



PENSAR EN MOVIMIENTO: Revista de
Ciencias del Ejercicio y la Salud

ISSN: 1409-0724

ergon4fitness@racsa.co.cr

Universidad de Costa Rica
Costa Rica

Cancino, Jorge

VARIABILIDAD DEL RITMO CARDIACO: ¿POR QUÉ EL CAOS PUEDE SER
SALUDABLE?

PENSAR EN MOVIMIENTO: Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud, vol. 9, núm. 1,
2011, pp. 22-32

Universidad de Costa Rica
Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=442042961004>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Artículos por Invitación

PENSAR EN MOVIMIENTO:

Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud

ISSN 1659-4436

Vol. 9, No.1, pp. 22- 32

VARIABILIDAD DEL RITMO CARDIACO: ¿POR QUÉ EL CAOS PUEDE SER SALUDABLE?

Jorge Cancino, Ph.D.

e-mail: jorgecancino@vtr.net

Escuela de Kinesiología, Universidad Mayor.

Escuela de Educación Física, Universidad San Sebastián, Chile

Manuscrito recibido: 07/11/2011; aceptado: 12/12/2011

RESUMEN

Cancino, J. (2011). Variabilidad del ritmo cardiaco: ¿Por qué el caos puede ser saludable? **PENSAR EN MOVIMIENTO: Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud**, 9 (1), 22-32. La interacción autonómica en el organismo, mediada por el balance simpático-vagal, ha sido ampliamente asociada con el estrés y el mantenimiento del equilibrio interno. La obtención de datos ocultos en la señal proveniente de la duración de los intervalos RR del ritmo cardiaco ha permitido, junto con el análisis matemático apropiado, acceder a la cuantificación del balance autonómico en las personas. Así, con la información obtenida a partir de ello se ha logrado conocer el comportamiento caótico de la señal RR, el cual implica la existencia de variabilidad en el ritmo cardiaco (VRC), existiendo una pérdida de ésta en condiciones asociadas con la presencia de patologías. Además, como el ejercicio físico es un agente estresor, el análisis de la VRC se ha asociado a la asimilación de las cargas de entrenamiento y se ha vinculado con el síndrome de sobreentrenamiento.

PALABRAS CLAVE: variabilidad del ritmo cardiaco, intervalo RR, análisis espectral, teoría del caos y ejercicio.

ABSTRACT

Cancino, J. (2011). Heart Rate Variability: Why chaos can be healthy. **PENSAR EN MOVIMIENTO: Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud**, 9 (1), 22-32. Body autonomic interactions, mediated by sympathetic-parasympathetic balance, have been widely associated with stress and internal homeostasis. The acquisition of data, otherwise hidden in the signal from RR interval duration in heart rate, has given scientists access to the quantification of autonomic balance in humans, as long as the appropriate mathematical analyses are performed. With this information it is possible to know and understand the

chaotic behavior of RR signals; this behavior shows the existence of heart rate variability (HRV). Variability is lost in some conditions associated with the presence of pathologies. In addition, with exercise being a stress agent, HRV analysis has been used as a tool to study training load assimilation and overtraining syndrome.

Key Words: heart rate variability, RR interval, spectral analysis, chaos theory and exercise.

INTRODUCCIÓN

La teoría del caos se fundamenta en las observaciones del meteorólogo Edward Lorenz (1963), quien al intentar modelar ecuaciones para predecir el clima, notó por casualidad que pequeñas variaciones en las condiciones iniciales provocaban profundos cambios en el resultado final. Posteriormente, esto sería declarado una característica de los sistemas dinámicos o complejos. Los sistemas biológicos se rigen por la dinámica de sistemas complejos o caóticos y la forma de representar gráficamente el caos es a través de estructuras fractales. En el organismo se pueden encontrar este tipo de estructuras en el árbol respiratorio y la red neuronal, además de señales fractales como el ritmo cardiaco (Goldberger et al., 2002); el cual es irregular por esencia y su análisis, desde el punto de vista matemático, permite obtener información sobre el balance autonómico. Esta irregularidad se conoce como variabilidad del ritmo cardiaco (VRC), la cual se encuentra disminuida en una serie de patologías, en las que inclusive aún no se presentan manifestaciones clínicas (Novak, Saul, & Eckberg, 1997; Tsuji et al., 1996). Además, como el ejercicio agudo implica un incremento en la actividad simpática y la adaptación a este se caracteriza por el aumento en la dominancia vagal, el análisis de la variabilidad del ritmo cardiaco puede ser una herramienta útil en la valoración de los efectos tanto agudos como crónicos del ejercicio. Así mismo, el incremento en la actividad simpática implica una reducción de la variabilidad del ritmo cardiaco, en tanto que el aumento en la actividad parasimpática se ve reflejado por un incremento en la VRC. Para el análisis de la VRC se requiere del registro de los intervalos RR del ritmo cardiaco, correspondientes al trazado electrocardiográfico. Una vez obtenido el registro, se puede realizar diversos análisis en el dominio del tiempo, los cuales consideran parámetros como el SDNN, que corresponde a la desviación estándar de un número determinado de intervalos RR, esto se considera como un indicador de variabilidad global.

