

COMPARACIÓN ENTRE DOS MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LOS MAPAS DE RETORNO DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA

CARRASCO SOSA, S.
GAIÁN GONZÁLEZ, JM.
GONZÁLEZ CAMARENA, R.
PEREYRA CARDONA, G.

Area de Investigación Médica.
Depto. Ciencias de la Salud, C.B.S.
Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa.

RESUMEN:

Los mapas de retorno son una de las mejores herramientas para el análisis no lineal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. En el presente trabajo se realizó la comparación entre dos metodologías para cuantificarlos, estadística y geométrica, para evaluar cuál de ellas discrimina mejor la actividad simpático - vagal durante cinco maniobras. Se obtuvieron las series de intervalos RR a partir del ECG en doce sujetos, durante cinco maniobras con diferentes grados de actividad simpático - vagal. Se obtuvieron los mapas de retorno para el primero, tercero y sexto retrasos. Se calcularon el coeficiente de correlación (método estadístico) y las dispersiones sobre los ejes transverso y longitudinal, así como el cociente y el logaritmo del producto de éstas (método geométrico). El logaritmo del producto de las dispersiones logró discriminar entre todos los contrastes de las maniobras. Además, se encontraron altas correlaciones entre el coeficiente de correlación y los parámetros geométricos. Se concluye que los mapas de retorno constituyen una técnica sencilla y confiable para evaluar la actividad simpático - vagal durante las maniobras. Se recomienda el método geométrico para cuantificar los mapas de retorno, dado que brinda una alta capacidad discriminativa y una correcta interpretación fisiológica.

PALABRAS CLAVE:

Análisis no lineal, mapas de retorno, variabilidad de la frecuencia cardíaca.

ABSTRACT:

Return maps are useful tools in the non-linear analysis of the heart rate variability. The comparison between two quantification return maps methodology, statistical and geometrical, is contrasted. Their sympathetic - parasympathetic discrimination power was evaluated for five maneuvers. The RR interval series were obtained from the ECG in 12 individuals for five maneuvers of different sympathetic - parasympathetic activity levels. The return maps were obtained for one, three, and six beat - lags. The correlation coefficient (statistic method) and the dispersion over the transverse and longitudinal axes (geometrical method) were computed, as well as the ratio and product of the latest. The log of the dispersion product was able to discriminate among all the maneuver contrasts. A high correlation was observed between the correlation coefficient and the geometric parameters. We conclude the return maps are an easy and confident technique to evaluate the sympathetic - vagal activity for the maneuvers used in this study. The geometric method is recommended to evaluate the return maps because of its high discriminative capacity and the adequate physiological interpretation.

KEYWORDS:

Nonlinear analysis, return maps, heart rate variability.

INTRODUCCIÓN

El enfoque lineal con sus dos principales metodologías, la espectral y la temporal, es el más comúnmente empleado, recomendado y con mayor soporte fisiológico, para abordar el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. (1). Sin embargo, existen estudios que han demostrado que la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) tiene un com-

portamiento no - lineal (2-6), razón suficiente para considerar que la aplicación de las técnicas lineales al estudio de la VFC, no es del todo correcta. Para solventar parte de la anterior problemática, se ha utilizado como alternativa y/o complemento el enfoque de la dinámica no lineal.

El análisis no lineal involucra a la teoría del caos (7-8), la cual trata con sistemas que son determinísticos, aperiódicos, cuya historia es altamente dependiente de las condiciones iniciales, con representación gráfica definida en rangos estrechos y que poseen dimensión fractal. Se han aplicado un buen número de metodologías para detectar la dinámica caótica de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), el grado de regularidad y/o complejidad de la

Recepción del artículo en su primera versión: marzo /99
Aprobación del artículo en su versión final: junio /99
Responsable:
Salvador Carrasco Sosa
Area de Investigación Médica,
Depto. Ciencias de la Salud, C.B.S.
Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa.

señal; sobresalen la entropía aproximada (9), la distancia fractal (10), los exponentes de Lyapunov (11), la entropía renormalizada (12), y la dimensión de correlación (13). En general las anteriores técnicas poseen numerosas limitaciones inherentes tales como: requerir un gran número de datos, los formalismos matemáticos subyacentes son complejos y el correlato fisiológico no está bien fundamentado.

El mapa de retorno o gráfica de Poincaré, es la técnica no lineal más básica y sencilla de todas las de su género, requieren un mínimo de cien datos y ha sido aplicado con buenos resultados al análisis de la VFC, tanto en la clínica (14-16) como en la fisiología (17-19).

Los mapas de retorno se han evaluado tanto en forma cualitativa, por el patrón visual (14), como en forma cuantitativa, mediante la obtención de parámetros estadísticos (20) y geométricos (21,22).

