones en el balance

simpático-vagal, que se manifiestan en la variabilidad del ritmo cardiaco.

Una limitación de los algoritmos que buscan caracterizar el estado del sistema nervioso autónomo (ANS) utilizando la HRV es que la frecuencia respiratoria, en muchos casos, y especialmente en deportistas profesionales, puede ser baja, solapándose con la componente de baja frecuencia (LF) de la HRV, lo que causa una enorme sobreestimación del balance simpático-vagal [4-6].

Actualmente, muchos de los dispositivos comerciales que se utilizan para hacer análisis HRV (Polar, Garming, Suunto) proporcionan únicamente la serie de intervalos RR, y no información sobre la frecuencia respiratoria, ni el ECG (del cual se puede obtener la señal respiratoria [7]), por lo que la mayor parte de los estudios que realizan análisis de HRV en deportistas no tienen en cuenta las posibles diferentes frecuencias respiratorias.

El objetivo de este trabajo es estudiar la relación ente la variabilidad del ritmo cardiaco, medida justo antes de una sesión de entrenamiento, y las medidas de fatiga y dolor reportadas por jugadores profesionales de baloncesto justo después del entrenamiento. Se utilizarán para ellos los registros RR obtenidos usando un dispositivo comercial Polar. Como no se dispone de información respiratoria, se desarrollará un método que, a partir de las series de RR, estime la probabilidad de que la respiración solape con la banda de LF y, en ese caso, se propondrá una nueva medida de HRV.

2. Bases de datos utilizadas

2.1. Base de datos Tecnyconta

Doce jugadores profesionales de baloncesto, pertenecientes a la Asociación de Clubes de Baloncesto (ACB), han participado en este estudio. Las características de los jugadores se pueden ver en la tabla 2.1.

Edad (años)	Altura (cm)	Masa (kg).	Grasa (%).
28 ± 5	200 ± 7.3	96.7 ± 11.1	9 ± 4

Tabla 1. Características participantes estudio

Todos los jugadores se sometieron a un examen médico en el que se determinó que ninguno de ellos padecía algún

trastorno cardíaco o metabólico que pudiera confundir los resultados del estudio.

Las series de intervalos RR se obtuvieron mediante Polar Team Pro (Polar, Finlandia) con una precisión de 1 ms. Los registros se tomaron durante los 15 minutos previos a la sesión de entrenamiento con los sujetos sentados y en silencio, durante 5 semanas de entrenamiento, contando con 15 registros por jugador.

Se obtienen dos índices indicadores de fatiga: perceptual y fisiológico. Para el índice perceptual (*Borg*), 15 minutos después de cada entrenamiento cada jugador responde a la pregunta “¿Cómo de difícil ha sido el entrenamiento?”. Para el índice fisiológico se utiliza el índice *Foster* [8].

Para obtener los índices de sensación de dolor, los jugadores respondían verbalmente a la pregunta “¿Cuánto dolor sientes?”, habiéndoles explicado que 0 es ningún dolor y 10 es el máximo dolor imaginable. Se obtiene un índice de *predolor* 5 minutos antes del entrenamiento, y un índice de *postdolor* dolor 5 minutos después del entrenamiento. El índice *difdolor* es la diferencia entre ambos.

2.2. Bases de datos respiración

Para diseñar un algoritmo que estime si la frecuencia respiratoria solapa con la banda de LF a partir de la serie RR, se utilizan dos bases de datos, ambas con 23 registros de información simultánea sobre la respiración y la serie RR. Una de ellas, a la que nos referiremos a partir de ahora como base de datos 2) [9], contiene la señal respiratoria y la serie RR. La otra, o base de datos 3) [10], contiene la frecuencia respiratoria y la serie RR.