Está también el pNN50 que se refiere al porcentaje de intervalos RR adyacentes, los cuales se distancian por más de 50 ms. Este es calificado como un indicador de variabilidad instantánea. Para el análisis del balance autonómico se debe traspasar la señal RR desde el dominio del tiempo al de la frecuencia. Para esto, generalmente se utiliza la transformada rápida de Fourier. Con ello, se puede determinar la distribución porcentual y absoluta de la señal RR en las diferentes bandas frecuenciales. Además, se ha establecido que la dominancia del sistema parasimpático sobre la señal biológica se representa en la banda de alta frecuencia (HF), mientras que en la de baja frecuencia (LF) se hace tanto con el sistema simpático como con el parasimpático. Sin embargo, el balance autonómico puede ser valorado por el cociente entre ambas bandas frecuenciales (LF/HF). Cuando este es más alto existe un predominio simpático y un valor más bajo será entendido como un predominio vagal en el balance autonómico. Para un análisis frecuencial durante el ejercicio, se requiere de herramientas espectro-temporales, como la transformada de *wavelet*. Con ella, se puede obtener información frecuencial cuando la señal RR no se comporta de manera estacionaria.

MÉTODOS DE REGISTRO DEL INTERVALO RR.

El intervalo RR corresponde al tiempo que transcurre (expresado en milisegundos) entre ambas ondas R del trazado electrocardiográfico normal. A esta señal se puede acceder a través de un electrocardiograma tradicional y así determinar en el registro de papel la duración de los intervalos RR. Sin embargo, para un análisis apropiado de variabilidad del ritmo cardiaco, es necesario tener la información de al menos 250 latidos (Novak, et al., 1997), lo cual, registrado en papel, se transforma en una complicación técnica. El registro a través de sistemas de electrocardiografía digital permite tener acceso a un archivo de datos que contenga la

información RR necesaria para un posterior análisis. Es así como al tener un dispositivo Holter, se puede tener un registro de larga duración, por ejemplo de 24 horas. El registro a través del electrocardiograma representa el *gold standard* para determinar la señal RR. Sin embargo, una manera más sencilla de tener acceso a ésta es a través de monitores de ritmo cardiaco o cardiotacómetros. Existe en la literatura información acerca de la validez que estos dispositivos presentan, referente al registro electrocardiográfico; por lo tanto, son una alternativa válida para el estudio de la VRC. (Gamelin, Berthoin, & Bosquet, 2006).



Figura 1. Registro cardiotacográfico de intervalos RR. La imagen inferior muestra el registro en frecuencia cardiaca instantánea, mientras que en la imagen superior, el registro se presenta como duración de los intervalos RR. Como puede apreciarse, las imágenes son especulares. Datos obtenidos con un cardiotacómetro S810i (Polar).

Si se cuenta con un cardiotacómetro Polar S810, RS800 o un Sunto T6, se podrá realizar el registro en modo RR. Estos aparatos cuentan además con software para un análisis sencillo de la VRC. Para

ello, sería suficiente registrar en reposo un periodo de al menos 10 minutos y luego realizar el análisis de 250 latidos como mínimo. Actualmente, si se desea, se puede acceder a un software libre especial para VRC en la siguiente dirección: <http://bsamig.uku.fi/>

La señal puede ser graficada en función del tiempo de registro, ya sea como intervalos RR o bien como frecuencia cardiaca instantánea (fig.1).

MÉTODOS DE ANÁLISIS DE LA VRC

Una vez obtenida la señal RR, el análisis de la VRC se puede realizar de diversas maneras, lo cual dependerá del tipo de información que se requiere obtener. La forma más sencilla de análisis comprende aquel denominado en el dominio del tiempo o análisis temporal. En este tipo de análisis, la señal “bruta” obtenida de la duración de los intervalos RR recibe un tratamiento que es fundamentalmente estadístico basado en la dispersión de los intervalos RR en torno a la media estadística, así como a la diferencia de duración entre intervalos sucesivos. Algunos métodos de análisis son:

SDNN: corresponde a la desviación estándar de los intervalos RR y representa una medida de dispersión de estos en torno a la media aritmética. Un mayor valor de SDNN representará una mayor VRC. Según la *Task Force* (Novak, et al., 1997), un valor inferior a 50 ms reflejaría una variabilidad deprimida del ritmo cardiaco. Se ha documentado una menor variabilidad del ritmo cardiaco en una serie de patologías, así como en el pronóstico de sobrevida luego de infarto agudo de miocardio (Maestri et al., 2010; Novak, et al., 1997). El SDNN es considerado un indicador de variabilidad de largo plazo, pues muestra dispersión sobre el total de latidos registrados.

pNN50: se refiere al porcentaje de intervalos RR adyacentes que presentan una distancia mayor a 50 ms. Esta medida es considerada un indicador de variabilidad instantánea, pues muestra la variación entre intervalos adyacentes (Fig.2).

Una mayor VRC se asocia con un aumento en la contribución del sistema nervioso parasimpático, pero los métodos de análisis temporales entregan escasa información sobre la dominancia autonómica

en la señal RR. Para tener un enfoque más claro sobre el balance autonómico, la señal temporal debe ser llevada al dominio de la frecuencia (análisis espectral). En este tipo de estudio se utiliza habitualmente la transformada rápida de Fourier (FFT). Aquí, la señal temporal es tratada matemáticamente y descompuesta en diferentes bandas espectrales en las cuales se representa la densidad de cada banda de frecuencia, pudiéndose apreciar la contribución de la señal RR en ellas. A esto se le denomina densidad de potencia espectral (PSD). El análisis de la VRC con métodos espectrales permite obtener una mayor información sobre la contribución del sistema nervioso autónomo.

