XOCHIMILCO SERVICIOS DE INFORMACION
ARCHIVO HISTORICO

T
252

84424

XOCHIMILCO SERVICIOS DE INFORMACION
ARCHIVO HISTORICO

Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA

RESPUESTA AUTONOMICA DURANTE EJERCICIO ESTATICO Y DINAMICO: EVALUACION POR ANALISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA Y LA PRESION ARTERIAL

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

DOCTOR EN CIENCIAS BIOLOGICAS

P R E S E N T A :

RAMON GONZALEZ CAMARENA

Julio del 2000

XOCHIMILCO SERVICIOS DE INFORMACION
ARCHIVO HISTORICO

Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

RESPUESTA AUTONÓMICA DURANTE EJERCICIO ESTÁTICO Y DINÁMICO: EVALUACIÓN POR ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA Y LA PRESIÓN ARTERIAL

TESIS
Que para obtener el grado de
Doctor en Ciencias Biológicas
PRESENTA
RAMÓN GONZÁLEZ CAMARENA

Julio del 2000

EL DOCTORADO EN CIENCIAS BIOLÓGICAS DE LA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA ESTA EN EL PADRÓN DE POSGRADOS DE EXCELENCIA DEL CONACyT Y ADEMÁS CUENTA CON APOYO DEL MISMO CONSEJO, CON EL CONVENIO NUM.PFP –200-93

El jurado designado por la División de Ciencias Biológicas y de la Salud de las Unidades Iztapalapa y Xochimilco aprobó la tesis que presentó

RAMÓN GONZÁLEZ CAMARENA

Julio del 2000

Comité Tutorial:

Tutor: Dr. Rubén Román Ramos _____

Asesor: Dra. Verónica Medina Bañuelos _____

Asesor: Dr. Joaquín Azpiroz Leehan _____

Sinodal: Dr. Héctor Ponce Monter _____

Sinodal: Dr. José Alfredo Sixto Saldivar González _____

La única constante
que existe en el ser humano
es la variabilidad.

Dr. Joaquín Cravioto Muñoz
(1922-1998)

¿Por qué hace Ud. investigación ...?
- porque me gusta y porque ...
No diga Ud. más, es suficiente.

Dr. Eduardo Jurado García
(1921-1998)

Dedicatoria.

Si pienso en términos de voces que dicen "sigue, sigue, sigue, ...", las voces inmediatas son las de mi esposa, Martha, y la de nuestros hijos, Iván y Paola. Ellos son en mi vida el estímulo principal y los que sostienen dentro de lo normal la variabilidad de mi frecuencia cardiaca. Con todo mi amor, les dedico a ellos la presente Tesis y les agradezco su paciencia y comprensión por los momentos de lejanía.

Agradecimientos

Para "espíritus ingenuos", típicamente por desconocimiento, la realización de estudios de doctorado es relativamente sencilla, sobre todo si aparentemente ya se cuenta con cierta experiencia en investigación. Sin embargo, al paso del tiempo, y conforme los obstáculos van apareciendo, la empresa asumida resulta, por el contrario, tan ardua que termina por parecer interminable. Organización y constancia son quizá las palabras y acciones claves del proceso, pero que uno frecuentemente olvida.

La conclusión de una tesis de doctorado requiere de la conjugación de múltiples factores propios y ajenos que paulatinamente permiten culminar con satisfacción la escritura de la tesis correspondiente. Entre los factores propios resaltan aspectos emocionales que influyen sobre la motivación para persistir en el empeño, no obstante que las flaquezas personales son desafortunadamente frecuentes. Es aquí donde una serie de factores ajenos, constituida por el estímulo, la imagen, la cercanía y el consejo, resultan de invaluable ayuda. Pero estos factores no son impersonales, ellos tienen vida, tienen mi recuerdo, tienen nombre y a ellos doy todo mi agradecimiento.

Quiero resaltar la importancia que para mí ha tenido, tiene y tendrá mi "hermano espiritual", Salvador; no hay manera de expresar con palabras mi cariño y agradecimiento hacia él. Aunque nuestra interpretación de la "realidad" es, por seguro, algunas veces diferente, ambos hemos compartido los mismos espacios, los mismos tiempos, las mismas ilusiones y, en gran medida, las mismas enseñanzas.

A quien debo agradecimiento, si no a todos aquellos seres humanos que de una u otra manera dedicaron desinteresadamente tiempo de su vida para enseñarme su forma de vida. En primer lugar agradezco al Dr. Bonfiglio Muñoz Bojalil y al Dr. Félix Córdoba de Alva quienes me iniciaron en el mundo de los laboratorios y el gusto por la ciencia con visión humanística. Su trabajo constante a pesar de los obstáculos y su apoyo a los jóvenes en formación son un ejemplo a seguir; espero no defraudarlos.

En el mismo tenor científico-humanístico, guardo un profundo respeto y admiración a tres grandes ausentes, al Dr. Juan García Ramos († 7-Julio-2000), al Dr. Joaquín Cravioto Muñoz y al Dr. Eduardo Jurado García, a quienes agradezco su rigidez de análisis y crítica constructiva. Lamento que ellos no puedan recibir directamente mi agradecimiento, pero si por cosas del azar alguno de sus familiares lee la actual Tesis quiero que quede constancia del orgullo que siento por haberme cruzado en el camino de estos tres sabios, médicos mexicanos. Sus características sobresalientes fueron siempre su sencillez de trato, su grandiosidad de conocimientos, su amor por la enseñanza, su amor por México. La magnitud de su sabiduría es tan grande que no alcanzo a comprenderlos, pero les aseguro que los llevo en mi "corazón".

Otros factores de cercanía, consejo y estímulo, a quienes debo sincero agradecimiento son al Dr. Rubén Román Ramos, al Dr. Joaquín Azpiroz Leehan, la Dra. Verónica Medina Bañuelos y a mí queridísima amiga Jatziri Gaitán González, quienes me acompañaron y ayudaron a lo largo de toda la travesía e incluso padecieron los sufrimientos de mis propios errores, al calor de la adrenalina en sus niveles más altos.

También agradezco al Dr. Miguel Betancourt y a la Dra. Rocío Ortíz sus muestras de apoyo; sus palabras de aliento me hacen redoblar el esfuerzo y sentir satisfacción por el trabajo de investigación que se hace en el Laboratorio de Fisiología Humana.

No puedo olvidar hacer extensivo mi agradecimiento al Dr. Héctor Ponce Monter y al Dr. José Alfredo Sixto Saldivar González por su paciencia y acertadas sugerencias en la corrección del escrito final de la Tesis.

Agradezco también a Lic. José Atenco y a todas las personas "invisibles" que de alguna forma facilitaron la evolución de las actividades durante el doctorado. En particular el Lic Atenco, por su claridad y amabilidad, desde el principio hizo más halagüeño el trabajo y la evolución administrativa que culminó con la disertación publica de la Tesis.

Finalmente, los más importantes para la realización de esta Tesis fueron las personas que voluntaria, amable y amistosamente aceptaron ser estudiadas. Vaya a ellos mi máximo agradecimiento por la confianza otorgada al poner lo más precioso de ellos mismos bajo mi responsabilidad. Sin ellos, cualquier trabajo de investigación en Fisiología Humana nunca sería realidad.

Resumen en inglés

It is now commonly accepted that during both types of exercises, static and dynamic, there is a gradual transition from a main vagal dominance at rest, to a vagal withdrawal and higher sympathetic activity related to the exercise intensity. That during static exercise both autonomic branches are increased is proposed as a hypothesis to explore here, which is based on the different hemodynamic response induced by the type of exercise and in a closed loop model of cardiovascular control. Hence, the objective in the present Thesis was to define the relative contribution of the sympathetic and the vagal activity during the static and dynamic steady state exercise in humans, by means of the analysis of the heart rate variability (HRV) and the blood pressure variability, systolic (SBPV) and diastolic (DBPV).

To accomplish such objective, a first pilot study was done, followed by two other studies with more fine and extensive details. On the first approach, seven male and healthy subjects with different physical capacity were studied during three experimental conditions; rest at sitting position, static exercise by knees extension, and dynamic exercise on a bicycle ergometer. The mode of exercises was kept during all the studies. On the first detailed study twelve healthy and sedentary male volunteers were evaluated during similar experimental protocols as the pilot study. Finally, on the second detailed study ten healthy and sedentary male volunteers were examined, first to know their physical capacity and then to study their autonomic response during four experimental conditions. For each subject the force physical capacity was obtained by maximal voluntary contraction (MVC) during knees extension, while two days latter endurance capacity was measured by the maximal oxygen output (VO_{2Max}), according to the

method of Douglas and the protocol of Jones. The four experimental protocols were a) rest at sitting position, b) static exercise at 30% of MVC (SE30), c) dynamic exercise at 30% of the VO_{2Max} (DE30) and, d) dynamic exercise at 60% of the VO_{2Max} (DE60). In each one of these protocols, the ECG, the continuous and indirect blood pressure (Finapres) and the breathing cycle were recorded during 4.3 minutes of the steady state. From the signals, the time series of the heart rate, systolic and diastolic blood pressures, and respiration were obtained and their variability quantified by means of temporal and spectral parameters. The temporal measures were the standard deviation (SD), the difference maximum-minimum (ΔRANGE), and the square root of the squared differences between adjacent beats (RMSSD). The spectral parameters computed were the Total spectral power in the frequency region of 0.03-0.4 Hz (P_{TOT}), and the spectral powers of the low frequency band (LF, 0.03-0.07 Hz), the middle frequency band (MF, 0.08-0.014 Hz), and the high frequency band (HF, 0.015-0.4 Hz). The spectral parameters were expressed as absolute (bpm^2/Hz or $mmHg^2/Hz$ for heart rate or blood pressure, respectively) or as normalized units (%). The square root of the heart rate spectral power over systolic spectral power ratio was computed in the region defined as MF, to obtain the baroreflex sensitivity index (α_{MF}). The statistical processing of data was done by one-way analysis of variance for repeated measures followed by the Dunnett or the Tukey multiple comparison tests. A probability level $P<0.05$ was considered statistically significant.

As the pilot and the two detailed studies were consistent about the HRV results, and the last study extended the analysis to blood pressure variability, only the results of the last study are summarized. So, with respect to rest values, the HR (61.9±8.3 bpm) increased in relation with the type of exercise (SE30 =84.1±9.1; DE30 =93.7±8.6,; DE60

= 143.9±9.1; in bpm). The mean arterial pressure (rest = 91.2±5.8 mmHg) was also elevated during exercise, more even for SE30 and DE60 (122.2±11.7 and 121.6±12.6 mmHg, respectively) whose mean values were equivalent. The respiratory rate at rest (17.9±5.1 cpm) was seen increased mainly during DE60 (34.8±7.7 cpm), while it was similar during between SE30 and DE30 (21.9±5.7 and 23.4±6.1 cpm, respectively). During SX30, the mean of the indexes of HRV as SD, ΔRANGE, P_{TOT}, and MF in absolute units increased in relation with rest values and they were significantly higher ($P<0.001$) than during DX30 and DX60. HF during SX30, in normalized and absolute units, was not different of the rest condition, but it was higher ($P<0.001$) than HF during DX30 and DX60. Parameters of SBPV and DBPV as SD and ΔRANGE increased ($P<0.001$) during both types of exercises and significantly ($P<0.01$) increments were observed on MF during SX30 and DX30. Systolic HF was attenuated during DX30 ($P<0.05$), while diastolic HF was augmented during DX60 ($P<0.001$). Compared with rest condition, the α_{MF} index decreased ($P<0.01$) only during dynamic exercises, DE30 and DE60.

From the results, it was concluded that the autonomic response is related to the type of exercise, since there was a remarkable difference in HRV and blood pressure variability induced by the static and dynamic steady state exercise. Instead of the vagal withdrawal and increased sympathetic activity observed during the dynamic exercise, the higher overall HRV and the higher FI and HF power found during static exercise suggest that this type of exercise induce to a dual increased activity, vagal and sympathetic. The results point out also to a different response of the α_{MF} index during static and dynamic exercise, which suggest a differential baroreflex and muscle ergoreflex due to the type of exercise.