El objetivo del presente trabajo fue comparar la capacidad discriminativa y adecuación fisiológica (cambios en la actividad autonómica simpático-vagal) de dos tipos de parámetros (estadístico y geométrico) de los mapas de retorno de la VFC con el primer, tercer y sexto retraso, durante cinco maniobras: acostado, respiración controlada, parado, ejercicio y recuperación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Sujetos. La muestra estudiada consistió de doce sujetos, 6 hombres y 6 mujeres, con las siguientes características:

- Nativos de la Ciudad de México.
- Sanos. El estado de salud se valoró por historia clínica. Se confirmó la ausencia de alteraciones cardiorrespiratorias por electrocardiograma de reposo y espirometría con el empleo del electrocardiógrafo Pagewriter XLE de Hewlett Packard y del espirómetro Stead Wells Collins respectivamente. Ambos procedimientos obtenidos por técnicas convencionales (23).
- No fumadores.
- Sedentarios; sin actividad física rutinaria o menor a una hora por semana.
- Jóvenes; edad 22.7 ± 1.6 años.
- Porcentaje de grasa corporal dentro de límites normales; 25.6 ± 5.6 % valorada por el método de bioimpedancia corporal (24) por medio del impedancímetro 101A-RJL.
- Medidas antropométricas similares a la de la población general mexicana de acuerdo a la edad y sexo; peso 59.4 ± 13.4 Kg., estatura 162.5 ± 9.4 cm.

Los sujetos fueron reclutados por invitación y se les informó de los riesgos y beneficios del estudio, los que aceptaron firmaron por escrito su consentimiento como voluntarios de acuerdo a la declaración de Helsinki, que norma la experimentación en seres humanos.

Las condiciones ambientales promedio en el laboratorio durante el periodo de estudio fueron: presión barométrica de 588.8 ± 1.7 mmHg, temperatura ambiental de 24.3 ± 1.9 °C y humedad relativa de 35.9 ± 7 %. Los estudios se llevaron a cabo en las mañanas entre las 9:00 y 12:30 horas, con los sujetos en ayuno relativo.

Protocolo. A los sujetos se les aplicaron las siguientes maniobras, mismas que con ligeras modificaciones ya han sido utilizadas en un trabajo previo (25):

- Acostado; el sujeto situado en decúbito dorsal y lo más relajado posible.
- Respiración controlada; en la posición de acostado el sujeto mantuvo constante la frecuencia respiratoria a 12 por minuto (0.2 Hz), mediante el ritmo marcado por un metrónomo electrónico.
- Parado; con el sujeto lo más quieto posible.
- Ejercicio; se administró una sola carga de trabajo de 80 watts realizado en un ergómetro de bicicleta Monark 818.
- Recuperación; etapa dos minutos posteriores a la terminación del ejercicio, con el sujeto sentado y quieto sobre el ergómetro.

Las maniobras se administraron al sujeto en forma consecutiva, siempre en el mismo orden. Cada una tuvo una duración de 5 minutos. El cambio de una maniobra a otra tomó alrededor de 2 minutos. Durante cada maniobra se registró y adquirió la señal del electrocardiograma. El procesamiento se hizo fuera de línea al término de cada estudio, para un total de 60 archivos (12 sujetos por 5 maniobras).

En la figura 1 se ilustra el arreglo de la instrumentación que se utilizó para el registro y adquisición del ECG.

Registro del ECG. Se obtuvo a partir de electrodos flotantes colocados en el tórax en posición CM5 y con el empleo del monitor 78330A Hewlett Packard. La señal de salida del anterior instrumento se pasó a través de un filtro analógico pasabanda (1.0 a 250 Hz) con un factor de amortiguamiento de -40 db/década, para evitar las oscilaciones de la línea de base que puedan afectar la detección posterior de las ondas R. El ECG se registró en línea, para su

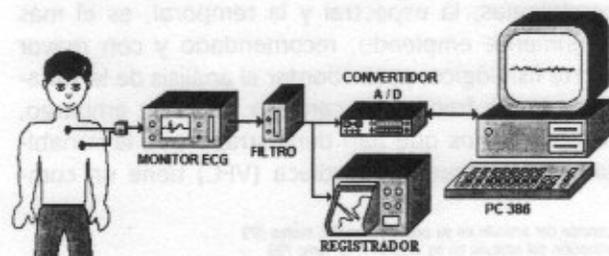


Figura 1. Arreglo de la instrumentación para el registro y adquisición del ECG.

inspección visual, en un polígrafo térmico de cuatro canales 7754A Hewlett Packard. Esto permite tomar decisiones rápidas sobre la calidad de la señal y constatar la presencia de artefactos o extrasístoles.

Adquisición del ECG. Se utilizó un convertidor analógico - digital de 12 bits de resolución PCLab-812. Para cada maniobra del protocolo, el ECG fue adquirido a una frecuencia de muestreo de 500 Hz durante 5 minutos, frecuencia con la que se obtiene una resolución en la medición de los intervalos RR de 2 milisegundos, suficiente para no cometer errores aún con señales de baja variabilidad (26).