3. Métodos

3.1. Análisis HRV clásico

Para el análisis de la HRV, se utilizarán dos representaciones de la misma: 1) la serie de intervalos RR normales, resultado de corregir los latidos ectópicos y los errores del pulsómetro utilizando el criterio descrito en [11], que denominamos NN y que se utilizará para obtener los índices temporales de la HRV, y 2) la señal moduladora, $m(t)$, que denominamos señal de HRV, obtenida a partir del modelo IPFM, que se utilizará para obtener los índices frecuenciales de la HRV, que encontramos siguiendo la implementación propuesta en [12], y que también incluye la detección y corrección de latidos ectópicos y de errores del pulsómetro. .

Los parámetros temporales de análisis de HRV se obtienen a partir de la serie NN de intervalos entre latidos normales, y vamos a obtener *SDNN* (desviación estándar de los intervalos NN), y *rMSSD* (valor cuadrático medio de las diferencias sucesivas de intervalos NN adyacentes). El parámetro *rMSSD* representa variaciones de corto plazo en la variabilidad del ritmo cardíaco y se considera relacionado con la actividad del sistema parasimpático [13].

Con respecto al análisis frecuencial, para estimar la densidad espectral de potencia de la señal de HRV, $S_m(F)$, utilizaremos el periodograma de Welch, aplicado a una

señal de 8 minutos de duración y promediando ventanas de 3 minutos y paso entre ellas 45 segundos.

Una vez se ha calculado el espectro de $m(t)$, $S_m(F)$, se obtienen los parámetros frecuenciales potencia de baja frecuencia, entre 0.04 y 0.15 Hz, (*PLF*) y potencia de alta frecuencia, entre 0.15 y 0.4 Hz (*PHF*).

La potencia de HF se asocia a la modulación del sistema parasimpático, siendo esta sincrónica con la respiración. Con respecto a la interpretación del valor de la potencia de la banda de LF *PLF*, refleja tanto actividad simpática como vagal / parasimpática. Por tanto, los parámetros *PLF/PHF* y *PLFn = PLF/(PLF+PHF)* se consideran indicadores del equilibrio entre el sistema simpático y el parasimpático, o balance simpático-vagal.

3.2. Estimación del solape de la frecuencia respiratoria y LF

Una limitación del análisis clásico es que el pico asociado a la actividad parasimpática está centrado en la frecuencia respiratoria, y está puede solapar con la banda de LF. Cuando esto ocurre, la interpretación de los índices no es válida, ya que la componente parasimpática que se espera esté en HF se encuentra en LF.

Puesto que la ausencia de un pico predominante en HF se puede deber tanto a solape entre la respiración y LF (figura 1) como a baja actividad parasimpática (figura 2), no se puede asumir que la ausencia de un pico en HF se debe a solape. Para detectar solape, vamos a proponer un nuevo método, siendo el primer paso definir un índice que cuantifique el solape.

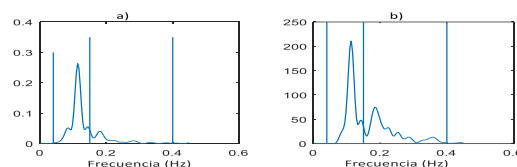


Figura 1. a) espectro HRV y b) espectro de la señal respiratoria para un caso en el que hay solape

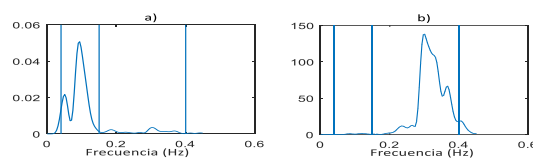


Figura 2. a) espectro HRV y b) espectro de la señal respiratoria para un caso en el que no hay solape pero hay baja actividad parasimpática

Para ello definimos el parámetro R_{HF} , porcentaje de potencia del espectro de la respiración ($S_r(F)$) que está en la banda de HF, para cada una de las ventanas consideradas en el análisis de la señal de HRV. Se calcula R_{HF} como:

$$R_{HF} = \frac{\int_{0.15}^{0.4} S_r(F) dF}{\int_{0.04}^{0.4} S_r(F) dF} \quad (1)$$

Para calcular este índice que nos indica el grado de solapamiento entre la respiración y la componente de LF, necesitamos conocer la señal respiratoria. Sin embargo, en muchos casos, no se dispone de esta información, por lo

que vamos a proponer un método de estimación de este parámetro sin conocer la señal respiratoria, únicamente a partir de la señal de HRV.