Resumen en español

A la fecha, la mayor parte de investigadores coinciden con la hipótesis de que durante el ejercicio, sea este estático o dinámico, se va presentando una transición desde una mayor participación vagal en reposo hacia un predominio simpático con atenuación vagal conforme la intensidad del ejercicio se incrementa. Con base en la diferente actividad hemodinámica y en un modelo de control cardiovascular de asa cerrada, en la presente tesis se plantea la hipótesis de que durante el ejercicio estático en estado estable, tanto el simpático como el parasimpático se encuentran aumentados, a diferencia del ejercicio dinámico en que la actividad simpática está aumentada y la parasimpática disminuida. Para probar esta hipótesis, se propuso como objetivo evaluar y comparar la participación relativa de las ramas simpática y parasimpática en la modulación de la respuesta cardiovascular en sujetos sanos durante ejercicio estático y dinámico en condiciones de estado estable.

Por su carácter no invasivo y menor posibilidad de alterar la respuesta autonómica espontánea durante el ejercicio, la técnica de evaluación consistió en el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC), de la presión arterial sistólica (VPAS) y la presión arterial diastólica (VPAD). Para ello, primero se hizo un estudio piloto exploratorio, seguido de dos estudios con mayor formalidad y detalle metodológico. En el estudio piloto, se exploraron 7 hombres jóvenes y sanos con diversas actividades físicas, quienes fueron estudiados durante tres condiciones experimentales; reposo sentado, ejercicio estático por extensión de rodillas y ejercicio dinámico en ergómetro de bicicleta. En el primer estudio formal se evaluaron 12 sujetos masculinos, sanos y sedentarios, quienes fueron estudiados prácticamente con los mismos protocolos del estudio piloto. El segundo estudio formal se efectuó con 10 voluntarios sanos, dentarios, quienes fueron sometidos a evaluaciones preliminares para conocer con precisión su capacidad física y poder establecer con mayor certeza las cargas de trabajo a realizar. Así, para cada sujeto se obtuvo primero la capacidad (en Kg) de contracción máxima voluntaria (CMV) por extensión de rodillas y, días después, su consumo de oxígeno máximo (VO_{2Max}) en ergómetro de bicicleta por el método de Douglas y con el protocolo de Jones. Con los datos de CMV y VO_{2Max}, se fijaron cuatro condiciones experimentales: a) reposo sentado (REPOSO), b) ejercicio

estático por extensión de rodillas contra una carga del 30% de la CMV (EE30), c) ejercicio dinámico en ergómetro de bicicleta a carga del 30% del VO_{2Max} (ED30), d) ejercicio dinámico en ergómetro de bicicleta a carga del 60% del VO_{2Max} (ED60). Durante las condiciones de estudio, se registró durante 4.3 minutos el electrocardiograma, la presión arterial continua (Finapres) y la respiración. De estas señales se obtuvieron las series de tiempo de FC, presión sistólica, presión diastólica y respiración que finalmente se cuantificaron por medio de parámetros temporales y espectrales de variabilidad. Los parámetros temporales de variabilidad fueron la desviación estándar (DE), la diferencia de rango máximo-mínimo (ΔRANGO) y la raíz cuadrática media de las diferencias entre latidos sucesivos (RMSSD). Los parámetros espectrales obtenidos fueron la potencia total en el rango de 0.03-0.4 Hz (P_{TOT}), y las potencias de las bandas de frecuencia baja (FB, 0.03-0.07 Hz), de frecuencia intermedia (FI, 0.08-0.14 Hz) y frecuencia alta (FA, 0.15-0.4 Hz), todas ellas expresadas en unidades absolutas (lpm^2/Hz o $mmHg^2/Hz$) o en unidades normalizadas (%). La relación de potencias de la frecuencia cardiaca y la presión sistólica en el rango FI se utilizó para calcular el índice α_{FI} como estimador de la sensibilidad de los barorreceptores. El procesamiento estadístico se hizo por análisis de varianza de una vía para muestras repetidas y comparaciones múltiples por Dunnett y Tukey, con significancia estadística para $P<0.05$.

Los resultados del estudio piloto y los dos formales fueron muy consistentes entre ellos, por lo que a continuación se resumen los del segundo estudio formal que fue el más extenso y detallado. Así, en relación con los valores de reposo, la FC (61.9±8.3 lpm) aumentó en diferente proporción para cada tipo de ejercicio (EE30 =84.1±9.1, ED30 =93.7±8.6, ED60 =143.9 ±9.1; en lpm); la presión arterial media (91.2±5.8 mmHg) también se elevó, pero fue similar entre EE30 (122.2±11.7 mmHg) y ED60 (121.6±12.6 mmHg); y la frecuencia respiratoria (17.9±5.1 cpm) aumentó de manera equivalente entre EE30 (21.9±5.7 cpm) y ED30 (23.4±6.1 cpm). Durante EE30, los promedios de los índices de VFC como DE, ΔRANGO, P_{TOT}, y de la banda FI, en unidades absolutas, aumentaron en relación con los valores de reposo y fueron significativamente mayores ($P<0.001$) que los observados durante ED30 y ED60. El componente FA durante EE30, tanto en unidades absolutas como normalizadas, no fueron diferentes a la condición de reposo, pero fue mayor ($P<0.001$) que el promedio

de la banda FA durante ED30 y ED60. Los parámetros de VPAS y VPAD como DE y ΔRANGO aumentaron ($P<0.001$) durante ambos tipos de ejercicio; mientras que el promedio de la banda FI se incrementó significativamente ($P<0.01$) durante EE30 y ED30. La banda FA para VPAS disminuyó durante ED30 ($P<0.05$), en tanto que durante ED60 aumentó ($P<0.001$). En comparación con las condiciones de reposo, el índice α_{FI} disminuyó únicamente durante los ejercicios dinámicos ED30 y ED60.

A partir de estos datos se concluyó que dada la existencia de diferencias en la respuesta de la VFC y la variabilidad de las presiones arteriales inducidas por los ejercicios estático y dinámico en estado estable, el comportamiento autonómico depende del tipo de ejercicio. En lugar de la atenuación vagal y la mayor actividad simpática observadas durante el ejercicio dinámico, la mayor VFC global y mayor potencia de las bandas FI y FA durante el ejercicio estático sugiere que en este tipo de ejercicio ambas ramas, la simpática y la parasimpática, están aumentadas. En la actual Tesis se apunta también el diferente comportamiento del índice α_{FI} durante el ejercicio estático y el dinámico, lo cual sugiere una participación diferenciada de barorreceptores y ergorreceptores musculares por el tipo de ejercicio.

Lista de tablas y figuras

Figura 1. **Pag. 2**
Esquema simplificado de las conexiones eferentes y aferentes que modulan la actividad autonómica simpática y parasimpática hacia el sistema cardiovascular (corazón y vasos sanguíneos) durante el ejercicio.

Figura 2. **Pag. 5**
Diagrama general de regulación de las condiciones físicas y químicas del medio interno a partir del control neuro-endócrino de la actividad muscular y de los sistemas homeostáticos.

Figura 3. **Pag. 24**
Esquema de posibles combinaciones experimentales para evaluar y comparar fisiológicamente la respuesta autonómica.

Figura 4. **Pag. 42**
Esquema que muestra las áreas neurales y vías de comunicación para el control autonómico cardiovascular.

Figura 5. **Pag. 51**
Modelo de Rosenblueth-Simeone sobre el control autonómico de la frecuencia cardiaca.

Figura 6. **Pag. 52**
Modelo simplificado de control cardiovascular que muestra la modulación de la frecuencia cardiaca como resultado de un esquema de retroalimentación mediado por la integración simpática y parasimpática (Akselrod y Cols., 1985).

Figura 7. **Pag. 54**
Modelo de interacción en asa cerrada entre la frecuencia cardiaca y la presión arterial, ambas en función del tiempo. Los efectos de la respiración en el tiempo son modeladas como asa abierta, directos sobre centros de control nervioso del nodo sino-auricular, e indirectos por variaciones en las presiones intra y extratorácicas (Saul y Cols., 1991).

Figura 8. **Pag. 59**
Modelo de control cardiovascular de asa cerrada. La respiración perturba el sistema por acciones vagales y simpáticas específicas, además de la acción mecánica sobre las presiones arteriales y venosa central. De acuerdo al modelo, el Nodo SA filtra las modulaciones provenientes de la actividad respiratoria y de todos los barorreceptores (Saul y Cols., 1991).

Figura 9. **Pag. 62**
Esquema conceptual de los estudios exploratorios iniciales para evaluación de la actividad autonómica por medio del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante diferentes modalidades de ejercicio.

Figura 10. **Pag. 79**
Esquema conceptual del segundo estudio formal para evaluación de la actividad autonómica por medio del análisis de las variabilidades de la frecuencia cardiaca y la presión arterial durante las modalidades de ejercicio estático y dinámico.

Figura 11. **Pag. 85**
Esquemas que muestran las posiciones adoptadas por los sujetos durante las condiciones de (a) reposo, (b) ejercicio dinámico y (c) ejercicio estático.

Figura 12. **Pag. 91**
Ejemplo de espectro de potencia y series de tiempo observadas en reposo y ejercicios estático y dinámico.

Figura 13. **Pag. 93**
Comportamiento de los índices estadísticos de la frecuencia cardiaca en reposo, ejercicio estático y ejercicio dinámico (primer estudio formal).

Figura 14. Comportamiento de los parámetros espectrales de la frecuencia cardiaca en las condiciones de reposo, ejercicio estático y ejercicio dinámico (primer estudio formal).

Figura 15. **Pag. 99**
Ejemplo de series de tiempo de frecuencia cardiaca y de presión sistólica de un sujeto, así como sus respectivas densidades de potencia espectral, en reposo y durante ejercicio estático y dinámico.

Figura 16. **Pag. 130**
Esquema conceptual de estudios en perspectiva para la evaluación de la actividad autonómica por medio del análisis de las variabilidades de la frecuencia cardiaca y la presión arterial durante las modalidades de ejercicio estático y dinámico.

Tabla 1. **Pag. 33**
Características funcionales, estructurales y bioquímicas de los tipos de fibras musculares.

Tabla 2. **Pag. 36**
Cambios relativos con respecto a valores de reposo, en variables funcionales durante ejercicios máximos estático y dinámico.

Tabla 3. **Pag. 68**
Características generales de los 7 sujetos evaluados en el estudio exploratorio.

Tabla 4. **Pag. 72**
Características generales y espirometría de los sujetos evaluados en el primer estudio formal.

Tabla 5. **Pag. 81**
Características generales de los 10 sujetos evaluados en el segundo estudio formal.

Tabla 6. **Pag. 92**
Promedios y desviaciones estándares de los índices de variabilidad de la frecuencia cardiaca en el dominio del tiempo, en reposo y durante ejercicio estático y ejercicio dinámico (primer estudio formal).

Tabla 7. **Pag. 94**
Promedios y desviaciones estándares de los índices de variabilidad de la frecuencia cardiaca en el dominio de la frecuencia, en reposo y durante ejercicio estático y ejercicio dinámico (primer estudio formal).

Tabla 8. **Pag. 96**
Respuestas en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio de las variables funcionales básicas (segundo estudio formal).

Tabla 9. **Pag. 98**
Respuestas en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio de los índices temporales para las variabilidades de la frecuencia cardiaca y las presiones sistólica y diastólica (segundo estudio formal).

Tabla 10. **Pag. 100**
Respuestas en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio de los índices espectrales calculados en las series de tiempo de la frecuencia cardiaca (segundo estudio formal).

Tabla 11. **Pag. 104**
Respuestas en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio de los índices espectrales calculados en las series de tiempo de las presiones sistólica y diastólica (segundo estudio formal).

Tabla 12. **Pag. 108**
Resultados de varios autores sobre los cambios absolutos en relación con el reposo, en los parámetros espectrales que reflejan el control neurovegetativo de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante ejercicio.