Procesamiento del ECG. Se usó un programa desarrollado en ambiente MATLAB, que realizó las siguientes funciones en forma consecutiva:

- Lectura del archivo del ECG.
- Detección de los valores máximos de las ondas R, con la utilización de un algoritmo basado en la diferenciación estadística del complejo QRS (27).
- Formación de la serie de intervalos RR.
- Obtención de los mapas de retorno. Dada la secuencia consecutiva de intervalos RR $I_1, I_2, I_3, \dots, I_n$, se construyeron por el graficado de I_{k+m} contra I_k ($k = 1, 2, 3, \dots, n-m$) para $m = 1, 3, 6$ (20).
- Cálculo de los parámetros de los mapas de retorno. La cuantificación se realizó a partir de los métodos propuestos por Sosnowski y cols (20), basado en el coeficiente de correlación entre $I_{k+\text{retraso}} - I_k$, y el sugerido por Tulppo y cols (21), que consiste en el ajuste de una elipse al gráfico, cuyo centro coincide con el punto central de los datos. El eje longitudinal (L) se estimó como dos veces la desviación estándar de los datos en la línea $I_k = I_{k+\text{retraso}}$. El eje transverso (T) como dos veces la desviación estándar de los datos en la línea perpendicular a la línea $I_k = I_{k+\text{retraso}}$, además se obtuvo el logaritmo base diez del producto $L \times T$, $\log(LT)$, y la relación L/T . En la figura 2 se ilustran los ejes longitudinal y transverso del mapa de retorno.

Análisis estadístico. Se calcularon los promedios y las desviaciones estándares de los parámetros de los mapas de retorno pertenecientes a cada método, para cada retraso y para las cinco maniobras experimentales. La evaluación del grado de discriminación, por retraso y por maniobra, fue realizado por análisis de varianza de dos vías para mediciones repetidas. La comparación múltiple de medias, se hizo por el procedimiento de Tukey. Además se emplearon técnicas de regresión lineal y correlación lineal. Se consideró la existencia de diferencias estadísticamente significativas para $p < 0.05$ (figura 3).

RESULTADOS

En la figura 4 se muestran a manera de ejemplo representativo, los mapas de retorno obtenidos de uno

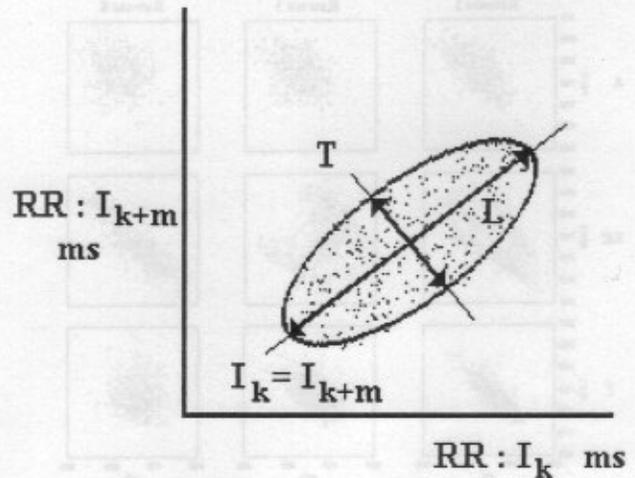


Figura 2. Cuantificación geométrica de los mapas de retorno por el método de Tulppo (21) por la dispersión en los ejes longitudinal (L) y transverso (T).



Figura 3. Esquema a bloques del algoritmo utilizado para el procesamiento de los archivos del ECG.

de los sujetos participantes, para los tres retrasos y durante las cinco maniobras. Por análisis visual, en la maniobra de acostado el patrón es elíptico, se agranda durante la respiración controlada, disminuye en parado, para casi desaparecer durante el ejercicio y recuperar aunque no completamente su forma en la última etapa. En acostado, en comparación con el primer retraso, la elipse tiende a hacerse circular con el tercer y sexto retraso. En la respiración controlada gira 180°, se agranda con el tercer retraso y disminuye con el sexto. En las condiciones de parado,

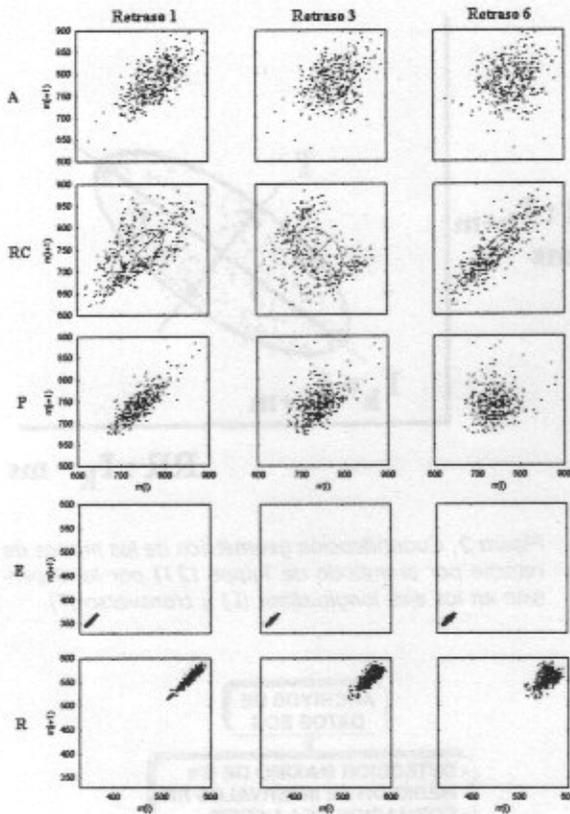


Figura 4. Efecto típico de las maniobras sobre el patrón de los mapas de retorno para los tres retrasos.