Para estimar el parámetro R_{HF} se propone el uso de una red neuronal estrecha (una sola capa de 5 nodos). Como entrada a la red neuronal, se usan parámetros derivados de la señal HRV que muestran relación con el solape. Se han escogido la potencia en la banda LF, PLF , la picudez de la componente espectral dominante en dicha banda [14], Pk_{LF} , y la desviación estandar de la señal moduladora $m(t)$, σ_m . La red se entrena con la base de datos 2). Se cuenta con 829 ventanas de 2 minutos y paso entre ellas 15 segundos. Se establece un umbral $\gamma = 0.5$, cuando \hat{R}_{HF} supere dicho umbral se considera que hay solape.

Una vez que tenemos una estimación del solape, se dividen las ventanas de análisis en las que no hay solape (NS, $\hat{R}_{HF} > \gamma$) y en las que sí se estima solape (S, $\hat{R}_{HF} < \gamma$). Se calculan los vectores de parámetros PLF^{NS} , PHF^{NS} , $PLFn^{NS}$, PLF^S , PHF^S , y PHF^S . Para un primer análisis, se tienen en cuenta solo las zonas de la señal en las que se estima que no hay solape (vectores NS), y obtenemos su mínimo, media, y máximo: $PLFn_{min}^{NS}$, $PLFn_{mean}^{NS}$ y $PLFn_{max}^{NS}$, para el vector $PLFn^{NS}$.

3.3. Nuevo índice de medida de actividad parasimpática

Se propone un nuevo índice, P_{PS} , para medir la actividad parasimpática aun cuando se estima que hay solape. Se parte de la hipótesis de que en los casos en los que la respiración se encuentra consistentemente en zona LF, la actividad parasimpática es predominante y PLF se puede entender como indicador de la modulación parasimpática.

Se obtienen los vectores NS y S de la forma descrita en 3.2. Si se cuenta con tres o más ventanas en las que no hay solape, se utiliza el vector PHF^{NS} como indicador de la actividad parasimpática. Si no se cuenta con al menos 3 ventanas en las que no hay solape, caracterizamos la actividad parasimpática utilizando el vector PLF^S . Se calcula el valor máximo, mínimo, y medio de cada vector. Después proponemos un nuevo índice para caracterizar el sistema parasimpático. También tendremos en este caso una estimación mínima, media y máxima. Siendo N el número de ventanas en las que se ha estimado que no hay solape, el nuevo índice para caracterizar la actividad parasimpática mínima, por ejemplo, se calcula:

$$C = \begin{cases} 1 & \text{si } N \geq 3 \\ 0 & \text{si } N < 3 \end{cases} \quad (2)$$

$$P_{PSmin} = C * PHF_{min}^{NS} + (1 - C) * PLF_{min}^S \quad (3)$$

4. Resultados y discusión

Para evaluar la capacidad de la red neuronal de diferenciar casos de solape de casos de no solape, se utiliza una base de datos diferente a la que hemos utilizado para entrenarla, la base de datos 3). El porcentaje de error, definido como el porcentaje de ventanas en las que se estima que no hay solape, pero sí que lo hay, es del 12.8%, frente al 26.5%

que sería si se tuvieran en cuenta todas las ventanas para el análisis (asumiendo que no hay solape).

Con respecto a la relación estadística entre los parámetros de HRV y los índices de fatiga y dolor, se utiliza una correlación lineal (Pearson). En la Tabla 2 se muestran las relaciones estadísticas que vamos a destacar.