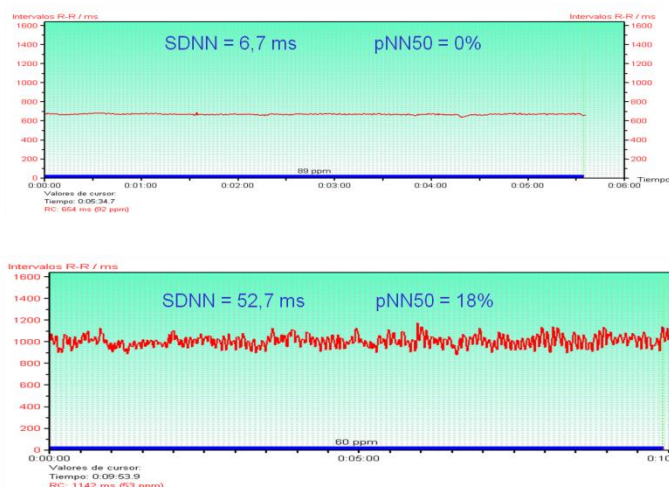


Figura 2. Registro cardiocardiográfico para dos personas. En la imagen superior se muestra el registro de una persona tras haber sufrido un accidente vascular encefálico. Se aprecia el bajo valor de SDNN y la ausencia de variabilidad instantánea, reflejada en un pNN50 = 0%. Mientras que en la imagen inferior se aprecia el registro de un sujeto joven y sin presencia de patología. Se usó un registro de corta duración obtenido con un cardiocardiómetro s810i (Polar).

Las diferentes bandas espectrales se delimitan en:

- VLF: banda de muy baja frecuencia. Está representada por frecuencias menores a 0.04 Hz. Desde el punto de vista fisiológico, a pesar de no existir consenso acerca de la interpretación de esta banda de frecuencia, ha

sido asociada con cambios en la actividad del sistema renina-angiotensina y en la termorregulación (Kleiger, Stein, & Bigger, 2005) (Aubert, Seps, & Beckers, 2003; Brenner, Thomas, & Shephard, 1998).

- LF: banda de baja frecuencia. Está representada por frecuencias entre los 0.04 Hz. y los 0.15 Hz. En esta banda se encuentran representadas ambas ramas del sistema nervioso autónomo (Aubert, et al., 2003; De Vito, Galloway, Nimmo, Maas, & McMurray, 2002) (Houle & Billman, 1999; Kleiger, et al., 2005).

- HF: banda del alta frecuencia. Está representada por frecuencias entre los 0.15 – 0.4 Hz, encontrándose asociada a la dominancia del sistema nervioso parasimpático (De Vito, et al., 2002; Nakamura, Yamamoto, & Muraoka, 1993).

También se han descrito componentes de ultra baja frecuencia (<0.003 Hz), los cuales han sido observados en registros de 24 horas y asociados a la actividad física espontánea (Serrador, Finlayson, & Hughson, 1999) y a un componente de muy alta frecuencia (>0.4 Hz), el cual aparece durante la realización del ejercicio físico intenso. Si bien no se ha demostrado su representación fisiológica, sí se reportó que durante una prueba de esfuerzo, este indicador resultó mayor para aquellos sujetos que no mostraron signos de isquemia miocárdica, en comparación con quienes sí lo presentaron (Mateo & Laguna, 2003).

Los resultados para las diferentes bandas pueden ser presentados en unidades absolutas (ms^2) y relativas (%), pero para los componentes LF y HF se emplean además unidades normalizadas (n.u.), las cuales se obtienen al descontar el componente de muy baja frecuencia de la densidad espectral total.

Relación LF/HF: este cociente ha sido utilizado para determinar el balance autonómico. Un valor entre 1.5 – 2.0 ha sido considerado normal para un registro de corta duración (Novak, et al., 1997). Valores por sobre 2.0 sugieren una mayor dominancia simpática y por el contrario, bajo 1.5 la dominancia se inclina hacia lo vagal. En la figura 3 se aprecia un análisis espectral realizado por el software Kubios (Universidad de Kuopio, Finlandia) en reposo para un sujeto deportista (LF/HF=0.48) y para una persona a las 24 horas de

haber cursado un accidente vascular encefálico (LF/HF=2.82). Se puede apreciar el mayor valor para la persona afectada de la patología, lo que estaría indicando una mayor contribución simpática en el balance autonómico de ella.

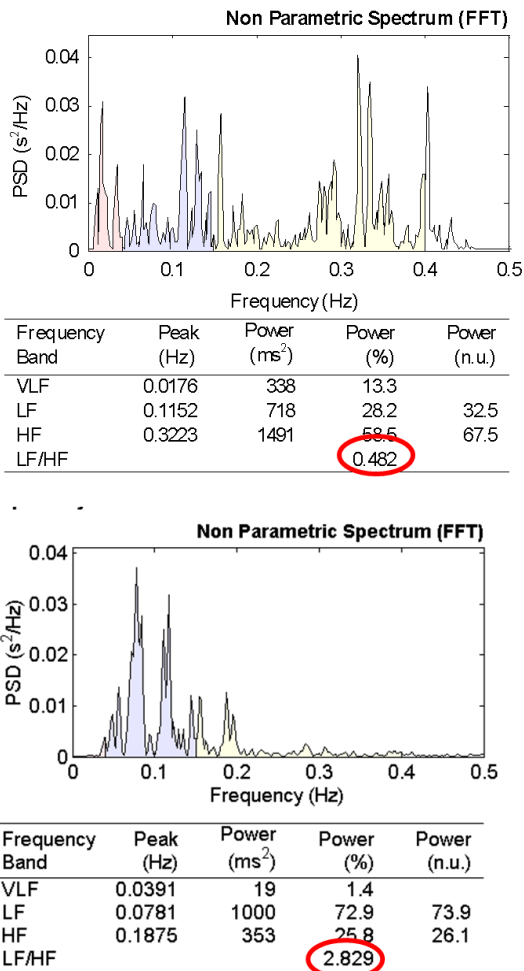


Figura 3. Representación espectral de una persona tras haber sufrido un accidente cerebrovascular (abajo) y un sujeto joven sin patología (arriba). Se aprecia la relación LF/HF con un balance simpático (2.829) en la persona enferma y con un balance hacia parasimpático en la persona joven (0.482). (Non Parametric Spectrum FFT: Espectro no paramétrico de la transformada rápida de Fourier. PSD: Potencia de densidad espectral). El registro fue obtenido por un cardiotacómetro Polar S810i y analizado con el software Kubios.