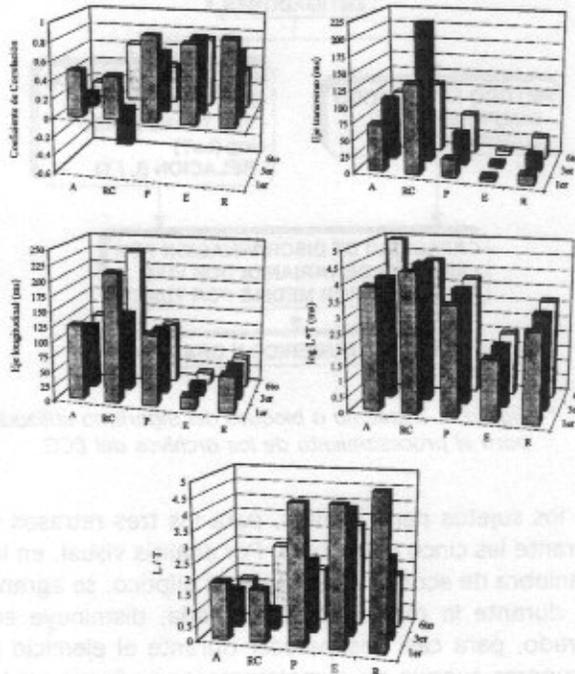


Figura 5. Efectos de las maniobras sobre el promedio de los parámetros de los mapas de retorno. A=Acostado, RC=Respiración Controlada, P=Parado, E=Ejercicio, R=Recuperación, 1er, 3er y 6to son los retrasos.

ejercicio y recuperación el patrón sufre cambios similares a los observados en la maniobra de acostado.

En la tabla 1 se reportan los promedios y las desviaciones estándares para los parámetros de los mapas de retorno, por los dos métodos de cuantificación, para los tres retrasos y en las cinco maniobras experimentales. El promedio de los parámetros de los mapas de retorno se muestra también en la figura 5. Por otro lado, en la tabla 2 se reportan los resultados de la comparación múltiple de medias entre todas las combinaciones posibles (contrastes) de las maniobras.

Considerando la maniobra de acostado como la referencia, a continuación se describen los cambios en las medias de los parámetros para las demás; se utilizaron las siguientes abreviaturas: RC = respiración controlada, P = parado, E = ejercicio, R = recuperación.

1.- COEFICIENTE DE CORRELACIÓN.

- Primer retraso. No cambia en RC, aumenta en P y se mantiene con valores similares a esta en E y R.
- Tercer retraso. Es negativo en RC, aumenta en P, E y R.
- Sexto retraso. Aumenta en todas las maniobras.

Las medias de los tres coeficientes de correlación no fueron estadísticamente diferentes en el contraste P - R. El obtenido con el tercer retraso fue el que discriminó más.

2.- EJE TRANSVERSO.

- Primer retraso. Aumenta en RC, disminuye en P, E y R.
- Tercer retraso. Mismo comportamiento que el primero.
- Sexto retraso. Mismo comportamiento que el primero.

Las medias del eje transverso con el tercer retraso resultaron estadísticamente diferentes en todos los contrastes.

3.- EJE LONGITUDINAL.

- Primer retraso. Aumenta en RC, no cambia en P, disminuye en E y R.
- Tercer retraso. No cambia en RC y P, disminuye en E y R.
- Sexto retraso. Presenta un comportamiento similar al del primer retraso.

Las medias de los tres ejes longitudinales no fueron estadísticamente diferentes en el contraste A-P.

4.- LOG (LT).

- Primer retraso. Aumenta en RC, disminuye en P, E y R.
- Tercer retraso. Presenta un comportamiento similar al del primer retraso.

PARÁMETRO	RETRASO	MANIOBRA				
		ACOSTADO	RESP. CONT.	PARADO	EJERCICIO	RECUPERACIÓN
COEFICIENTE CORRELACIÓN	1	0.490 ± 0.22	0.452 ± 0.16	0.894 ± 0.04	0.830 ± 0.18	0.900 ± 0.06
	3	0.146 ± 0.31	-0.408 ± 0.23	0.646 ± 0.18	0.821 ± 0.15	0.694 ± 0.15
	6	0.171 ± 0.22	0.635 ± 0.23	0.402 ± 0.29	0.728 ± 0.22	0.411 ± 0.28
EJE TRANSVERSO (T) MS	1	70.6 ± 27.3	136.1 ± 61.2	27.6 ± 10.5	5.4 ± 3.7	13.9 ± 8.8
	3	94.0 ± 39.4	215.7 ± 81.5	48.7 ± 16.4	5.6 ± 3.4	24.1 ± 12.7
	6	90.9 ± 31.1	107.6 ± 57.3	61.7 ± 17.4	7.0 ± 4.1	33.8 ± 18.0
EJE LONGITUDINAL (L) MS	1	124.2 ± 47.1	214.6 ± 60.8	117.3 ± 36.0	19.0 ± 4.9	60.0 ± 23.7
	3	106.7 ± 39.5	132.8 ± 32.9	109.3 ± 36.3	19.0 ± 4.8	56.5 ± 22.4
	6	110.5 ± 42.3	228.1 ± 70.6	101.0 ± 38.8	18.4 ± 4.7	50.9 ± 19.6
LOG(LT)	1	3.89 ± 0.26	4.41 ± 0.28	3.47 ± 0.27	1.92 ± 0.31	2.83 ± 0.36
	3	3.94 ± 0.27	4.42 ± 0.23	3.69 ± 0.24	1.95 ± 0.32	3.05 ± 0.36
	6	4.95 ± 0.27	4.32 ± 0.31	3.76 ± 0.21	2.02 ± 0.33	3.16 ± 0.35
L/T	1	1.849 ± 0.55	1.708 ± 0.44	4.478 ± 0.91	4.478 ± 2.01	4.891 ± 1.35
	3	1.226 ± 0.38	0.655 ± 0.19	2.368 ± 0.70	4.111 ± 1.71	2.621 ± 0.83
	6	1.224 ± 0.27	2.454 ± 0.87	1.733 ± 0.68	3.316 ± 1.58	1.733 ± 0.66