Abreviaturas

α_{FI} - Índice espectral de sensibilidad de barorreceptores.
ANSM - Actividad neural simpática muscular.
BTPS - Volúmenes a presión y temperatura corporales, saturados con vapor de agua.
CMV - Contracción máxima voluntaria.
cpm - Ciclos por minuto
CV - Coeficiente de variación.
CV_{FC} - Coeficiente de variación de la frecuencia cardiaca.
$d(a\text{-}v)O_2$ - Diferencia arterio-venosa de oxígeno.
DE - Desviación estándar.
DE_{FC} - Desviación estándar de la frecuencia cardiaca.
DE_{RR} - Desviación estándar del intervalo RR.
ECG - Electrocardiograma.
ED - Ejercicio dinámico.
ED30 - Ejercicio dinámico al 30% del VO_{2MAX}.
ED60 - Ejercicio dinámico al 60% del VO_{2MAX}.
EE - Ejercicio estático.
EE30 - Ejercicio estático al 30% de la CMV.
Ep - Epinefrina.
FA - Banda de frecuencias altas.
FB - Banda de frecuencias bajas.
FB/FA o FB+FI/FA - Banda de frecuencias bajas sobre banda de frecuencias altas.
FC - Frecuencia cardiaca.
FCi - Frecuencia cardiaca instantánea.
FC_{Max} - Frecuencia cardiaca máxima.
FCo - Frecuencia cardiaca intrínseca.
FI - Banda de frecuencias intermedias.
FR - Frecuencia respiratoria.
GC - Gasto cardiaco.
Hz - Hertz o ciclos por segundo.
IMLE - Intermediolateral de la médula espinal
lpm - latidos por minuto
NEp - Norepinefrina.
PA - Presión arterial.
PAD - Presión arterial diastólica.
PAM - Presión arterial media.
PAS - Presión arterial sistólica.
P_{TOT} - Energía espectral total.
RESP - Ciclo respiratorio o respiración.
$RMSSD_{FC}$ - Raíz cuadrática media de la diferencia entre latidos sucesivos.
RPT - Resistencia periférica total
Rq - Cociente respiratorio.
RVLB - Rostroventrolateral bulbar.
RVS - Resistencia vascular sistémica.

SNA - Sistema nervioso autónomo.
SNC - Sistema nervioso central.
SNP - Sistema nervioso parasimpático.
SNS - Sistema nervioso simpático.
STPD - Volúmenes a presión y temperatura estándar, sin vapor de agua.
TRF - Transformada rápida de Fourier.
VE_{VI} - Volumen de eyección del ventrículo izquierdo.
VFC - Variabilidad de la frecuencia cardiaca.
VO_2 - Consumo de oxígeno.
VO_{2Max} - Consumo de oxígeno máximo.
VPA - Variabilidad de la presión arterial.
VPAD - Variabilidad de la presión arterial diastólica.
VPAS - Variabilidad de la presión arterial sistólica.

CONTENIDO

Dedicatoria	iv
Agradecimientos	v
Resumen en inglés	viii
Resumen en español	xi
Lista de tablas y figuras	xiv
Abreviaturas	xvii
Contenido	
CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	1
Antecedentes	4
Definición del problema	14
Hipótesis	22
Objetivos	23
Justificación de la tesis	27
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	30
Características de las contracciones musculares y tipos de ejercicio	30
Diferencias en la respuesta cardiovascular entre ejercicios estáticos y dinámicos	34
Adaptaciones cardiorrespiratorias por el entrenamiento	37
Control nervioso del sistema cardiovascular	39
Concentraciones plasmáticas de catecolaminas y capacidad física	43
Métodos de análisis del sistema nervioso autónomo	45
Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante ejercicio	48
Modelos de control autonómico cardiovascular	51
CAPÍTULO III. MÉTODO	63
Introducción	63
Desarrollo de software	65
Depuración metodológica y estudio piloto	70
Primer estudio formal	74
Sujetos	74
Tamaño de la muestra	76
Variables registradas	77
Protocolo de estudio	77
Procesamiento y análisis de señales	79
Análisis estadístico	80
Segundo estudio formal	80
Sujetos	80
Tamaño de la muestra	81

Diseño del estudio 81
Evaluación de capacidades máximas 82
Protocolos e instrumentación para ejercicio estático y dinámico 84
Procesamiento de las señales 87
Análisis en el dominio del tiempo 89
Análisis en el dominio de la frecuencia 89
Análisis estadístico 90

CAPÍTULO IV. RESULTADOS 92

Primer estudio formal 92
Análisis visual 92
Análisis en el dominio del tiempo 94
Análisis en el dominio de la frecuencia 96
Segundo estudio formal 98
Datos generales 98
Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca y la presión arterial en el dominio del tiempo 100
Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en el dominio de la frecuencia 103
Análisis de la variabilidad de las presiones sistólica y diastólica en el dominio de la frecuencia 106
Coherencia entre la banda de frecuencias altas y la respiración 109
Efecto del ejercicio sobre la sensibilidad de barorreceptores 109

CAPÍTULO V. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES 110

Hallazgos principales 110
Variabilidad y tipo de ejercicio a intensidades de trabajo equivalentes 116
Variabilidad y tipo de ejercicio a presiones arteriales equivalentes 118
Comportamiento autonómico y tipo de ejercicio 119
Sensibilidad de barorreceptores y tipo de ejercicio 121
Relación FB+FI/FA como indicador del balance autonómico durante el ejercicio 122
Conclusiones 124

CAPÍTULO VI. LIMITACIONES Y PERSPECTIVAS 127

Limitaciones 127
Tamaño de las muestras 127
Sujetos de estudio 128
Reactividad emocional 129
Musculatura activa 129
FC vs intervalo RR 129
Estacionaridad de las series de tiempo 130
Coherencia entre VFC y VPAS 130
Ejercicio e índice α_{FI} 131

Arritmia respiratoria 131
Instrumentación y técnicas 132
Perspectivas 133
Visión general 133
Proyectos específicos 139

REFERENCIAS 141

APÉNDICES
A. Densidad espectral de potencia de los sujetos del estudio piloto 178
B. Escalas de percepción del esfuerzo 186
C. Consentimiento informado 187
D. Datos originales del primer estudio formal 189
E. Datos originales del segundo estudio formal 194
F. Artículos publicados relacionados con la Tesis 233

VITA 274

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

A partir del ahora trabajo clásico de Brian F. Robinson y Cols. (1966), se considera como un hecho establecido que el ser humano durante el ejercicio dinámico, con cargas de trabajo creciente y sostenidas por al menos cuatro minutos, muestra paulatinamente una actividad parasimpática reducida, mientras que, dependiendo de la intensidad, el dominio simpático se hace progresivamente más evidente. Más aún, similar respuesta ha sido reportada durante ejercicio estático por apretón de mano, con carga única de 3 minutos de duración al 30% de la capacidad máxima voluntaria (CMV) (Martin y Cols., 1974), o con cargas al 25, 50, 75 y 100% de la CMV con duraciones de 10, 40, 20 y 10 segundos, respectivamente (Maciel y Cols., 1987).

La actividad de ambas ramas del sistema nervioso autónomo resulta primordial para los ajustes hemodinámicos requeridos de manera continua, tanto en reposo como durante ejercicio (Smith y Cols., 1976; Mitchell y Cols., 1983; Hammond y Froelicher, 1985; Stone y Cols., 1985; Mitchell, 1985; Shepherd, 1987; Rowell y O'Leary, 1990; Mitchell, 1990; Rowell, 1992; Spyer, 1994; Mitchell y Victor, 1996; O'Leary, 1996; Raven y Cols., 1997). Para ello, se han propuesto mecanismos de control que involucran, por un lado vías eferentes originadas en comandos

centrales (McCloskey, 1981; Gandevia y Hoobs, 1990; Victor y Cols., 1995) que actúan sobre la actividad locomotora y cardiovascular y, por el otro, vías aferentes derivadas de receptores con localización cardiopulmonar, muscular y arterial (Hoobs, 1982; Stone y Cols., 1985; Mitchell, 1985; Rowell y O'Leary, 1990; Rowell, 1992; Mitchell y Victor, 1996).

En el esquema general de control (Figura 1), se considera que las señales descendentes a partir de comandos centrales en el sistema nervioso, además de establecer el patrón motor, determinan al inicio del ejercicio aumentos de la frecuencia cardiaca (FC), del gasto cardiaco (GC) y de la presión arterial (PA) por retiro de la actividad vagal. Si el ejercicio físico llega a una intensidad suficiente y se mantiene por algunos minutos, entonces el tono simpático aumenta, probablemente debido a la estimulación e integración de vías reflejas originadas en mecanorreceptores y quimiorreceptores, ubicados al nivel muscular, cardiopulmonar y arterial (Rowell y O'Leary, 1990; Rowell, 1992; Raven y Cols., 1997).

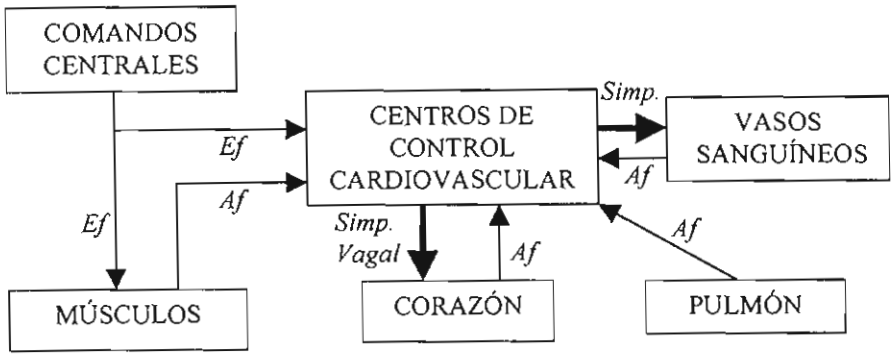


Figura 1. Esquema simplificado de las conexiones eferentes (*Ef*) y aferentes (*Af*), que modulan la actividad autonómica simpática (*Simp.*) y parasimpática (*Vagal*) hacia el sistema cardiovascular (corazón y vasos sanguíneos) durante el ejercicio.

Aunque se ha planteado que la contribución relativa de los comandos centrales y la retroalimentación periférica para el control autonómico es diferente entre los ejercicios estáticos y dinámicos (Asmussen, 1981; Saito y Cols., 1986; Rowell y O'Leary, 1990; Batman y Cols., 1994; Mitchell y Victor, 1996), de los resultados actuales se infiere que en el estado estable ambos ejercicios muestran actividad parasimpática aminorada y simpática acentuada.

En contraposición a un patrón autonómico similar en el estado estable entre diferentes tipos de ejercicio, el tema central a investigar en la presente tesis es sobre las posibles diferencias en la actividad simpático-vagal del sistema nervioso autónomo entre ejercicios estáticos y dinámicos en el estado estable, evaluadas por medio de técnicas no-invasivas para el análisis de la variabilidad latido-a-latido de la FC y la PA.

La participación en este tema de investigación requiere del manejo de tres áreas importantes del conocimiento: la fisiología del ejercicio, el control autonómico de la función cardiovascular y el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) como herramienta de evaluación de la actividad simpático-vagal. Por ello, en el desarrollo de la presente tesis, el Capítulo I, se dedicará a delinear el problema a debatir, la hipótesis de trabajo y el objetivo concreto de investigación, subrayando los posibles campos de aplicación del tema. En el Capítulo II se describirá el marco teórico con base en la descripción de la evolución del conocimiento sobre las tres áreas que dan sustento al tema de investigación; para

ello, se darán los antecedentes relevantes sobre fisiología del ejercicio, se plantearán los modelos propuestos sobre los mecanismos de control neural autonómico de la función cardiovascular y se finalizará con la descripción de las ventajas y desventajas de los métodos utilizados para evaluar la actividad autonómica con énfasis en el análisis latido-a-latido de la VFC. El resto de la estructura de la tesis estará dedicada a mostrar los estudios propios realizados durante los seminarios de investigación, cubriendo los Capítulos III, IV y V los aspectos metodológicos, los resultados, y discusión y conclusiones, respectivamente. En el Capítulo VI se harán sugerencias y se comentarán algunas perspectivas de estudios futuros. Por último, se dará un espacio para presentar a manera de apéndices información complementaria que detallará aspectos concretos de algunos capítulos previos.