Si bien, existe un consenso en cuanto a la asociación de una baja variabilidad del ritmo

cardiaco con la presencia de patologías, el establecer valores referenciales para todos los parámetros que se pueden obtener del análisis de la señal no se ha realizado. En el cuadro 1 se muestran valores referenciales para algunos parámetros derivados de registros de larga y corta duración. Lo apropiado sería tener valores equivalentes o superiores para los parámetros de: SDNN, potencia espectral total y potencia espectral en bandas de baja y alta frecuencia. Para la relación LF/HF es deseable tener valores en el rango; los valores bajo este rango indican un mayor predominio vagal y por sobre el rango un mayor predominio simpático.

Tabla 1. Valores de referencia para registro de corta duración (5 min) y larga duración (24 h). Adaptado de Novak et al. 1997. *(Nunan, Sandercock, & Brodie, 2010).

INDICADOR	CORTA DURACION	LARGA DURACION
SDNN (ms)	50±16*	141±39
Potencia Espectral Total (ms ²)	3466±1018	
Potencia Espectral en Banda de Baja Frecuencia (LF ms ²)	1170±416	
Potencia Espectral en Banda de Alta Frecuencia (HF ms ²)	975±203	
Cuociente LF/HF	1.5 – 2.0	

Para la interpretación apropiada del análisis espectral, se requiere que la señal de registro RR sea de naturaleza estacionaria, lo que ocurre generalmente en condiciones en que el registro es realizado en reposo. De lo contrario, será necesario utilizar herramientas espectrotemporales. Una de las más utilizadas corresponde al análisis de *wavelet*. En dicho análisis, las bandas frecuenciales son representadas en la medida que transcurre el tiempo de registro, con lo cual es posible ver las variaciones de frecuencia en un lapso determinado, por ejemplo, durante la realización de un esfuerzo incremental. En la figura 4A se observa un registro cardiografico de los intervalos RR durante una prueba incremental en cicloergómetro. Es posible apreciar que a menor intensidad existe una mayor oscilación de la señal RR mostrando algunas ondas regulares. A medida que la intensidad se eleva, estas ondas van desapareciendo. Se han delimitado tres zonas y se puede observar que en la primera de ellas existe mayor variación de la frecuencia cardiaca (señal RR), en la segunda la variación es menor y ya en la tercera zona la señal se incrementa de forma lineal. En la figura 4B la misma señal ha sido procesada con el software Matlab a través de la transformada de wavelet para apreciar la existencia de variación frecuencial en la medida que la intensidad del ejercicio se incrementa. Este tipo de análisis durante el ejercicio incremental se ha utilizado para determinar la transición aeróbica anaeróbica basada en el modelo trifásico de Skinner & McLellan (1980). Entre los múltiples beneficios del ejercicio se ha considerado que aporta un efecto antiarritmogénico, el cual sería dependiente del aumento de la VRC observada en algunos estudios luego de un periodo de entrenamiento (Billman, 2002). Se sabe que el ejercicio agudo puede aumentar el riesgo cardiovascular al existir la posibilidad de la generación de arritmias malignas debido a la estimulación simpática excesiva (Corrado, Migliore, Basso, & Thiene, 2006). Para reducir estos riesgos, se recomienda la realización de ejercicio moderado a una intensidad del 40 – 59% de la frecuencia cardiaca de reserva (Garber et al., 2011). Sin embargo, al ser esta una prescripción general, podría subestimarse la capacidad física de una persona o, peor aún, sobreestimarla. El análisis de la VRC en ejercicio ha permitido asociarla con los cambios ventilatorios que ocurren durante la transición aeróbica-anaeróbica y por lo tanto potenciarla como una herramienta de valoración en

la prescripción del ejercicio (Mourot et al., 2004). Como se aprecia en la figura 4A, es factible en ese caso la identificación visual de tres zonas de VRC durante el ejercicio incremental, lo que podría ser utilizado para la prescripción individual del ejercicio de manera segura, ya que el ejercitarse en la zona en la cual existe aún una VRC observable podría minimizar el riesgo de desarrollo de una arritmia maligna y así posibilitar la realización de ejercicio en condiciones de mayor seguridad.