Tabla 1. Resultados de los parámetros (promedio y desviación estándar) de los mapas de retorno en función de los tres retrasos y las cinco maniobras (n=12).

PARÁMETRO	CONTRASTES ENTRE MEDIAS									
	A-RC	A-P	A-E	A-R	RC-P	RC-E	RC-R	P-E	P-R	E-R
r1	NS	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
r3	S	S	S	S	S	S	S	S	NS	S
r6	S	S	S	S	S	NS	S	S	NS	S
T1	S	S	S	S	S	S	S	S	S	NS
T3	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
T6	NS	S	S	S	S	S	S	S	S	S
L1	S	NS	S	S	S	S	S	S	S	S
L3	NS	NS	S	S	NS	S	S	S	S	S
L6	S	NS	S	S	S	S	S	S	S	S
log(LT) 1	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
log(LT) 3	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
log(LT) 6	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
L/T 1	NS	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
L/T 3	S	S	S	S	S	S	S	NS	NS	NS
L/T 6	S	NS	S	NS	S	NS	NS	S	NS	S

Tabla 2. Significancia estadística de la comparación de medias de los parámetros entre todas las maniobras.

- Sexto retraso. Disminuye en todas las maniobras, pero mantiene un comportamiento similar a los anteriores.

Las medias de los tres productos fueron estadísticamente diferentes en todos los contrastes. La correspondiente al tercer retraso tuvo el estadístico F más alto y por lo tanto la p más pequeña.

5.- RELACIÓN L/T.

- Primer retraso. No cambia en RC, aumenta en P, E y R.
- Tercer retraso. Disminuye en RC, aumenta en P, E y R.
- Sexto retraso. No cambia en P y R, aumenta en RC y E.

Las medias de las tres relaciones no fueron estadísticamente diferentes en el contraste P - R. La relación para el retraso tres tiene un mayor número de dife-

rencias estadísticamente significativas en la comparación de medias entre las maniobras.

En la figura 6 se muestran las regresiones entre los parámetros de los dos métodos, para el retraso de tres latidos. Se observa que la relación existente entre L3/R3 y R3 no es lineal.

DISCUSIÓN

Los principales hallazgos encontrados en el presente trabajo fueron:

- 1.- El parámetro coeficiente de correlación para los tres retrasos no discriminó entre el contraste P-R.
- 2.- De los parámetros del método geométrico, el eje transversal y el log (TL) discriminaron entre todas las maniobras.
- 3.- En general, los parámetros de ambos métodos tuvieron una mayor capacidad de discriminar en los mapas de retorno con el retraso tres.

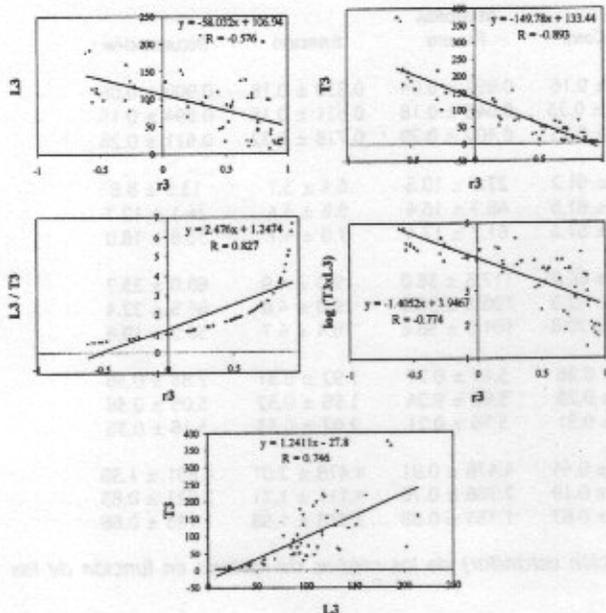


Figura 6. Regresión lineal entre el coeficiente de correlación (método estadístico) y los parámetros del método geométrico para el retraso de 3 latidos.