Antecedentes

En general, el control neural del sistema cardiovascular opera bajo el principio de que algunas variables corporales serán sensadas y que esta información será integrada en una salida del sistema nervioso para corregir los cambios en dichas variables. Desde este punto de vista, la realización de actividad física implica tanto la acción mecánica de efectores músculo-esqueléticos como alteraciones químicas en las condiciones del medio interno, las cuales son ajustadas dentro de ciertos rangos debido principalmente al funcionamiento de los sistemas homeostáticos (Figura 2). Estos sistemas influyen directamente sobre dichas

condiciones del medio interno y, consecuentemente, sobre los sistemas de control que continuamente sensan al organismo e integran y definen el comportamiento de efectores específicos, sea el músculo-esquelético o los demás sistemas homeostáticos.

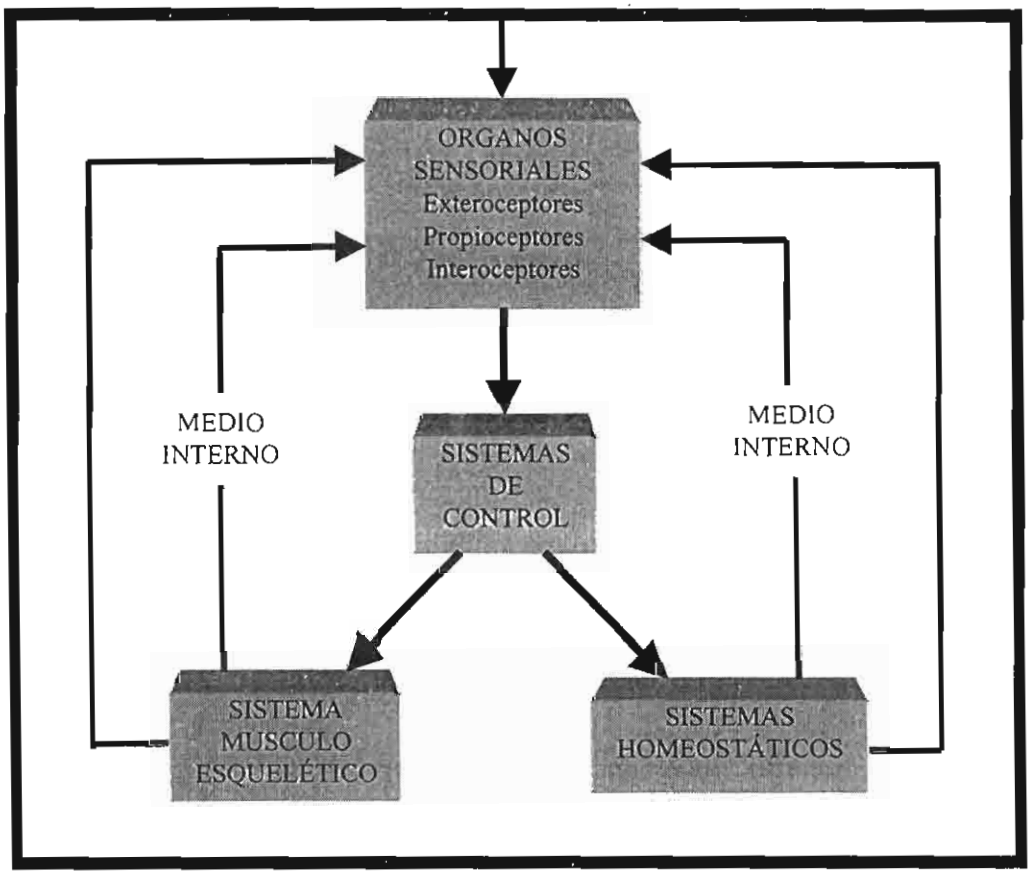


Figura 2. Diagrama general de regulación de las condiciones físicas y químicas del medio interno a partir del control neuro-endócrino de la actividad muscular y de los sistemas homeostáticos. Las condiciones del medio interno son continuamente sensadas para modular la salida de los sistemas de control.

Las entradas o vías aferentes hacia los sistemas de control derivan de órganos sensoriales capaces de transducir cambios en las condiciones externas e internas, incluidos los cambios mecánicos y químicos inducidos por el trabajo muscular. Las

salidas o vías eferentes iniciadas en los sistemas de control corresponden a impulsos nerviosos y descargas químicas provenientes de los sistemas nervioso y endócrino. El destino final de estas salidas va dirigido hacia los efectores musculares y glandulares pertenecientes a los sistemas homeostáticos, como el cardiovascular, el respiratorio, el renal y otros, incluido el músculo-esquelético.

Cualquier desajuste en las condiciones sensadas (internas o externas al organismo) trae como consecuencia la identificación de estímulos que conducen a reajustes en la actividad de los sistemas homeostáticos, reajustes que serán controlados por los sistemas nervioso y endócrino. La actividad física, por sí misma, constituye un estímulo capaz de alterar las condiciones del medio interno e inducir respuestas funcionales tanto en los sistemas de control como en los homeostáticos. Desde este punto de vista, el conocimiento alrededor de la respuesta funcional que ocurre durante el ejercicio está relacionado con las características de la actividad física realizada, como son la intensidad, la duración, el periodo de repetición y, probablemente, el tipo de contracciones efectuadas.

Desde hace varias décadas se conoce, entre otras, la respuesta presora y la cardioaceleradora presentes durante el ejercicio estático y dinámico respectivamente (Tuttle y Horvath, 1956; Blomqvist y Saltin, 1981; Mitchell y Cols., 1981), por lo que las diferencias y las similitudes en el comportamiento del sistema cardiovascular son bien conocidas (Cunningham y Cols., 1972; Asmussen, 1981; Bezucha y Cols., 1982). Sin embargo, es común considerar que

el sistema nervioso autónomo responde de manera similar, independientemente del tipo de ejercicio de fuerza o de resistencia que se realice.

Al respecto, Robinson y Cols. (1966) en un estudio realizado en seres humanos para investigar la influencia de las vías aferentes autonómicas que median la respuesta de la FC al ejercicio dinámico en ergómetro de bicicleta, con cargas progresivas de 4 minutos de duración cada una y en posición supina, reportan lo siguiente: "el aceleramiento del corazón en respuesta al ejercicio (de intensidad moderada) parece resultar principalmente del retiro o reducción de la actividad parasimpática, ya que la aceleración cardiaca es esencialmente inalterada por bloqueo simpático (con propranolol) pero tiende a ser modificada por bloqueo parasimpático (atropina) y doble bloqueo (autonómico). A niveles más intensos de ejercicio, sin embargo, la aceleración cardiaca puede resultar en parte debida a estimulación simpática, ya que el bloqueo simpático reduce el aumento de la frecuencia cardiaca". Es decir, Robinson y Cols. (1966) plantean dos etapas en la respuesta autonómica al ejercicio dinámico; la primera al inicio del ejercicio o a intensidades leves o moderadas en que la respuesta hemodinámica se ajusta con la reducción solamente de la actividad vagal; la segunda a intensidades mayores y de mayor duración en las que a la respuesta inicial se agrega la activación simpática.

Ocho años después, al estudiar el papel del sistema nervioso autónomo en la respuesta hemodinámica al ejercicio isométrico por apretón de mano al 30% de la

contracción máxima voluntaria (CMV), Martin y Cols. (1974) encuentran que la respuesta taquicárdica en los 30 segundos iniciales fue mediada por la reducción del dominio vagal, evidenciada por el bloqueo de esta respuesta con atropinización previa; mientras que la porción media y la tardía de la curva de respuesta de la FC fueron de origen simpático, ya que éstas no fueron afectadas por atropina, pero fueron suprimidas por bloqueo combinado atropina-propranolol. Ambos estudios (Robinson y Cols., 1966; Martin y Cols., 1974) coinciden en que los cambios posteriores en la FC serían debidos a variaciones en la actividad simpática, la cual se vuelve operativa únicamente después de que haber utilizado el retiro vagal (Martin y Cols., 1974).

Maciel y Cols. (1986, 1987) confirman los hallazgos previos mediante el empleo de cargas de trabajo progresivas y bloqueo farmacológico selectivo con atropina y/o propranolol, tanto durante ejercicio dinámico sobre ergómetro de bicicleta en posición sentada (Maciel y Cols., 1986), como durante ejercicio isométrico por apretón de mano (Maciel y Cols., 1987).

No obstante que, por estudios farmacológicos con bloqueadores autonómicos y su efecto sobre la función cardiovascular, se ha encontrado la misma secuencia de atenuación vagal y activación simpática durante ejercicios dinámicos y estáticos, en un artículo de revisión crítica sobre el control reflejo de la circulación durante el ejercicio, Rowell y O'Leary, (1990) comentan que "la respuesta refleja al ejercicio dinámico debe diferir de la respuesta al ejercicio isométrico a causa de la rápida y

marcada vasodilatación en el músculo esquelético (y elevación de la conductancia vascular total), lo cual está relacionado con el primer tipo de ejercicio, pero no con el segundo".

Sus comentarios son, sin embargo, referidos como una hipótesis a ser comprobada y derivada de registros de la actividad neural simpática muscular (ANSM) de una pierna cuando se realiza ejercicio con masas musculares pequeñas (brazo). Líneas después, y con base en estudios previos (Seals, 1989; Victor y Cols., 1989), los mismos autores (Rowell y O'Leary, 1990) refieren tres respuestas similares de la ANSM registrada en una pierna al realizar ejercicio dinámico y estático con un brazo. En ambos tipos de ejercicio, 1) la ANSM sólo empieza a aumentar cuando la intensidad de trabajo provoca una FC cercana a 100 lpm, 2) la ANSM presenta un retraso de 1 a 2 minutos, aún cuando la intensidad de trabajo es suficiente, y 3) la ANSM permanece elevada después de que la circulación sanguínea del brazo es obstruida y el ejercicio se suspende. En consecuencia, concluyen que a primera vista el patrón (temporal) de descarga parasimpática disminuida y simpática aumentada parece similar para ambos tipos de ejercicio (Rowell y O'Leary, 1990).

Aún cuando la descripción de la actividad autonómica, apunta a un comportamiento similar sin distinción del tipo de ejercicio, existen respuestas hemodinámicas completamente diferenciadas entre el ejercicio estático y el

dinámico que hacen pensar en un diferente patrón autonómico que posiblemente no sea discernible por los métodos utilizados.

A partir de comparar la respuesta hemodinámica y los niveles de catecolaminas durante cuatro diferentes tipos de ejercicio, Blomqvist y Cols.(1981), observan que existe una transición hemodinámica gradual desde el patrón obtenido por ejercicio dinámico al estático conforme la masa muscular activa va disminuyendo. De los datos obtenidos en este estudio, los mismos autores sugieren que, más que el tipo de ejercicio, la masa muscular activa es el factor más importante en la determinación de la respuesta cardiovascular, ya que los niveles de catecolaminas fueron proporcionales a la cantidad de masa muscular puesta en acción.

No obstante la importancia que tiene la masa muscular activa en la respuesta autonómica, al parecer el tipo de ejercicio que se realice también es importante, ya que se ha reportado que el aumento de la ANSM es mayor durante el ejercicio estático que el dinámico, si se comparan a cargas de trabajo con la misma intensidad relativa y duración (Saito y Cols., 1986, Victor y Cols., 1987).

Algunos autores sugieren que los ejercicios estáticos y dinámicos podrían mostrar diferencias en la ANSM debido a la activación de quimiorreceptores en los primeros, pero no en los segundos (Victor y Cols., 1987), hipótesis apoyada recientemente (Batman y Cols., 1994) por estudios con apretón de mano sostenido o rítmico, donde se encuentra que los dos tipos de ejercicio, estático

(sostenido 2 minutos, al 40% de la CMV) y dinámico (rítmico durante 30 minutos, al 30% de la CMV), inducen a un incremento similar en la ANSM, pero sólo el ejercicio estático provocó cambios químicos asociados a estimulación de quimiorreceptores, cambios que fueron sostenidos incluso después de la oclusión arterial en la musculatura activa. Cabe notar los diferentes tiempos y cargas para cada tipo de ejercicio, tal que el primero muy probablemente se encontraba en condiciones transitorias, mientras que el segundo es más seguro que haya alcanzado el estado estable.