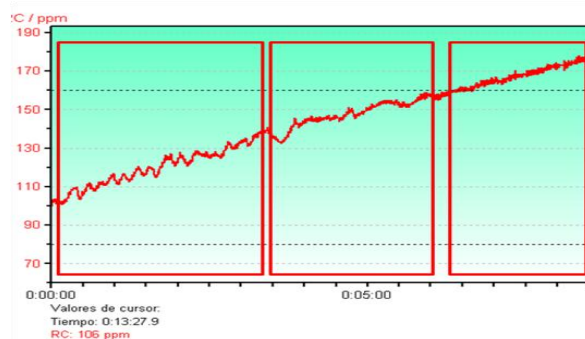


Figura 4A

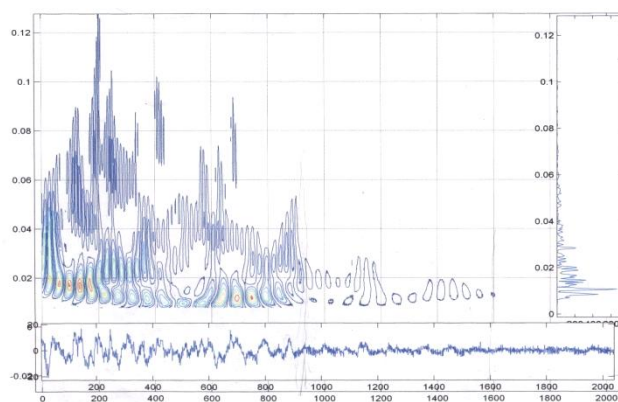


Figura 4B

Figura 4. (A) Representación cardiografica de un registro RR durante un ejercicio incremental en cicloergómetro. La figura presenta la delimitación de tres fases (para mayor información ver el texto). (B) Representación espectrotemporal (transformada de *wavelet*). En la parte inferior se puede apreciar la señal temporal y a la derecha una representación espectral.

ANÁLISIS DE LA DINÁMICA NO LINEAL

La señal RR presenta un comportamiento no lineal, sino, más bien, aleatorio o caótico; por lo cual, para el estudio de la VRC se han sugerido herramientas que puedan dar cuenta de estos comportamientos. Entre ellas, se puede considerar el escatograma (diagrama de dispersión) de Poincaré (figura 5), la dimensión fractal y el análisis de entropía (Peng, Havlin, Stanley, & Goldberger, 1995).

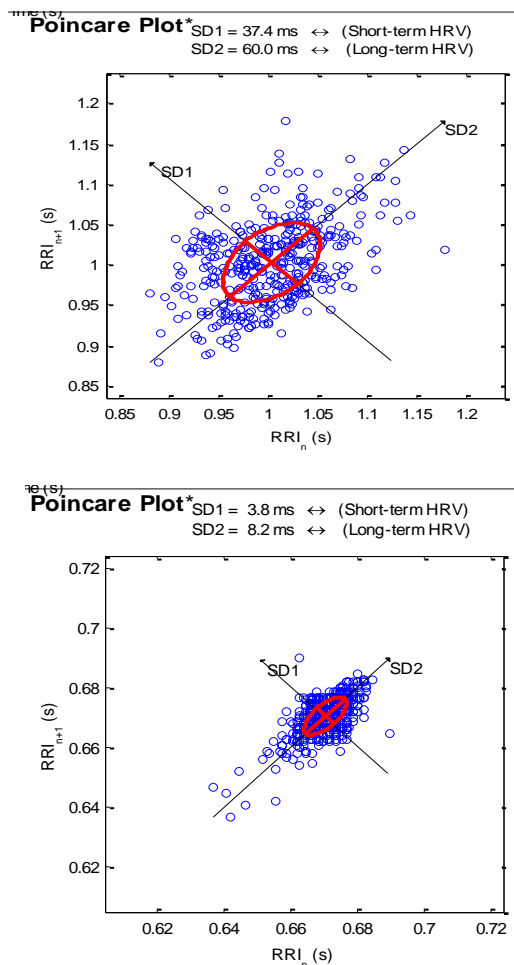


Figura 5. Escatograma de Poincaré. En la figura inferior se aprecia el registro para una persona tras haber sufrido un accidente vascular encefálico. Los puntos en la figura se encuentran muy agrupados. Por su parte, la figura superior muestra el registro de una persona joven sin patología. Se puede apreciar la mayor dispersión. El escatograma grafica la duración del intervalo RR (eje X) en función del intervalo anterior (eje Y). SD1 (*Short Term HRV*) se refiere a la variabilidad de corto plazo de la frecuencia cardiaca; SD2 (*Long Term HRV*) a la de más largo plazo.

FACTORES QUE AFECTAN LA VRC

Edad: la modulación autonómica cambia a lo largo de la vida. En los neonatos existe una modulación con un predominio simpático, la cual desciende hacia la adolescencia y la adultez, para dar paso a una mayor modulación parasimpática. Sin embargo, en la medida que el organismo envejece, la influencia parasimpática se reduce, modulando el balance autonómico hacia la actividad simpática. (Byrne, Fleg, Vaitkevicius, Wright, & Porges, 1996; Galeev, Igisheva, & Kazin, 2002; Winsley, Armstrong, Bywater, & Fawcner, 2003). Galeev et al. (2002) reportaron valores de VRC en el dominio del tiempo y de la frecuencia para una muestra de 5400 niños entre 6 y 16 años, en registros RR de 5 minutos. Ellos encontraron que para el dominio del tiempo existe una tendencia a incrementar la dispersión de los intervalos RR conforme la edad avanza. Así, a los 6 años el SDNN es de 51 ms, el cual aumenta a 61 ms a los 16 años de edad. Para el balance autonómico, se aprecia un mayor dominio simpático en las edades menores (6 y 7 años), para luego desplazarse hacia una mayor modulación vagal en las edades de pre y adolescencia (11-14 años), para después dar paso, nuevamente, a una mayor modulación simpática en edades superiores. Lo anterior concuerda con los reportes de (Tanaka et al., 2000).