36

	MANIOBRAS				
	A	RC	P	E	R
ACTIVIDAD SIMPÁTICA	→	↕↕	↑	↕↕	↑
ACTIVIDAD VAGAL	→	↕↕	↓	↕↕	↓
PATRÓN GRÁFICO TERCER RETRASO					
COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	→	←	↑	↑	↑
EJE LONGITUDINAL	→	↕↕	→	↕↕	↕↕
EJE TRANSVERSO	→	↕↕	↓	↕↕	↓
LOG: (L/T)	→	↑	↓	↕↕	↓
RELACIÓN (L/T)	→	↓	↑	↕↕	↑

A=Acostado, AC=Respiración controlada, P=Parado, E=Ejercicio, R=Recuperación. →=Similar a acostado, ↑=Aumento, ↕↕=Aumento acentuado, ↓=Disminución, ↕↕=Disminución acentuada, ←=Inversión de signo.

Figura 7. Correspondencia entre la actividad simpático - vagal producida por las maniobras y el comportamiento de los parámetros de los mapas de retorno con el tercer retraso.

4.- Las correlaciones lineales fueron altas para: coeficiente de correlación - relación L/T, L-T y mínima para log (TL) - L/T.

Con el doble propósito de inducir cambios en la actividad del sistema nervioso autónomo y para caracterizar la respuesta cardiovascular, se han utilizado maniobras tales como: acostado, en la cual se ha encontrado un equilibrio entre el simpático y el parasimpático (28,29); el cambio de postura, en el que se ha reportado un predominio de la actividad simpática e inhibición de la parasimpática, producida por el reflejo de los barorreceptores (30,31); el con-

trol de la frecuencia respiratoria, con un predominio del componente parasimpático elicitado por la respiración (28,31,32); el ejercicio físico, caracterizado por un importante aumento de la actividad simpática en conjunto con una acentuada disminución vagal (33), y en el que se han reportado resultados controvertibles obtenidos por análisis espectral (34-36) y la recuperación post - ejercicio en la que persiste la actividad simpática, con un ligero incremento de la vagal (37).

Woo y cols (38) establecieron una asociación entre la actividad simpática y la forma de los mapas de retorno. Entre más estrecho sea el patrón (torpedo) mayor es la actividad simpática. Dicha correspondencia está de acuerdo con los patrones de los mapas encontrados (figura 4). En acostado los mapas de retorno tienen forma de elipse, la actividad simpática no es preponderante. Se agrandan (dispersan) con el aumento de la actividad vagal (o disminución de la simpática). En parado se estrechan y alargan por el incremento en la actividad simpática. El patrón se torna muy estrecho y pequeño durante el ejercicio, como consecuencia del importante aumento de la actividad simpática. En la recuperación el patrón es estrecho y con área reducida por la persistencia simpática.

Los parámetros propuestos para la cuantificación de los mapas de retorno son escasos. Aparte de los evaluados en el presente trabajo, sólo se encontraron los publicados por Schechtman y cols (15) y Marciano y cols (39). Sin embargo, en ambos estudios los parámetros no se validaron en forma fisiológica.

Sosnowski y cols (20) cuantificaron los mapas de retorno, mediante la obtención del coeficiente de correlación con los primeros seis retrasos, para evaluar la dinámica no lineal (complejidad) de la VFC en sujetos con respiración controlada y en forma más reciente en sujetos con enfermedades patológicas del corazón (16). Este autor encontró una aceptable correlación entre el coeficiente de correlación y los componentes espectrales: positiva y negativa para los componentes de baja y alta frecuencia, respectivamente. En el presente trabajo se corrobora al coeficiente de correlación, sobre todo del tercer retraso, como un marcador cuantitativo de la actividad simpática producida por las maniobras, aunque el parámetro no logró discriminar entre el contraste parado - recuperación (tabla 2).

Tulppo y cols (21) compararon la capacidad discriminativa entre los mapas de retorno y el análisis espectral de la VFC durante el ejercicio y el bloqueo farmacológico autonómico para evaluar la modulación autonómica. Proponen la cuantificación de los mapas de retorno por la medición de la dispersión sobre el eje longitudinal, eje transversal y su relación, con base en la noción de los diferentes efectos temporales de las dos divisiones del sistema nervioso autónomo sobre el intervalo RR. Los cambios en el intervalo RR determinados por el vago se desarrollan más rápido que los inducidos por el simpático (40).

Así, el eje transversal indica la variabilidad instantánea (latido por latido), mediada por el vago y el eje longitudinal refleja la variabilidad a largo plazo o global y es función inversa de la actividad simpática. Concluyen que el análisis cuantitativo de los mapas de retorno provee información útil sobre la modulación vagal de la dinámica de los intervalos RR durante el ejercicio, la cual no es detectada por el análisis espectral.

Toichi y cols (22) reportaron un mejor desempeño de los parámetros geométricos de los mapas de retorno con relación a los espectrales de la VFC durante los cambios de postura y bloqueo farmacológico autonómico. Concluyen que los parámetros log(LT) y L/T son marcadores cuantitativos muy eficientes de la actividad vagal y simpática respectivamente.