Por otro lado, el planteamiento de posibles diferencias en la respuesta de los barorreceptores carotídeos y aórtico, como moduladores autonómicos de la FC durante ejercicio estático y dinámico no es nuevo (Cunningham y Cols., 1972). Estos autores comparan la respuesta refleja de barorreceptores mediante la inyección de fenilefrina (simpaticomimético α-adrenérgico) en sujetos con registro directo de la PA y realizando tres tipos de ejercicio; apretón de la mano al 30% de la CMV y sostenido por 3 minutos, pedaleo por más de tres minutos en ergómetro de bicicleta a intensidades de 30 y 85 Watts y apretón rítmico de la mano a 1 Hz a cargas del 30, 45 y 60% de la CMV. Sus estudios indican que, a igualdad de FC, ambos tipos de ejercicio se acompañan de una marcada pérdida de la sensibilidad de los barorreceptores; sin embargo, dicha pérdida fue mayor durante el ejercicio estático, cuya PA fue más alta.

Desde este punto de vista, en condiciones de reposo y con barorreceptores activos, la respuesta refleja marcaría la reducción del periodo cardiaco (bradicardia) en relación directa con la estimulación de los barorreceptores, pero en condiciones de actividad física la reducción de la sensibilidad de los barorreceptores permite que simultáneamente se presenten la elevación de la FC y de la PA sistémica.

Este concepto de pérdida de la sensibilidad de los barorreceptores durante el ejercicio (Bristow y Cols., 1971;Cunningham y Cols., 1972; Pickering y Cols., 1972, Staessen y Cols., 1987) se contrapone a los resultados de otros estudios en los que se observa que ante un ejercicio dinámico (Bevegård y Shepherd,1966; Walgenbach y Donald, 1983) o estático (Ludbrook y Cols., 1978; Shepherd y Cols., 1981; Scherrer y Cols., 1990), la estimulación de los barorreceptores carotídeos con un collar de presión variable induce el mismo cambio en la FC que cuando los sujetos se encuentran en condiciones de reposo. Por ello, se ha propuesto la hipótesis de que durante el ejercicio los barorreceptores no modifican su sensibilidad, sino que elevan su "punto de referencia" (Ludbrook y Cols., 1978; Melcher y Donald, 1981), de manera tal que las curvas de respuesta de los barorreceptores en el control de la FC son desviadas hacia arriba y a la derecha (Ebert, 1986; DiCarlo y Bishop, 1992; Poots y Cols., 1993; Papelier y Cols., 1994; Drummond y Cols., 1996; Norton y Cols., 1999).

Es de subrayar que los experimentos mencionados, en su mayoría se han realizado por estimulación de los barorreceptores mediante una banda de presión o succión en el cuello, por lo que la estimulación va dirigida principalmente hacia los senos carotídeos, dejando intactos barorreceptores aórticos y cardiopulmonares ubicados fuera del alcance de la estimulación en el cuello. Entre los métodos alternos que se han empleado para lograr una estimulación más amplia de los diversos barorreceptores, se cuenta con la administración de substancias vasoactivas, para provocar cambios en la PA, y la aplicación de presión negativa en las extremidades inferiores, para reducir la presión venosa central y descomprimir de manera selectiva a barorreceptores cardiopulmonares.

Las aferencias vagales a partir de receptores mecánicos cardiopulmonares proporcionan un freno a la descarga simpática, especialmente a los vasos periféricos (Vissing y Cols., 1989). Cuando la presión de llenado cardiaco disminuye dentro de ciertos límites, como ocurre con el cambio hacia la posición ortostática o por reducción del volumen sanguíneo central, teóricamente sucedería una atenuación en las aferencias vagales y, en consecuencia, aumentaría la descarga simpática y la resistencia vascular periférica. Mediante el uso de técnicas para reducir la estimulación cardiopulmonar, al menos durante ejercicio dinámico se ha reportado que las respectivas ganancias de los barorreceptores aórticos (Shi y Cols., 1995_a) y cardiopulmonares (Mack y Cols., 1988) se conservan en la misma proporción que en reposo. Por lo tanto, es posible que los barorreceptores aórticos cambien su presión de referencia durante

el ejercicio dinámico, mientras los cardiopulmonares lo hacen para el volumen de llenado cardiaco.

Durante ejercicios estáticos no existen estudios equivalentes para valorar la sensibilidad de los barorreceptores cardiopulmonares. Sin embargo, la estimulación de receptores cardiopulmonares por aplicación de presión negativa en las extremidades, al parecer tiene poco impacto sobre la respuesta presora en el hombre (Sanders y Ferguson, 1988; Seals, 1988; Scherrer y Cols., 1988; Arrowood y Cols., 1993), lo cual habla nuevamente de diferencias entre EE y ED.

Definición del Problema.

La actividad autonómica durante el ejercicio resulta de un proceso de integración complejo en el que participan múltiples reflejos somáticos, barorreflejos y comandos centrales. Entre los efectores de esta integración se encuentran la FC y la PA que, por su facilidad de medición pueden usarse como ventanas a la salida autonómica.

El aumento de la actividad física durante el ejercicio dinámico o isotónico de intensidad moderada, y con las dos piernas, trae como consecuencia cambios hemodinámicos importantes, con elevación del GC a consecuencia de incrementos en la FC y el volumen de eyección del ventrículo izquierdo (VE_{VI}). Ya que simultáneamente, por vasodilatación, la resistencia vascular disminuye en los

músculos activos, en tanto que, por vasoconstricción, aumenta en los circuitos cutáneos, renales y esplácnicos, el resultado es que la resistencia vascular sistémica (RVS) se sostiene o disminuye ligeramente, mientras que la PAM en el ámbito sistémico aumenta. El aumento del volumen de eyección se mantiene por incremento del retorno venoso y del volumen de llenado de la aurícula derecha, el cual es atribuible en parte a la actividad de la bomba muscular de las piernas y a la reducción de la RVS. La elevación de la PAM se asocia al aumento de la presión arterial sistólica (PAS), ya que la presión arterial diastólica (PAD) no varía en comparación con el valor de reposo. Mitchell y Wildenthal (1974) han descrito estos cambios del sistema cardiovascular al ejercicio dinámico como una respuesta de "sobrecarga de volumen" del corazón.

En el otro extremo del espectro de cambios durante el ejercicio, están los inducidos por el ejercicio estático o isométrico, en el que la FC y el gasto cardiaco también aumentan. Sin embargo, durante la contracción única sostenida existe vasoconstricción en la musculatura activa, compresión mecánica de la misma vasculatura, y desaparición de la función de bombeo muscular. En consecuencia, la resistencia vascular periférica aumenta mientras que el llenado de la aurícula derecha disminuye. Ya que tanto el gasto cardiaco como la resistencia vascular periférica se incrementan, la PAM también se eleva por efecto de aumento en las presiones sistólica y diastólica. Estos cambios cardiovasculares provocados por el ejercicio estático se han descrito como una respuesta de "sobrecarga de presión" del corazón (Mitchell y Wildenthal, 1974).

Los dos tipos de respuesta cardiovascular descritos, por sobrecarga de volumen y por sobrecarga de presión, demuestran que la modalidad del ejercicio realizado desempeña un papel fundamental en la determinación de los ajustes hemodinámicos que deberán llevarse a cabo para sostener la demanda del ejercicio. Así mismo, sugieren que el control autonómico para determinar una u otra respuesta no es similar, sino que dependen de la modalidad de ejercicio que se realiza.

Aunque los estudios sobre el comportamiento neurovegetativo durante el ejercicio muestran una respuesta bimodal, representada por retiro vagal y activación simpática, particularmente los protocolos de estudio isométrico se han efectuado en las siguientes condiciones: 1) con los sujetos canalizados para administrar fármacos o tomar muestras, 2) realizando ejercicio isométrico por apretón de mano y, 3) en tiempos desde unos pocos segundos hasta tres minutos máximo.

Como puntos discutibles a estos trabajos puede argumentarse que, primero, la poca masa muscular utilizada podría estar limitando la diferenciación de respuestas (Blomqvist y Cols., 1981; Seals, 1989); segundo, aún aumentando la masa muscular, la variación en los tiempos de registro difícilmente hace pensar en condiciones comparables de estado estable entre ejercicio estático y dinámico (Ray y Mark, 1993; Ray, 1993); y tercero, el empleo de técnicas invasivas, como la canulación de los sujetos para la toma de muestras sanguíneas o para la

administración de fármacos y la colocación muscular de agujas de registro, pueden por sí mismas influir en la respuesta autonómica (Boostma y Cols., 1996).

Con respecto a la técnica mediante registros de la descarga neural simpática a los músculos, se cuenta con estudios independientes de ejercicio isométrico y ejercicio dinámico, tanto en brazos como en piernas (Ray, 1993; Ray y Mark, 1993; Saito y Cols., 1993; Mitchell y Victor, 1996), en los que se observa que la ANSM aumenta en relación directa con el incremento de la carga de trabajo, pero se carece de estudios comparativos sobre la ANSM entre los dos tipos de ejercicio, además de que este método es invasivo y explora únicamente el componente simpático muscular.

Otra técnica comúnmente empleada para evaluar la actividad simpática ha sido la determinación de catecolaminas plasmáticas, cuya concentración se ha visto elevada tanto durante el ejercicio dinámico (Von Euler y Hellner, 1952; Häggendal y Cols., 1970; Christensen y Cols., 1979) como durante el ejercicio estático (Vecht y Cols., 1978; Watson y Cols., 1980). Más aún, de la interpretación de los datos recabados en estudios independientes para ejercicio estático y dinámico, se ha sugerido que dicha actividad es mayor durante el ejercicio dinámico (Christensen y Galbo, 1983), pero a la fecha tampoco existen estudios comparativos directos que confirmen la propuesta.

Es de señalar que, al igual que la técnica para ANSM, la técnica para la determinación de catecolaminas plasmáticas es evidentemente invasiva y sólo permite la evaluación discontinua del componente simpático, pero no del parasimpático. Por otro lado, se ha puesto en duda que la concentración de noradrenalina refleje consistentemente las variaciones en la actividad neural simpática, debido a que en sujetos bajo la influencia de actividad mental, ejercicio por apretón de manos y ejercicio submáximo en bicicleta, los niveles de noradrenalina guardan poca relación con la PAM y con la FC, r=0.33 y r=0.28, respectivamente (Floras y Cols., 1986).

Una herramienta metodológica alternativa para evaluar el sistema nervioso autónomo ha sido el análisis de la VFC. Esta variabilidad corresponde a la amplitud de las oscilaciones latido-a-latido en la actividad cronotrópica del corazón, oscilaciones que están asociadas a la modulación autonómica simpática y parasimpática, como primero fue visualizado en el campo clínico de la Perinatología (Hon y Wohigemuth, 1961; Caldeyro-Barcia, 1966) y posteriormente propuesto para evaluación de la regulación cardiovascular en diversas condiciones extrauterinas (Penáz, 1968; Hyndman y Cols., 1971; Luczak y Lauring 1973; Sayers, 1973; Akselrod y Cols. 1981; Pomeranz y Cols., 1985). En la actualidad, el análisis de la VFC es un procedimiento indirecto de evaluación del sistema nervioso autónomo que, gracias a los avances tecnológicos en la adquisición y procesamiento digital de series de tiempo, se ha consolidado como una herramienta no-invasiva de fácil aplicación y con potencial para proporcionar

información relevante sobre la regulación cardiovascular, en condiciones de mínima manipulación instrumental o farmacológica de los sujetos (van Ravenswaaij y Cols., 1993, Kamath y Fallen, 1993, Task Force, 1996).