Género: en cuanto a las diferencias existentes entre los géneros se presenta información contradictoria, la cual se genera fundamentalmente por las características de la población, las técnicas de recolección de datos y el tipo de análisis realizado a los intervalos RR. Cuando se utiliza variables en el dominio del tiempo para establecer diferencias entre géneros, los hombres parecen tener valores mayores para SDNN (Umetani, Singer, McCraty, & Atkinson, 1998). Así, también lo reportan (Kim & Woo, 2011) en una población Koreana ($n=3483$) al comparar a sujetos de edad < 30 años, pues en las edades mayores las diferencias desaparecen. Cuando se usan los componentes espectrales para determinar el balance autonómico, existe un mayor predominio vagal en mujeres que en hombres (Evans et al., 2001; Kim & Woo, 2011; Kuo, 1999; Osimanni, 2006). Este mayor predominio vagal reportado por algunos, podría proveer mayor cardioprotección en las mujeres que en los hombres (Sookan & McKune, 2011).

Tabla 2. Valores temporales (SDNN) y Espectrales (LF/HF) para niños y adolescentes. (Adaptado de Galeev y cols. 2002). * Diferencia significativa con la edad anterior.

Edad (años)	SDNN (s), Mediana	LF/HF, Mediana
6	0,051	1,93
7	0,047*	1,73*
8	0,054	1,6
9	0,055*	1,43
10	0,055	1,68
11	niños 0,058	1,41
	niñas 0,053	
12	niños 0,056	niños 1,66
	niñas 0,050	niñas 1,59
13	niños 0,058	niños 1,59*
	niñas 0,056	niñas 1,57*
14	niños 0,068*	1,32*
	niñas 0,055	
15	0,061*	niños 2,0*
		niñas 1,7*
16	0,061	1,74

Nivel de entrenamiento: se reconoce que el ejercicio físico realizado de forma sistemática provoca una serie de adaptaciones beneficiosas para el organismo, tanto desde el punto de vista deportivo como del de la salud. La reducción de la frecuencia cardiaca de reposo y de ejercicio submáximo son un ejemplo de esta adaptación. En cuanto al registro electrocardiográfico de los deportistas, es común encontrar en reposo arritmia sinusal asociada a bradicardia, la cual se puede relacionar con una “relativa hipertonia vagal” (Caru, Mauri, Andreuzzi, Azzollini, & Cupellini, 1987). Al comparar variables temporales y espectrales entre individuos entrenados y no entrenados, se aprecia que los primeros poseen mayores SDNN, pNN50 y HF% (Ishida & Okada, 1997) (Aubert, Beckers, & Ramaekers, 2001; Aubert, et al., 2003). Debido que el estímulo de entrenamiento supone un estrés agudo con una mayor dominancia simpática y por otra parte, la recuperación de una carga de entrenamiento requiere de una activación vegetativa parasimpática, es que se han descrito variaciones en los indicadores de VRC cuando están asociados tanto a cargas agudas como crónicas. (Javorka, Zila, Balharek, & Javorka, 2003; Kaikkonen, Hynynen,

Mann, Rusko, & Nummela, 2011; Pichot et al., 2000; Pober, Braun, & Freedson, 2004). Pichot et al. (2000) investigaron el efecto de incrementar la carga de entrenamiento durante tres semanas en corredores de media distancia, para luego tener una semana de disminución de la carga. Observaron que durante las semanas de intensificación del entrenamiento se redujo el componente espectral HF (indicador de actividad parasimpática) y se incrementó la relación LF/HF, lo que indicaría el desplazamiento del balance autonómico hacia un predominio simpático. En la semana en la cual se redujo la carga de entrenamiento, se logró apreciar un desplazamiento de la VRC hacia un mayor dominio vagal. Por otra parte, Kaikkonen et. al.(2011) investigaron el efecto de las diferentes cargas de entrenamiento sobre la VRC posejercicio; encontrando una fuerte asociación negativa entre la percepción del esfuerzo y la VRC posejercicio. Así mismo, dicha relación se extendió para el exceso de oxígeno consumido posesfuerzo.

Sobreentrenamiento: debido a la posibilidad de asociar las variaciones en las cargas de entrenamiento con alteraciones en parámetros de la VRC, se ha sugerido a esta herramienta como posible elemento de identificación del síndrome de sobreentrenamiento (Baumert et al., 2006; Hedelin, Bjerle, & Henriksson-Larsen, 2001; Hynynen, Uusitalo, Kontinen, & Rusko, 2006; Mourot et al., 2004; Uusitalo, Uusitalo, & Rusko, 2000). El síndrome de sobreentrenamiento es complejo y no existe un único criterio diagnóstico para su identificación (Smith, 2000). Sin embargo, se reconoce la existencia de una forma de sobreentrenamiento con predominio de la actividad simpática (más asociado a deportes de explosividad) y una forma en la cual la manifestación adquiere un predominio parasimpático, esta sería más característica de los deportes que utilizan grandes volúmenes de entrenamiento (Hedelin, Wiklund, Bjerle, & Henriksson-Larsen, 2000). Estos autores reportaron el caso de un esquiador de *cross country*, quien presentaba disminución en el rendimiento en pruebas funcionales y durante las competencias, lo cual estaba asociado a fatiga central acumulada. Durante el tiempo que se mantuvo la condición de sobreentrenamiento, hubo un aumento del componente espectral de alta frecuencia (HF) y una reducción de la frecuencia cardiaca de reposo, esto fue asociado a un incremento en la modulación

parasimpática. Por otra parte, Mourot et.al (2004) reportaron un aumento de la modulación simpática en atletas sobreentrenados en comparación con deportistas sin sobreentrenamiento y con sujetos del grupo control y no deportistas.