En el presente estudio el parámetro log(LT) tuvo la mejor capacidad discriminativa. Más aún, calificó correctamente el grado distintivo de la actividad vagal producida por cada una de las maniobras, sobre todo el calculado a partir del tercer retraso del mapa de retorno (figura 5). Así mismo el parámetro L/T (también con el tercer retraso) reflejó de manera adecuada el grado de actividad simpática de cada una de las maniobras empleadas. Por tanto, se corrobora el eficiente desempeño reportado (21,22) de los anteriores parámetros para cuantificar el balance simpático vagal.

Las altas correlaciones encontradas entre el parámetro estadísticos y los del método geométrico (figura 6) tienen dos consecuencias. Por un lado permite obviar la utilización del método geométrico y por otro, corrobora el hallazgo de Sosnowski y cols (20) de que el coeficiente de correlación del mapa de retorno es un indicador de la actividad simpática. La correlación inversa detectada entre el log(LT) y L/T corrobora, al menos para las maniobras aquí empleadas, el principio de inervación recíproca de las dos divisiones autonómicas sobre el nodo sinusal: el aumento de la actividad vagal se acompaña de disminución de la simpática y viceversa.

Una síntesis del comportamiento tanto del sistema nervioso autónomo, como de los métodos de análisis de los mapas de retorno realizados en el presente estudio, se presenta en la figura 7.

CONCLUSIÓN

- 1.- Los mapas de retorno son herramientas sencillas para el análisis no lineal de la VFC.
- 2.- Las maniobras empleadas determinaron patrones gráficos distintivos de los mapas de retorno.
- 3.- Los parámetros del método geométrico tienen una mayor capacidad discriminativa entre las maniobras, sobre todo con el uso del tercer retraso, con relación al parámetro estadístico.
- 4.- Se corrobora que los parámetros log(LT) y L/T son índices fidedignos de la actividad vagal y simpática respectivamente.

REFERENCIAS

- 1.- Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use". *Circulation* 1996; 93:1043-1045.
- 2.- Goldberger AL, West BJ. "Applications of nonlinear dynamics to clinical cardiology". *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 1987; 504:195-212.
- 3.- Michaels DC, Chialvo D, Matyas EP, Jalife J. "Chaotic activity in a mathematical model of vagally driven sinoatrial node". *Circ. Res.* 1989; 65: 1350-1360.
- 4.- Porta A, Baselli G, Montano N, Gnecci-Ruscione T, Lombardi F, Malliani A, Cerutti S. "Low and high frequency non - linear interactions in the sympathetic discharge: contribution of spinal centers". *Comp. in Cardiol. IEEE Comp. Soc. Press.* 1994; 141-144.
- 5.- Korhonen IKJ, Turjanmaa VMH. "Second - order non - linearity of heart rate and blood pressure short - term variability". *Comp. in Cardiol. IEEE Comp. Soc. Press.* 1995; 293-296.
- 6.- Yamamoto Y, Hughson RL. "On the fractal nature of heart rate variability in humans: effects of data length and β - adrenergic blockade". *Am. J. Physiol.* 1994; 266:R40 - R49.
- 7.- Eberhart RC. "Chaos theory for the biomedical engineer". *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 1989; 41-45.
- 8.- Denton TA, Diamond GA, Helfant RH, Khan S, Karagueuzian H. "Fascinating rhythm: A primer on chaos theory and its application to cardiology". *Am. Heart J.* 1990; 120:1419-1435.
- 9.- Pincus SM, Gladstone IM, Ehrenkranz RA. "A regularity statistic for medical data analysis". *J. Clin. Monit.* 1991; 7:335-45.
- 10.- Yeragani VK, Srinivasan K, Vempati s, Pohl R, Balon R. "Fractal dimension of heart rate time series: an effective measure of autonomic function". *J. Appl. Physiol.* 1993; 75:2429-38.
- 11.- Claesen S, Kitney IR. "Estimation of the largest Lyapunov exponent of an RR interval and its use as an indicator of decreased autonomic heart rate control". *Comp. in Cardiol. IEEE Comp. Soc. Press.* 1994; 133-136.
- 12.- Wessel N, Voss A, Kurths J, Witt A, Osterziel KJ. "24 Hour heart rate variability analysis based on new methods of non - linear dynamics". *Comp. in Cardiol. IEEE Comp. Soc. Press.* 1995; 693-696.
- 13.- Kanters JK, Hojgaard MV, Agner E, Holstein-Rathlou N. "Short - and long - term variations in non - linear dynamics of heart rate variability". *Cardiovasc. Res.* 1996; 31:400-409.
- 14.- Woo A, Stevenson G, Moser KD, Trelease BR, Harper MR. "Patterns of beat - to - beat heart rate variability in advanced heart failure". *Am. Heart J.* 1992; 123:704-710.
- 15.- Schechtman VL, Harper RK, Harper RM. "Development of heart rate dynamics during sleep-waking states in normal infants". *Pediatr. Res.* 1993; 34:618-623.
- 16.- Sosnowski M, Petelenz T, Slominska-Petelenz T, Gaik E, Leski J. "Repeat return map distinguishes patients in the chronic phase after myocardial infarction with different risk for future cardiac events". *Comp. Cardiol.* 1995; 22:285-288.
- 17.- Babloyantz A. "Evidence for slow brain waves. A dynamical approach". *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1991; 78:402-405.
- 18.- Chaffin DG, Goldberg CC, Reed KL. "The dimension of chaos in the fetal heart rate". *Am. J. Obstet. Gynecol* 1991; 165:1425-1429.