En particular, los primeros estudios sobre el análisis de la FC, que emplearon técnicas de análisis de sistemas durante el ejercicio, se enfocaron hacia la determinación de la interacción simpático-vagal en los periodos transitorios de ejercicio dinámico (estado no estable), y bajo la administración de bloqueadores farmacológicos del sistema nervioso autónomo (Sato y Cols., 1980). Estudios posteriores tienden a evaluar, por medio del análisis de la VFC, los cambios en la relación simpático-vagal durante el ejercicio dinámico, manteniendo la imagen de reducción vagal seguida de activación simpática (Baselli y Cols., 1988; Arai y Cols., 1989; Kamath y Cols., 1991; Yamamoto y Cols., 1991; Rimoldi y Cols., 1992). Más aún, se abunda en que el retiro vagal es casi completo antes del umbral ventilatorio mientras que la actividad simpático-adrenal aumenta substancialmente por arriba de este umbral (Yamamoto 1992, Weltman y Cols., 1994).

El primer estudio sobre el análisis de VFC durante ejercicio isométrico se efectuó recientemente, en un protocolo comparativo entre el apretón de mano al 10% de la CMV (masa muscular pequeña e intensidad baja) con contracción continua durante 30 minutos, contra contracciones intermitentes por 40 minutos (Lee y Cols., 1994). No obstante el tiempo que tomó el ejercicio, lo cual aseguró el

estado estable, estos autores no observaron diferencias significativas en la actividad simpática y parasimpática entre el ejercicio continuo y el intermitente, debido a la baja carga del trabajo realizado.

Por otro lado, Pagani y Cols. (1995) refieren datos de un estudio no publicado, con ejercicio por apretón de mano, aparentemente al 25% de la CMV, datos que les permitió inferir el aumento en la actividad simpática más evidente en el ejercicio estático, asociado con reducción parasimpática en los dos tipos de ejercicio. Tal postura contrasta con nuestra hipótesis, en la cual suponemos que en el ejercicio estático debe existir mayor actividad de ambas ramas. Por desgracia, Pagani y Cols. (1995) no abundan en mayores datos metodológicos para tratar de explicar sus hallazgos.

Por lo tanto, a partir de los estudios publicados se concluye que los datos derivados, tanto por procedimientos directos como indirectos, muestran que el control neural autonómico durante el ejercicio se manifiesta por, a) reducción gradual de la actividad parasimpática a cargas de trabajo por debajo de los 100 lpm o del umbral ventilatorio; b) aumento gradual de la actividad simpática a intensidades de trabajo mayores al umbral ventilatorio o con respuestas en la FC por arriba de los 100 lpm; c) predominio simpático durante ejercicio en el estado estable; y d) ausencia de diferencias en el balance autonómico simpático-vagal entre el ejercicio estático y el dinámico.

La incapacidad de identificar diferencias en los mecanismos de control autonómico podría ser explicada por las limitaciones metodológicas y técnicas mencionadas con anterioridad, además de que no se han tomado en cuenta factores como la condición física o el grado y tipo de entrenamiento físico en caso de existir.

Una alternativa adecuada para poder contrastar las diferencias autonómicas durante los ejercicios estático y dinámico en el ser humano sería, primero, aumentar la masa muscular para procurar un estímulo suficiente; segundo, aumentar e igualar los tiempos de trabajo físico para asegurar el estado estable, tercero, hacer las comparaciones en equivalencia de intensidad de trabajo o de respuesta hemodinámica; cuarto, considerar la edad y la condición física de los sujetos; y quinto, emplear técnicas de registro no-invasivas para reducir influencias no deseadas en la respuesta autonómica.

En suma, desde mi punto de vista existen dudas sobre la similitud del comportamiento neurovegetativo durante ejercicios estáticos y dinámicos. Las bien conocidas respuestas hemodinámicas observadas durante el ejercicio estático y dinámico indican diferentes ajustes homeostáticos y, por lo tanto, del control autonómico. Más aún, dependiendo del tipo de entrenamiento, fuerza-velocidad o resistencia, los cambios funcionales cardiopulmonares, metabólicos y musculares son perfectamente diferenciados; en consecuencia, esto hace suponer comportamientos neurovegetativos diferentes entre sujetos sedentarios y

sujetos entrenados, así como entre sujetos con entrenamiento de fuerza-velocidad y sujetos con entrenamiento de resistencia.

Hipótesis

En la presente tesis se plantea la hipótesis de que, la contracción muscular isométrica sostenida (ejercicio estático) y las contracciones isotónicas rítmicas (ejercicio dinámico), al determinar acciones mecánicas musculares y efectos hemodinámicos diferentes, generan reflejos musculares y en barorreceptores que serán integrados de manera diferenciada por el sistema nervioso central. La compleja integración de estos reflejos provoca salidas de control autonómico, simpático y parasimpático, diferentes hacia los efectores cardiovasculares para lograr nuevamente el balance homeostático de acuerdo al tipo de ejercicio realizado.

En particular, por la naturaleza de su contracción, el ejercicio estático puede significar una mayor estimulación de metaborreceptores musculares (por acumulación de metabolitos) y de barorreceptores (por la respuesta presora), que el ejercicio dinámico durante el cual la acumulación de metabolitos en los músculos activos, la respuesta presora y la estimulación de barorreceptores es menor. En el estado estable y durante el ejercicio estático, es de esperar que ambos reflejos estén activados, por lo que bajo estas condiciones tanto el simpático como el parasimpático estarán aumentados si se comparan con las

condiciones de reposo; no así durante el ejercicio dinámico en estado estable, en el cual el simpático se verá incrementado, mientras el parasimpático se atenuará.

Objetivos

Con base en el conocimiento que al momento se conocía, en la propuesta de tesis doctoral se planteó el siguiente **objetivo general**:

Evaluar y comparar, en el dominio del tiempo y la frecuencia, la VFC en sujetos sanos sedentarios y activos durante la realización de ejercicio físico dinámico y estático, para determinar cualitativa y cuantitativamente la participación relativa de las ramas simpática y parasimpática en la modulación de la respuesta cardiovascular.

Actualmente se han reportado múltiples estudios sobre las respuestas hemodinámicas entre sujetos con distintos tipos de entrenamiento, pero no existen comparaciones sobre el efecto de factores como tipo de ejercicio y tipo de entrenamiento sobre la modulación autonómica. Las posibilidades de combinaciones experimentales son varias y todas ellas de gran interés en el campo de la fisiología del ejercicio. Visto de manera esquemática se tiene una columna de características de los sujetos que van de sedentarios a entrenados con ejercicios de fuerza o con ejercicios de resistencia; las condiciones experimentales varían del reposo a la realización de ejercicios estáticos y

dinámicos; finalmente la evaluación sería hacia la actividad simpática y la parasimpática (Figura 3).

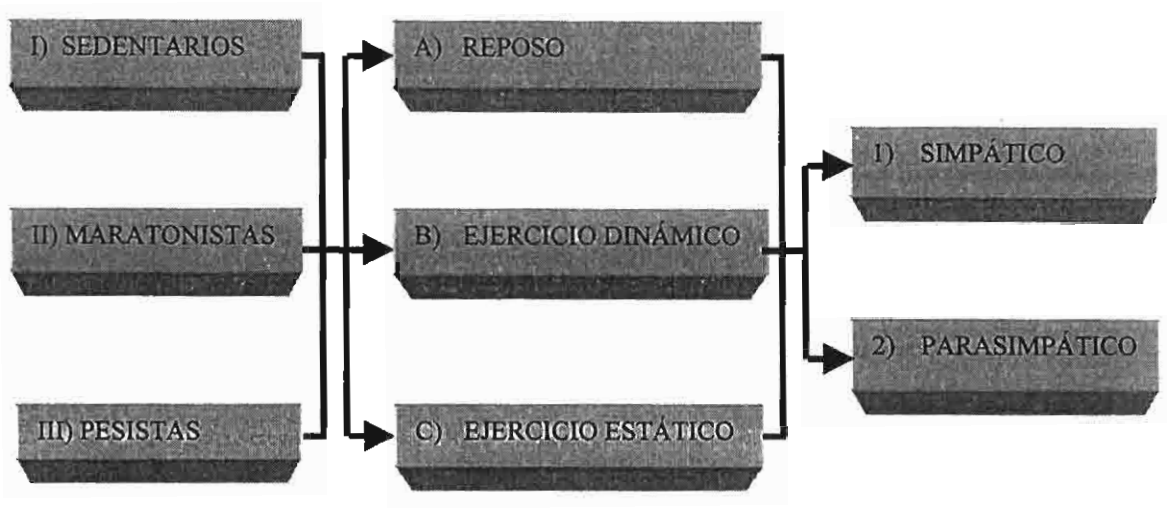


Figura 3. Esquema de posibles combinaciones experimentales para evaluar y comparar fisiológicamente la respuesta autonómica.

No obstante la existencia de varios estudios en sedentarios en la secuencia IA1 y IA2, y, de manera más limitada, escasos estudios en las secuencias IB1, IB2, IC1, IC2, IIA1 y IIA2, así como ausencia de estudios en el resto de las secuencias, la mayor parte de estas investigaciones se ha dedicado, por cuestiones de factibilidad tecnológica y metodológica, hacia la determinación de la actividad simpática. Sin embargo, queda mucho por ahondar en la exploración de la actividad autonómica de ambas ramas, particularmente en la parasimpática, durante la realización de ejercicio estático en sujetos con y sin entrenamiento físico.

Tomando en cuenta el objetivo general, quiero remarcar el ¿Qué, Cómo y Para-qué? de la presente tesis. Qué se evaluará y comparará, es la VFC en diversas condiciones experimentales, pero no la FC. El primer caso, la variabilidad o fluctuaciones, obedece a un concepto de cambio continuo, representado por las series de tiempo latido-a-latido; en tanto que, la FC es un concepto de valor promedio fijo para una cierta condición experimental. El Cómo se hará la evaluación, se refiere a la identificación y medición de parámetros estadísticos y espectrales de dispersión en las series de tiempo de la FC; la justificación para el uso del análisis espectral se basa en la mayor especificidad de esta herramienta para la detección no-invasiva de comportamientos simpáticos y parasimpáticos. Para ello es necesario desarrollar los sistemas computacionales adecuados para la adquisición y procesamiento de las series de tiempo. Por último, el Paraqué se orienta hacia aspectos funcionales sobre la modulación del sistema nervioso autónomo durante el ejercicio que creo tiene importantes aplicaciones prácticas tanto en la salud como en la enfermedad.

En el planteamiento inicial de la tesis, debo reconocer que se propusieron estudios que involucran sujetos con y sin entrenamiento; sin embargo, en el seminario de 1996 se decidió acotar el estudio únicamente a sujetos sedentarios sanos y dejar para estudios posteriores a los sujetos con entrenamiento. En consecuencia, para avanzar en la consecución del objetivo general, se plantearon los siguientes **objetivos particulares:**

a) Determinar las variabilidades de la FC, la actividad respiratoria y las presiones sanguíneas, durante el EE y el ED.

b) Determinar la influencia que la actividad respiratoria y las presiones sanguíneas tienen sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca, durante el EE y el ED.

c) Determinar la relación entre conducta neurovegetativa y tipos de ejercicio.

d) Determinar la relación que existe entre conducta neurovegetativa y condición física.

e) Contribuir al desarrollo de un sistema de adquisición, análisis y procesamiento de señales fisiológicas, encaminado principalmente a la obtención de datos sobre variabilidad de la función cardiorrespiratoria como índices del comportamiento neurovegetativo.

Los dos primeros objetivos particulares son temas ampliamente estudiados, por lo que existen abundantes datos en la literatura y por lo tanto no se espera que de esta tesis se deriven datos relevantes sobre ellos. Sin embargo, ambos objetivos se llevaron a efecto, ya que las variables fisiológicas que incluyen debieron medirse durante la realización de las pruebas a cada sujeto. Cabe mencionar que en específico, el objetivo particular (b) ha sido evaluado sobre todo en condiciones de reposo, pero poco se sabe del efecto modulador que la actividad respiratoria y las presiones sanguíneas tienen sobre la respuesta dinámica de la FC durante el ejercicio. Con respecto a los objetivos particulares (c) y (d), la presente tesis abunda sobre los logros obtenidos en el inciso (c); es decir se intenta responder a

la pregunta de ¿existen diferencias en la modulación del sistema nervioso autónomo sobre la respuesta dinámica de la FC, durante diferentes tipos de actividad?. En párrafos posteriores se presentan los resultados obtenidos. Cabe aclarar que en la solución a esta interrogante no se toma en cuenta la existencia de entrenamiento; por lo tanto, las respuestas en FC y PA son instantáneas o agudas ante la estimulación por los tipos de ejercicio.