Patologías: la VRC ha sido implicada en una serie de patologías, las que en general se manifiestan con un incremento en el dominio simpático asociado a alteraciones en los componentes espectrales (Novak, et al., 1997; Singh et al., 2000) y en componentes no lineales del estudio de la señal RR (Stein et al., 2008). Una disminución en indicadores de VRC se relaciona con el riesgo de mortalidad, tal como ha sido reportado por el *Framingham Heart Study* (Tsuiji et al., 1994) y por el *Cardiovascular Health Study* (Stein, et al., 2008).

En resumen, el organismo está expuesto constantemente a diferentes estímulos y en su afán por mantener un equilibrio interno aparente, emite información que puede ser recogida por una señal biológica como los intervalos RR. El análisis de estos ha arrojado valiosa información acerca del comportamiento fisiológico frente a diferentes estresores, ya sean agudos o crónicos, los cuales presentan implicaciones tanto en el ámbito de la salud como en el deportivo.

REFERENCIAS

- Aubert, A. E., Beckers, F., & Ramaekers, D. (2001). Short-term heart rate variability in young athletes. *Journal of Cardiology*, 37 Suppl 1, 85-88.
- Aubert, A. E., Seps, B., & Beckers, F. (2003). Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine*, 33(12), 889-919. doi: 33123 [pii]
- Baumert, M., Brechtel, L., Lock, J., Hermsdorf, M., Wolff, R., Baier, V., & Voss, A. (2006). Heart rate variability, blood pressure variability, and baroreflex sensitivity in overtrained athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(5), 412-417. doi: 10.1097/01.jsm.0000244610.34594.07
- Billman, G. E. (2002). Aerobic exercise conditioning: a nonpharmacological antiarrhythmic intervention. *Journal of Applied Physiology*, 92(2), 446-454. doi: 10.1152/jappphysiol.00874.2001
- Brenner, I. K., Thomas, S., & Shephard, R. J. (1998). Autonomic regulation of the circulation during exercise and heat exposure. Inferences from heart rate variability. *Sports Medicine*, 26(2), 85-99.
- Byrne, E. A., Fleg, J. L., Vaitkevicius, P. V., Wright, J., & Porges, S. W. (1996). Role of aerobic capacity and body mass index in the age-associated decline in heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, 81(2), 743-750.
- Caru, B., Mauri, L., Andreuzzi, B., Azzollini, M., & Cupellini, G. P. (1987). Arrhythmias in sport. *European Heart Journal*, 8 Suppl D, 47-50.
- Corrado, D., Migliore, F., Basso, C., & Thiene, G. (2006). Exercise and the risk of sudden cardiac death. *Herz*, 31(6), 553-558. doi: 10.1007/s00059-006-2885-8
- De Vito, G., Galloway, S. D., Nimmo, M. A., Maas, P., & McMurray, J. J. (2002). Effects of central sympathetic inhibition on heart rate variability during steady-state exercise in healthy humans. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22(1), 32-38.
- Evans, J. M., Ziegler, M. G., Patwardhan, A. R., Ott, J. B., Kim, C. S., Leonelli, F. M., & Knapp, C. F. (2001). Gender differences in autonomic cardiovascular regulation: spectral, hormonal, and hemodynamic indexes. *Journal of Applied Physiology*, 91(6), 2611-2618.
- Galeev, A. R., Igisheva, L. N., & Kazin, E. M. (2002). [Heart rate variability in healthy six- to sixteen year old children]. *Fiziologiya Cheloveka*, 28(4), 54-58.
- Gamelin, F. X., Berthoin, S., & Bosquet, L. (2006). Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(5), 887-893. doi: 10.1249/01.mss.0000218135.79476.9c
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I. M., ... Swain, D. P. (2011). American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1334-1359. doi: 10.1249/MSS.0b013e318213fefb

- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, PCh, Peng, C. K., & Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences U S A*, 99 Suppl 1, 2466-2472. doi: 10.1073/pnas.012579499
- Hedelin, R., Bjerle, P., & Henriksson-Larsen, K. (2001). Heart rate variability in athletes: relationship with central and peripheral performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(8), 1394-1398.
- Hedelin, R., Wiklund, U., Bjerle, P., & Henriksson-Larsen, K. (2000). Cardiac autonomic imbalance in an overtrained athlete. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1531-1533.
- Houle, M. S., & Billman, G. E. (1999). Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. *American Journal of Physiology*, 276(1 Pt 2), H215-223.
- Hynynen, E., Uusitalo, A., Kontinen, N., & Rusko, H. (2006). Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(2), 313-317. doi: 10.1249/01.mss.0000184631.27641.b5
- Ishida, R., & Okada, M. (1997). [Spectrum analysis of heart rate variability for the assessment of training effects]. *Rinsho Byori*, 45(7), 685-688.
- Javorka, M., Zila, I., Balharek, T., & Javorka, K. (2003). On- and off-responses of heart rate to exercise - relations to heart rate variability. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 23(1), 1-8. doi: 460 [pii]
- Kaikkonen, P., Hynynen, E., Mann, T., Rusko, H., & Nummela, A. (2011). Heart rate variability is related to training load variables in interval running exercises. *European Journal of Applied Physiology*. doi: 10.1007/s00421-011-2031-z
- Kim, G. M., & Woo, J. M. (2011). Determinants for heart rate variability in a normal korean population. *Journal of Korean Medical Science*, 26(10), 1293-1298. doi: 10.3346/jkms.2011.26.10.1293
- Kleiger, R. E., Stein, P. K., & Bigger, J. T., Jr. (2005). Heart rate variability: measurement and clinical utility. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 10(1), 88-101. doi: ANEC10101 [pii]
- Kuo, B. (1999). Effect of aging on gender differences in neural control of heart rate. *American Journal of Physiology*, 277(Heart Circ. Physiol. 46), H2233-H2239.
- Maestri, R., Raczak, G., Danilowicz- Szymanowicz, L., Torunski, A., Sukiennik, A., Kubica, J., . . . Pinna, G. D. (2010). Reliability of heart rate variability measurements in patients with a history of myocardial infarction. *Clinical Science (London)*, 118(3), 195-201.
- Mateo, J., & Laguna, P. (2003). Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3), 334-343. doi: 10.1109/TBME.2003.808831
- Mourot, L., Bouhaddi, M., Perrey, S., Cappelle, S., Henriot, M. T., Wolf, J. P., . . . Regnard, J. (2004). Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincare plot analysis. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 24(1), 10-18. doi: 523 [pii]
- Nakamura, Y., Yamamoto, Y., & Muraoka, I. (1993). Autonomic control of heart rate during physical exercise and fractal dimension of heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, 74(2), 875-881.
- Novak, V., Saul, J. P., & Eckberg, D. L. (1997). Task Force report on heart rate variability. *Circulation*, 96(3), 1056-1057.
- Nunan, D., Sandercock, G. R., & Brodie, D. A. (2010). A quantitative systematic review of normal values for short-term heart rate variability in healthy adults. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 33(11), 1407-1417. doi: 10.1111/j.1540-8159.2010.02841.x
- Osimanni, G. & Cancino, J. (2006). *Variabilidad del ritmo cardiaco en jóvenes de ambos sexos y su relación con el consumo de oxígeno en reposo*. Licenciatura en Educación Física, Universidad Mayor, Santiago.
- Peng, C. K., Havlin, S., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*, 5(1), 82-87. doi: 10.1063/1.166141
- Pichot, V., Roche, F., Gaspoz, J. M., Enjolras, F., Antoniadis, A., Minini, P., . . . Barthelemy, J. C. (2000). Relation between heart rate variability and training load in middle-distance

- runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(10), 1729-1736.
- Pober, D. M., Braun, B., & Freedson, P. S. (2004). Effects of a single bout of exercise on resting heart rate variability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(7), 1140-1148. doi: 00005768-200407000-00008 [pii]
- Serrador, J. M., Finlayson, H. C., & Hughson, R. L. (1999). Physical activity is a major contributor to the ultra low frequency components of heart rate variability. *Heart*, 82(6), e9.
- Singh, J. P., Larson, M. G., O'Donnell, C. J., Wilson, P. F., Tsuji, H., Lloyd-Jones, D. M., & Levy, D. (2000). Association of hyperglycemia with reduced heart rate variability (The Framingham Heart Study). *American Journal of Cardiology*, 86(3), 309-312. doi: S0002-9149(00)00920-6 [pii]
- Skinner, J. S., & McLellan, T. H. (1980). The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 51(1), 234-248.
- Smith, L. L. (2000). Cytokine hypothesis of overtraining: a physiological adaptation to excessive stress? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(2), 317-331.
- Sookan, T., & McKune, A. J. (2011). Heart rate variability in physically active individuals: reliability and gender characteristics. *Cardiovascular Journal of Africa*, 22, 1-7. doi: CVJ-21.108
- Stein, P. K., Barzilay, J. I., Chaves, P. H., Mistretta, S. Q., Domitrovich, P. P., Gottdiener, J. S., . . . Kleiger, R. E. (2008). Novel measures of heart rate variability predict cardiovascular mortality in older adults independent of traditional cardiovascular risk factors: the Cardiovascular Health Study (CHS). *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 19(11), 1169-1174. doi: JCE1232 [pii]
- Tanaka, H., Borres, M., Thulesius, O., Tamai, H., Ericson, M. O., & Lindblad, L. E. (2000). Blood pressure and cardiovascular autonomic function in healthy children and adolescents. *Journal of Pediatrics*, 137(1), 63-67. doi: S0022-3476(00)70902-4 [pii]
- Tsuji, H., Larson, M. G., Venditti, F. J., Jr., Manders, E. S., Evans, J. C., Feldman, C. L., & Levy, D. (1996). Impact of reduced heart rate variability on risk for cardiac events. The Framingham Heart Study. *Circulation*, 94(11), 2850-2855.
- Tsuji, H., Venditti, F. J., Jr., Manders, E. S., Evans, J. C., Larson, M. G., Feldman, C. L., & Levy, D. (1994). Reduced heart rate variability and mortality risk in an elderly cohort. The Framingham Heart Study. *Circulation*, 90(2), 878-883.
- Umetani, K., Singer, D. H., McCraty, R., & Atkinson, M. (1998). Twenty-four hour time domain heart rate variability and heart rate: relations to age and gender over nine decades. *Journal of the American College of Cardiology*, 31(3), 593-601. doi: S0735-1097(97)00554-8 [pii]
- Uusitalo, A. L., Uusitalo, A. J., & Rusko, H. K. (2000). Heart rate and blood pressure variability during heavy training and overtraining in the female athlete. *International Journal of Sports Medicine*, 21(1), 45-53. doi: 10.1055/s-2000-8853
- Winsley, R. J., Armstrong, N., Bywater, K., & Fawcner, S. G. (2003). Reliability of heart rate variability measures at rest and during light exercise in children. *British Journal of Sports Medicine*, 37(6), 550-552.