Correlación	$PLFn$	rMSSD	PHF	$PLFn_{max}^{NS}$	P_{PSmin}
<i>Borg</i>	-0.21*	--	--	-0.28**	0.25*
<i>Foster</i>	-0.25*	--	--	-0.33**	0.30**
<i>Predolor</i>	--	0.16*	--	--	--
<i>Difdolor</i>	--	0.19*	--	--	--

Tabla 2. Índices de correlación entre medidas HRV e indicadores de dolor / fatiga.

* P -valor < 0.05 ** P -valor < 0.001

En cuanto a los parámetros temporales, se encuentra una relación positiva entre rMSSD y los índices de dolor *predolor* y *difdolor*.

Utilizando el método de análisis frecuencial clásico se obtiene una correlación lineal de Pearson negativa (índice de correlación ρ : -0.25), y estadísticamente significativa (p -valor: 0.0018) entre parámetros indicadores de la fatiga (se destaca el índice *Foster*), y $PLFn$, indicador de balance simpático-vagal.

Descartando las zonas en las que se estima que hay solape, se obtiene también una correlación lineal negativa entre los parámetros indicadores del balance simpático-vagal y los índices de la fatiga *Borg* y *Foster* (ρ : -0.33), con un p -valor que indica una mayor significación estadística (p -valor: 2.7 e-5).

El índice P_{PSmin} , indicador de actividad parasimpática, tiene una relación positiva (ρ : 0.3, p -valor: 0.0001) con el índice *Borg*, mientras que el índice tradicional *PHF*, que indica actividad parasimpática cuando la frecuencia respiratoria está en HF, no presenta ninguna correlación significativa con índices de fatiga o de dolor.

Por tanto, en los deportistas profesionales de la base de datos de jugadores profesionales de baloncesto analizada, existe una relación negativa entre una mayor preparación para el entrenamiento (menores índices de fatiga o de dolor) y la actividad parasimpática. Observamos esta relación en las correlaciones positivas entre el índice frecuencial de actividad parasimpática (P_{PSmin}) y los índices de fatiga *Borg* y *Foster*, en la correlación positiva entre el índice temporal de actividad parasimpática rMSSD y el índice *predolor*, y en las correlaciones negativas entre los indicadores de equilibrio simpático-vagal ($PLFn$, $PLFn_{max}^{NS}$) y los índices de fatiga.

Con respecto a la capacidad de HRV de estimar el estado del ANS, el hecho de que la relación entre la fatiga y las medidas HRV sea mucho más significativa (p -valor 1.8e-3 frente a p -valor 2.7e-5), si se tiene en cuenta el posible solape con la respiración, nos hace concluir que es

importante tener en cuenta esta a la hora de analizar HRV en deportistas de elite.

Si bien hay numerosos estudios que demuestran la importancia de tener en cuenta la respiración para hacer un buen análisis de HRV [4-6], y numerosos estudios que hacen análisis HRV de deportistas [1-3], faltan estudios sobre la variabilidad del ritmo cardiaco de deportistas que tengan en cuenta que la frecuencia respiratoria puede estar por debajo de 0.2 Hz.

La limitación principal de este trabajo es que, al igual que los demás trabajos que observan HRV en deportistas, no contamos con la señal respiratoria. Hemos reducido el nivel de incertidumbre causado por esta ausencia de información sobre la señal respiratoria prediciendo la cantidad de solape a través de RR. Sin embargo, lo óptimo sería conseguir hacer desaparecer esta incertidumbre, contando con la señal respiratoria. Para ello, una opción es que los pulsómetros comerciales, que utilizan la señal ECG para detectar latidos, estimarán, también a partir de la señal ECG, la frecuencia respiratoria [7]. De conseguirse pulsómetros comerciales que proporcionaran información sobre la respiración, se podrían llevar a cabo estudios muy ambiciosos de análisis de HRV que podrían clarificar su relación con la fatiga.