Justificación de la tesis

La repetición del ejercicio con fines de entrenamiento induce a toda una gran variedad de cambios anatómicos y funcionales que mejoran la condición física de las personas (Åstrand y Cols., 1986; Jones, 1988). Dada esta posibilidad, el entrenamiento físico es recomendable en la reducción de factores de riesgo (Leon y Cols., 1987) y se prescribe a "dosis" específicas tanto en sujetos sanos como en toda una variedad de patologías, de acuerdo a los intereses particulares (ACSM, 1991 (Guidelines)). Así, en el caso del entrenamiento dinámico, pero no en el estático, se ha demostrado que reduce la respuesta simpático-adrenal a estrés mental en sujetos aparentemente sanos (Blumenthal y Cols., 1990). Respaldados, por un lado, en la ausencia de efectos autonómicos aparentes y, por el otro, en el incremento brusco de la PA con alteraciones significativas de la función ventricular durante el ejercicio isométrico (Vitcenda y Cols., 1990), el entrenamiento estático casi no se incluía en los programas de rehabilitación cardiaca. Sin embargo, en la actualidad el entrenamiento estático es común incluirlo, debido a estudios que, por

el contrario, indican una mayor eficiencia para mejorar la fuerza y la condición física en pacientes con enfermedad arterial coronariana, cuando realizan entrenamiento combinado estático y dinámico (McCartney y Cols., 1991). De cualquier manera, en caso de administrar un programa de entrenamiento en sujetos con cardiopatías, determinar las características óptimas de dicho programa, sea con ejercicio dinámico o estático, resulta crucial en aras de la seguridad del paciente.

Como se mencionó en líneas anteriores, el análisis de la VFC ha probado ser una herramienta útil en la valoración indirecta de la modulación autonómica hacia el corazón (Malliani y Cols., 1991; Malliani y Cols., 1994; Lombardi y Cols., 1996_a). Igualmente, se ha mostrado que la VFC puede ayudar a identificar factores de riesgo en sujetos sanos (Molgaard y Cols., 1991), disminuye significativamente en pacientes con enfermedad arterial coronariana (Casolo y Cols., 1992; Wennerblom y Cols., 2000), disminuye en la insuficiencia cardiaca congestiva (Casolo y Cols., 1989; Kienzle y Cols., 1992; Radaelli y Cols., 1999), disminuye en la neuropatía diabética (Bellavere y Cols., 1992), y se modifica en otras entidades clínicas (Pieper y Hammill, 1995; Kautzner y Camm, 1997) en quienes la reducción en la VFC se ha interpretado como un desbalance autonómico por aumento de la actividad simpática o por reducción de la actividad vagal. Aunado a estas observaciones, de manera experimental, en perros, se ha sugerido que el ejercicio provoca mayor reducción de la VFC y del tono vagal en aquellos animales con mayor susceptibilidad a la fibrilación ventricular (Billman y Hoskins,

1989). En un intento por corroborar clínicamente esta hipótesis, se han obtenido resultados que señalan alteraciones en la VFC antes del inicio de arritmias ventriculares en pacientes cardiópatas (Skinner y Cols., 1993; Huikuri y Cols., 1996; Lombardi y Cols., 1996_b; Stein y Cols., 2000).

Por lo tanto, si durante el ejercicio se genera una sobreactividad simpática con atenuación de la parasimpática proporcional a la intensidad de la carga, los sujetos sean normales o enfermos pueden presentar una mayor inestabilidad eléctrica cardiaca durante el ejercicio que podría ser prevenida por vigilancia de la VFC. Sin embargo, a pesar de que la actividad física cotidiana involucra una gran cantidad de contracciones de fuerza, o isométricas súbitas, la respuesta de la VFC durante el ejercicio isométrico agudo o después del entrenamiento estático se desconoce. Otra situación especial que conlleva una buena dosis de actividad isométrica se presenta durante el trabajo de parto, no obstante que el monitoreo cardiaco es común realizarlo en el producto, olvidando muy frecuentemente la participación de la madre en el proceso. ¿Hasta que punto el entrenamiento físico, estático o dinámico, reduce la vulnerabilidad a presentar arritmias?, es una pregunta cuya respuesta es de gran interés práctico. Los estudios sobre la actividad autonómica muestran que el parasimpático está aumentado en los atletas con entrenamiento dinámico y, posiblemente sean menos susceptibles a las arritmias cardiacas, pero el impacto del entrenamiento de fuerza sobre la actividad autonómica es poco conocida (Strobel y Cols., 1999).

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

Los ajustes funcionales del organismo ante los incrementos en las demandas metabólicas, impuestas por la actividad física, han llamado la atención de los investigadores en fisiología del ejercicio, en un intento por explorar los factores que determinan la capacidad funcional máxima en sujetos sanos y en enfermos. Cualquier ajuste o respuesta funcional que ocurra durante el ejercicio está relacionada con las contracciones musculares, independientemente de que éstas sean parte de las actividades cotidianas, laborales, recreativas o deportivas. El sistema nervioso autónomo será el encargado de controlar la magnitud de los ajustes funcionales, de una manera precisa de acuerdo a la magnitud cambiante de las demandas impuestas.

Características de las contracciones musculares y tipos de ejercicio.

En general, las contracciones musculares pueden ser de dos tipos. En el primero de ellos, el músculo se contrae con cambios en la longitud de sus fibras, con poca o ninguna modificación en la tensión desarrollada; a este tipo de contracción se le denomina ISOTÓNICO. Si la persona ejecuta contracciones de manera repetida y rítmica, se considera que está realizando un EJERCICIO DINÁMICO (ED).

Hablando estrictamente, se considera que las contracciones isotónicas puras (sin cambio de tensión) no existen en el cuerpo. Cuando el músculo se alarga mientras sostiene una carga determinada, la contracción es EXCÉNTRICA; en tanto que, cuando el músculo se acorta la contracción es CONCÉNTRICA. El segundo tipo de contracción muscular es el llamado ISOMÉTRICO, el cual se caracteriza por no presentar variación en la longitud de las fibras, pero sí importantes cambios en la tensión o fuerza muscular. Ya que la ejecución de una sola o de varias contracciones isométricas no provoca desplazamiento de articulaciones ni del cuerpo, ésta o éstas implican la realización de EJERCICIO ESTÁTICO (EE). Comúnmente, el EE puede presentarse como una contracción única sostenida durante varios segundos o minutos, o puede repetirse también rítmicamente alternando contracciones y relajaciones breves durante algunos minutos (Åstrand y Rodahl, 1986; ACSM, 1991(Guidelines); ACSM, 1991(Resources); McArdle y Cols., 1991; Bowers y Fox, 1995).

Resulta evidente que, desde el punto de vista físico, ambos tipos de contracciones generan fuerza, pero únicamente las contracciones isotónicas producen trabajo. De acuerdo a la ecuación de transformación de energía, $E = A + kW$, donde E es la energía total transformada, mientras que los factores A y kW son, respectivamente, las energías asociadas al trabajo interno y al trabajo externo realizados, se puede deducir que en las contracciones isométricas el trabajo externo es cero y que su costo energético será menor al de las contracciones isotónicas, pues depende sólo del trabajo interno (Asmussen, 1981).

Las fibras musculares se han clasificado en tres tipos histoquímicos básicos (Åstrand y Rodahl, 1986; ACSM, 1991 (Guidelines); ACSM, 1991(Resources); McArdle y Cols., 1991; Bowers y Fox, 1995). Las fibras tipo I, de sacudida lenta, tienen gran capacidad para llevar a cabo la fosforilación oxidativa, por lo que son capaces de sostener su actividad por varios minutos u horas (fatigabilidad disminuida). Las fibras tipo IIb, de sacudida rápida, muestran una pobre capacidad oxidativa, pero un metabolismo glucolítico anaeróbico favorecido y consecuentemente una baja tasa de producción de ATP. Al realizarse de manera repetida, las contracciones isométricas llegan a la fatiga en pocos minutos o algunos segundos, dependiendo de la intensidad de la tensión efectuada. Existen también las fibras tipo IIa que muestran características intermedias a los dos tipos mencionados anteriormente. La Tabla 1 resume algunas de las características estructurales y funcionales de los diferentes tipos de fibras musculares.

Los músculos con mayor proporción de fibras lentas son adecuados para la realización de ejercicios que requieren poca fuerza pero bastante trabajo externo y gran actividad en la fosforilación oxidativa. Dado el manejo metabólico por músculos con predominio de fibras lentas -esto es, con obtención de energía química con gran participación de procesos oxidativos en los que el oxígeno es el aceptor electrónico al final de la cadena respiratoria- se dice que el ejercicio es de tipo aeróbico. Por lo general, los ejercicios dinámicos ligeros o de moderada

intensidad y los ejercicios estáticos de corta duración, con repeticiones rítmicas de baja intensidad, corresponden a ejercicios aeróbicos.

TABLA 1. Características funcionales, estructurales y bioquímicas de los tipos de fibras musculares*.

TIPO DE FIBRA	I	IIa	IIb
PROPIEDADES FUNCIONALES			
Velocidad de contracción	Lenta	Rápida	Rápida
Velocidad de relajación	Lenta	Rápida	Rápida
Resistencia a la fatiga	Mucha	Moderada	Poca
Fuerza desarrollada	Baja	Alta	Alta
Descarga de motoneuronas	10-20 por seg	30-60 por seg	30-60 por seg
Velocidad de conducción neural	Lenta	Rápida	Rápida
Umbral de reclutamiento neural	Bajo	Alto	Alto
PROPIEDADES HISTOLÓGICAS			
Color de fibras	Rojo	Rojo	Blanco
Diámetro de fibras	Pequeño	Grande	Grande
Placa neuromuscular	Mediana	Pequeña y simple	Grande y compleja
Tamaño de motoneurona	Pequeño	Grande	Grande
Densidad de capilares	Alta	Media	Baja
Densidad de mitocondrias	Alta	Media	Baja
Línea Z	Moderada	Gruesa	Fina
Retículo sarcoplásmico	Pobre, diadas	Rico, triadas	Rico, triadas
PROPIEDADES BIOQUÍMICAS			
Almacén de mioglobina	Alto	Medio	Bajo
Almacén de glucógeno	Bajo	Alto	Alto
[fosfocreatina]	Bajo	Alto	Alto
[triacilglicéridos]	Alto	Medio	Bajo
Actividad miosina-ATPasa	Baja	Alta	Alta
Actividad enzimas glucolíticas	Baja	Alta	Alta
Actividad enzimas oxídativas	Alta	Media	Baja

* Modificada de Astrand 1986 y Bowers 1995)

Por otro lado, los músculos con mayor número de fibras rápidas desempeñan mejor las actividades en las que es necesario desarrollar mucha fuerza o velocidad por periodos de tiempo breves. Bajo estas condiciones, la fuente de energía química para la realización del trabajo celular deriva de fosfágenos o de la glucólisis con producción de lactato, procesos metabólicos en los cuales el oxígeno no participa. De ahí que, los ejercicios que utilizan músculos con

predominio de fibras rápidas se denominen anaeróbicos. Los ejercicios estáticos por contracción isométrica única sostenida por varios minutos, o los dinámicos de gran intensidad y/o frecuencia, son ejemplos en que se realizan ejercicios anaeróbicos.

Cada músculo presenta los tres tipos de fibras, pero en diferentes proporciones de acuerdo a las características genéticas del individuo. En particular, el músculo extensor de la pierna en el ser humano muestra un rango de fibras rápidas (Tipo II) que varía del 37% al 75%, con promedio ± error estándar de 55±2% (Thorstensson y Cols., 1976). Aunque se ha sugerido que dicha proporción puede cambiar por el tipo de entrenamiento, los estudios a la fecha no han sido concluyentes en relación con la capacidad de transformación de las fibras musculares de un tipo en otro (Holloszy y Coyle, 1984).