19.- Nishikawa S, Nakagawa Y, Kawai I. "Prolongation in R-R interval derived from brain activity at atypical absence seizures". *Psychiatr. Clin. Neurosci.* 1995; 49:S240-S243.

20.- Sosnowski M, Petelenz T, Leski J. "Return maps: A non-linear method for evaluation of respiratory sinus arrhythmia". *Comp. Cardiol.* 1994; 21:129-132.

21.- Tulppo MP, Mäkikallio TH, Takala TES, Seppänen, Huikuri HV. "Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise". *Am. J. Physiol.* 1996; 271:H244-H252.

22.- Toichi M, Sugiura T, Murai T, Sengoku A. "A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval". *J. Auton. Nervous System* 1997; 62:79-84.

23.- Madama, V.C. "Pulmonary function testing and cardiopulmonary stress testing". Delmar Pub. 1993, USA.

24.- Deurenberg p., weststrate j.a., vanderkooy k. "Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements". *Am. J. Clin. Nutr.* 1989; 49:401-403.

25.- Carrasco Sosa S, Jiménez Alaníz J.R, González Camarena R., Ramos Martínez G. "Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante un protocolo de cinco etapas". *Rev. Mex. Ing. Biomed.* 1994; 15:87-98.

26.- Abboud S., Barnea O. "Errors due to sampling frequency of the electrocardiogram in spectral analysis of heart rate signals with low variability". *Comp. in Cardiol. IEEE Comp. Soc. Press.* 1995; 461-463.

27.- Gaitán González MJ, Carrasco Sosa S, González Camarena R. "Detección de onda R por diferenciación estadística del complejo QRS". *IV Simposio del Departamento de Ciencias de la Salud. UAMI. Enero 1998, pág. 29.*

28.- Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P. "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog". *Circ Res* 1986; 59:178-193.

29.- Lipsitz L, Mietus j, Moody g, Goldberger a. "Spectral characteristics of heart rate variability before and during postural tilt. Relations to aging and risk of syncope". *Circulation* 1990; 1803-1810.

30.- Pomeranz B, Macaulay R, Caudilli M, Kutz I, Adam D, Gordon D. "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis". *Am J Physiol* 1985; 248:H151-153.

31.- Kamath M, Fallen E. "Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function". *Crit Rev Biomed Eng* 1993; 21:245-311.

32.- Saul J, Cohen R. "From Vagal Control of Heart: Experimental Basis and Clinical Implications". En Levy M, Schwartz P. "Respiratory sinus arrhythmia". Futura Publishing Company. Armonk NY 1994; 511-536.

33.- Robinson B, Epstein G, Beiser G, Braunwald E. "Control of heart rate by the autonomic nervous system: Studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise". *Circ Res* 1996; 19:400-411.

34.- Baselli G, Cerutti S, Interdonato T, Orizio C, Perini R, Veicsteinas A. "HRV during exercise in sedentary subjects and athletes". *Comp Cardiol* 1988; 319-322.

35.- Yamamoto Y, Hughson R, Peterson J. "Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis". *J Appl Physiol* 1991; 71:1136-1142.

36.- Rimoldi O, Furlan R, Pagani M, Piazza S, Guazzi M, Pagani M. "Analysis of neural mechanisms accompanying different intensities of dynamic exercise". *Chest* 1992; 101:226S-230S.

37.- Arai Y, Saul P, Albrecht P, Hartley L, Lilly L, Cohen R. "Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise". *Am J Physiol* 1989; 256:H132-H141.

38.- Woo A, Stevenson G, Moser KD, Middlekauff HR. "Complex heart rate variability and serum norepinephrine levels in patients with advanced heart failure". *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 23:565-569.

39.- Marciano F, Migaux ML, Acanfora D, Furgi G, Rengo F. "Quantification of Poincare' maps for the evaluation of heart rate variability". *Comp. in Cardiol. IEEE Comp. Soc. Press.* 1994; 577-580.

40.- Rosenblueth A, Simeone FA. "The interrelations of vagal and accelerator effects on the cardiac rate". *Am. J. Physiol.* 1934; 110: 42-55.



El presente artículo describe el desarrollo de un algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante un protocolo de cinco etapas. El algoritmo se basa en el análisis de los mapas de retorno de la frecuencia cardíaca, un método no lineal que permite evaluar la variabilidad de la frecuencia cardíaca de manera más precisa que los métodos tradicionales basados en el análisis de la frecuencia espectral. El algoritmo se validó en un grupo de sujetos sanos y se comparó con los resultados obtenidos mediante el análisis de la frecuencia espectral. Los resultados muestran que el algoritmo propuesto es capaz de detectar cambios en la variabilidad de la frecuencia cardíaca de manera más precisa que los métodos tradicionales. Este método puede ser útil para la evaluación de la función autonómica cardíaca en pacientes con enfermedades cardíacas y para la investigación de la fisiología cardíaca en condiciones normales.