5. Conclusión

En este trabajo se ha presentado un método de análisis de HRV que, a partir únicamente de la serie de intervalos RR y utilizando una red neuronal, tiene en cuenta el posible solape de la respiración con la banda de LF de la HRV. El nuevo índice propuesto para estimar la actividad del sistema parasimpático mostró una relación positiva con los índices *Borg* y *Foster*. También se observó una relación negativa entre la estimación del balance simpático-vagal y dichos índices. El clásico índice temporal rMSSD mostró una relación negativa con los índices de dolor.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el Centro de Investigación Biomédica en Red (CIBERBBN y CIBERON), a través del Instituto de Salud Carlos III, y por la Diputación General de Aragón a través de los Grupos de Referencia BSICoS (T39_17R) y el GENUD Research Group.

Referencias

[1] Dong JG. The role of heart rate variability in sports physiology. *Experimental and Therapeutic Medicine. Exp Ther Med.* 2016 May; 11(5): 1531–1536.

[2] Uusitalo AL, Uusitalo AJ, Rusko HK. Heart rate and blood pressure variability during heavy training and overtraining in the female athlete. *Int J Sports Med.* 2000 Jan; 21(1):45-53

[3] Kajaia T, Maskhulia L, Chelidze K, Akhalkatsi V, Kakhabrishvili Z. The effects of non-functional overreaching and overtraining on autonomic nervous system function in highly trained athletes. *Georgian Med News.* 2017 Mar; (264):97-103

[4] Aysin B, Aysin E. Effect of respiration in heart rate variability (HRV) analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2006; 1:1776-9.

[5] Lt Col KK Tripathi. Respiration and heart rate variability: A review with special reference to its application in aerospace medicine. *Indian Journal of Aerospace Medicine* 2004; Vol. 48, No. 1. pp. 64-75

[6] Hernando A, Lazaro J, Gil E, Arza A, Garzon JM, Lopez-Anton R, de la Camara C, Laguna P, Aguilo J, Bailon R. Inclusion of Respiratory Frequency Information in Heart Rate Variability Analysis for Stress Assessment. *IEEE J Biomed Health Inform.* 2016 Jul; 20(4):1016-25. doi: 10.1109/JBHI.2016.2553578. Epub 2016 Apr 13

[7] Bailón R, Sörnmo L, Laguna P. A robust method for ECG-based estimation of the respiratory frequency during stress testing. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2006 Jul;53(7):1273-85

[8] Foster C, Florhaug JA, Franklin J, Gottschall L, Hrovatin LA, Parker S, Doleshal P, Dodge C. A new approach to monitoring exercise training. *J Strength Cond Res.* 2001 Feb;15(1):109-15

[9] Hellhammer J, Schubert M. The physiological response to Trier Social Stress Test relates to subjective measures of stress during but not before or after the test. *Psychoneuroendocrinology.* 2012 Jan;37(1):119-24.

[10] Hernando D, Hernando A, Casajús J, Laguna P, Garatachea N, Bailón R. Methodological framework for heart rate variability analysis during exercise: application to running and cycling stress testing. *Med Biol Eng Comput.* 2018 May;56(5):781-794.

[11] Mateo J. Laguna P. "Analysis of Heart Rate Variability in the Presence of Ectopic Beats Using the Heart Timing Signal," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 2003; vol. 50, n. 3, pp. 334-343

[12] Bailón R, Laouini G, Grao C, Orini M, Laguna P, Meste O. The integral pulse frequency modulation model with time-varying threshold: application to heart rate variability analysis during exercise stress testing. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2011 Mar;58(3):642-52. doi: 10.1109/TBME.2010.2095011. Epub 2010 Dec 6.

[13] Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation.* 1996 Mar 1;93(5):1043-65

[14] Hernando A, Lazaro J, Gil E, Arza A, Garzon JM, Lopez-Anton R, de la Camara C, Laguna P, Aguilo J, Bailon R. Inclusion of Respiratory Frequency Information in Heart Rate Variability Analysis for Stress Assessment. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics.* 2016; 20:1016-1025. 10.1109/JBHI.2016.2553578.