Diferencias en la respuesta cardiovascular entre ejercicios estáticos y dinámicos.

Un hecho ampliamente aceptado es que los sistemas cardiovascular y respiratorio juegan un papel crítico en las respuestas funcionales al ejercicio agudo. El aumento progresivo de la actividad física significa aumentos graduales en la actividad metabólica de los músculos activos. Este incremento en la demanda metabólica deberá ser apoyada por un continuo aporte de los sustratos metabólicos y la eliminación de los productos finales (Saltin, 1985).

Durante el ED las principales variables funcionales cardiovascular y respiratoria se incrementan en proporción directa a la intensidad de la carga de trabajo a realizarse. La frecuencia cardiaca (FC), la presión sanguínea arterial (PA) sistólica (PAS) y media (PAM), el consumo de oxígeno (VO_2) la diferencia arterio-venosa de oxígeno ($d(a\text{-}v)O_2$), el gasto cardiaco (GC) y el cociente respiratorio (Rq), aumentan casi linealmente desde el reposo hasta alcanzar un valor máximo a la carga de mayor intensidad realizada, mientras que el volumen de eyección ventricular (VE_{VI}) aumenta asintóticamente, la presión arterial diastólica (PAD) no muestra cambios significativos y la resistencia periférica total (RPT) disminuye no linealmente. Si se observara la respuesta funcional a una sola intensidad de trabajo submáxima o máxima, se tendría que después de una etapa transitoria de ascenso en la magnitud de las variables como FC, PAS, PAM, GC, VO_2, etc., finalmente se lograría un estado estable, cuya magnitud y tiempo de estabilización dependerá de la intensidad de la carga. En la recuperación, las variables que fueron modificadas inician su retorno a los valores de reposo de manera casi inmediata al suspender el ejercicio (Whipp y Wasserman, 1991; Jones, 1988; McArdle y Cols., 1991).

Durante el EE, también existen cambios en las variables cardio-respiratorias; sin embargo, se observan diferencias significativas con respecto al ED. Entre las diferencias se tiene que, para determinada carga de trabajo, las respuestas de FC, PAS, PAD y PAM son mayores a las observadas en ED; en tanto que el VO_2

y el GC muestran incrementos menores al encontrado en ED y las variables como Rq, RPT y VE_{VI} no cambian significativamente o disminuyen ligeramente. Al suspender el ejercicio, la FC y las presiones sanguíneas disminuyen inmediatamente; en tanto que el VO_2, la $d(a\text{-}v)O_2$, la Rq y el GC aumentan aún más antes de regresar a valores de reposo (Donald y Cols., 1967; Asmussen, 1981; Hurley y Cols., 1984; Misner y Cols., 1990).

Un breve resumen sobre las diferencias relativas, desde reposo hasta ejercicio máximo, en las respuestas de variables cardio-vasculares durante EE y ED de alta intensidad se da en la Tabla 2 (Asmussen, 1981; ACSM, 1991 (Guidelines)).

TABLA 2. Cambios relativos con respecto a valores de reposo, en variables funcionales durante ejercicios máximos estático y dinámico.

	EJERCICIO ESTATICO	EJERCICIO DINAMICO
VO_2	+	+++
FC	+	+++
VE_{VI}	±	++
GC	+	+++
RPT	±	-
PAS	++	+++
PAD	+++	±
PAM	+++	++
FCxPAS	+++	+++

(+) aumento , (-) disminución, (±) cambios no significativos. Abreviaturas en el texto.

Debe notarse que los cambios durante el EE corresponden más a incrementos de las presiones sanguíneas, principalmente la diastólica, mientras que en el ED las variaciones se orientan hacia el aumento de los volúmenes manejados por el

corazón. Por lo tanto, la carga impuesta al ventrículo es por presión en EE y por volumen en el ED.

Adaptaciones cardiorrespiratorias por el entrenamiento.

El ejercicio repetido por periodos mayores a 6 semanas induce cambios cardiorrespiratorios manifiestos tanto en reposo como durante el ejercicio. Particularmente en reposo, existen evidencias de que el entrenamiento aeróbico provoca disminución de la FC, aumento del VE_{VI} e hipertrofia ventricular de predominio izquierdo (Morganroth y Cols., 1975), sin cambio aparente en otras variables. El efecto del entrenamiento aeróbico sobre las propiedades del músculo se reflejan en aumentos de la capacidad oxidativa (número y tamaño de mitocondrias, actividad enzimática), sin embargo, no existen evidencias de aumento en el área de las fibras musculares esqueléticas (Salmons y Henriksson, 1981).

En ejercicio aeróbico máximo, los valores que alcanzan las variables cardiorrespiratorias de un sujeto entrenado muestran aumentos significativos en VO_2, VE_{VI}, GC, flujo sanguíneo a los músculos activos y en la capacidad de extracción de oxígeno por los músculos ($d(a\text{-}v)O_2$), en tanto que no se observan modificaciones en la FC y la ventilación máximas (Blomqvist y Saltin, 1983). Cuando un sujeto con entrenamiento aeróbico es sometido a EE se observa que, al compararlos con sujetos entrenados anaeróbicamente, las respuestas en FC y

el doble producto FC x PAS (como índice del consumo de oxígeno miocárdico) son menores, pero no existen diferencias en las presiones sanguíneas. En consecuencia, los sujetos que han sido entrenados con ED presentan alteraciones en la respuesta cardiovascular esperada para EE (Barbara y Cols., 1982).

Por otro lado, los sujetos con entrenamiento anaeróbico, es decir con repeticiones programadas de EE, presentan adaptaciones manifiestas sobre todo en la fuerza muscular, por aumento del área de las fibras musculares, pero no se han distinguido modificaciones en la capacidad aeróbica, medida por el VO_{2MAX}. Sin embargo, el tiempo que los sujetos con entrenamiento anaeróbico son capaces de sostener una carga de ED es mayor a la de sujetos no entrenados (Hickson y Cols., 1980). Igualmente, con excepción de la fuerza máxima lograda, la tendencia y magnitud de las variables cardiorrespiratorias ante EE es similar entre sujetos sedentarios y entrenados anaeróbicamente (Longhurst y Cols., 1980). Algunos autores han encontrado que la combinación simultánea de entrenamiento aeróbico y anaeróbico puede inducir una mejor capacidad aeróbica (Hichson y Cols., 1988), mientras que cuando los entrenamientos son realizados por separado, por ejemplo unas semanas el aeróbico y otras el anaeróbico, la capacidad funcional se ve reducida (Hickson, 1980).

En suma, las respuestas hemodinámicas provocadas durante el ejercicio agudo son diferentes para sujetos sedentarios y sujetos entrenados; así como también se observan diferencias hemodinámicas al comparar sujetos con distintos tipos de

entrenamiento. Algunas de las adaptaciones al ejercicio crónico son observables aún en reposo, como es el caso de la menor FC y el mayor VE_{VI} encontrados en sujetos con entrenamiento aeróbico.

Control nervioso del sistema cardiovascular.

Los cambios o ajustes hemodinámicos durante el ejercicio son controlados por el Sistema Nervioso Autónomo (SNA), tanto por alteraciones en la actividad de su rama simpática (SNS) como por la parasimpática (SNP). La integración de las eferencias neurovegetativas incluye diversas estructuras de control motor como la corteza cerebral, cerebelo y núcleos del tallo cerebral, donde se encuentran ubicados los núcleos de control bulbares cardiovasculares (Stone y Cols., 1985; Mitchell, 1985).

Los centros cardiovasculares a nivel del bulbo establecen salidas simpáticas que incrementan principalmente la FC y la RVS. Al menos se han identificado dos áreas, la vasomotora y la cardioaceleradora, que modifican la salida simpática, a través de la columna espinal intermediolateral (IMLE) y los ganglios cervicales simpáticos, hacia la musculatura de vasos sanguíneos, aurículas, ventrículos, nodo sino-auricular y nodo aurículo-ventricular. En el área vasomotora se han identificado dos regiones, una presora y otra depresora, sujetas a control a partir de vías aferentes reflejas y de vías descendentes de centros superiores como el área locomotora hipotalámica. Estudios electrofisiológicos en ratas han

confirmado la existencia de neuronas bulbares rostroventrolaterales (RVLB) que muestran actividad íntimamente relacionada con los niveles de PA (Brown y Guyenet, 1985). Las columnas IMLE presentan inhibición poderosa por activación de barorreceptores, en tanto que la estimulación de quimiorreceptores las excita (Hammond y Froelicher, 1985; Spyer, 1994). Otras diversas conexiones excitatorias e inhibitorias hacia las columnas IMLE provienen del Rafé (Bacon y Cols., 1990) y la corteza frontal media (Bacon y Smith, 1993), además del área RVLB que muestra un patrón de descarga relacionado con la respiración (McAllen, 1987).

El control parasimpático se ejerce por medio de neuronas vagales al nivel bulbar las cuales, vía el nervio vago y los respectivos ganglios parasimpáticos establecen contacto con los nodos sino-auricular y auriculo-ventricular del corazón. Aunque se han detectado receptores muscarínicos en el músculo ventricular, existe poca evidencia de inervación parasimpática a estas estructuras. Las salidas parasimpáticas de los centros de control cardiovascular bulbares involucran neuronas vagales preganglionares ubicadas dentro del área vasomotora, formando parte de los núcleos ambiguos en el gato (McAllen y Spyer, 1976). Estas neuronas también presentan un patrón de descarga respiratorio, además de la influencia que reciben a partir de barorreceptores arteriales. La mayor parte de las aferencias cardiovasculares y respiratorias (barorreceptores, quimiorreceptores, receptores pulmonares y de vías aéreas) viajan por los nervios vago y glosofaríngeo para terminar dentro de los núcleos del tracto solitario

(Jordan y Spyer, 1986), los cuales actúan como centros de integración refleja. Además de su conexión con las neuronas vagales de los núcleos ambiguos, los núcleos del tracto solitario mantienen una comunicación bidireccional con áreas en el puente, el mesencéfalo, el hipotálamo y la corteza cerebral, aunque se desconoce el papel funcional que estas vías tienen (Loewy, 1990; Spyer, 1994).

Finalmente, la salida neurovegetativa será dirigida hacia el músculo cardiaco y la musculatura lisa de los vasos sanguíneos, los cuales serán controlados para promover las respuestas hemodinámicas de acuerdo a la intensidad del ejercicio (Figura 4). Las condiciones de actividad muscular y el propio estado hemodinámico durante el ejercicio constituyen a su vez señales de información aferente hacia el Sistema Nervioso Central (SNC) que modulará su funcionamiento hasta lograr un adecuado acoplamiento entre las demandas metabólicas y el aporte de elementos de soporte hacia los músculos activos. Las aferencias hacia el SNC se originan principalmente a partir de tres grupos de receptores: a) ergorreceptores y quimiorreceptores musculares, que median su actividad a través de fibras sensoriales tipo III y IV (velocidades de conducción menores a 30 m/seg), b) barorreceptores cardiopulmonares, ubicados en las cámaras cardiacas, la arteria pulmonar, el tejido pulmonar y torácico, cuyas aferencias han sido asociadas tanto al nervio vago como a vías simpáticas, y c) Barorreceptores aórticos y carotídeos, que constituyen vías vagales del SNA (O'Leary, 1996; Raven y Cols., 1997).

A partir de los receptores mencionados se establecen reflejos que permiten controlar la función cardiovascular cronotrópica e inotrópica, así como el grado de contracción de la musculatura lisa vascular, con los consecuentes resultados hemodinámicos mencionados y la distribución del flujo sanguíneo a músculos activos e inactivos. Simultáneo a las salidas neurovegetativas hacia músculo cardiaco y liso vascular, también se presenta la estimulación de la médula adrenal y de la zona yuxtaglomerular, por lo que la secreción de epinefrina (Ep) y de renina circulantes aumenta. A su vez, estas sustancias tendrán efectos que influirán sobre los ajustes cardiovasculares (Shepherd, 1987).

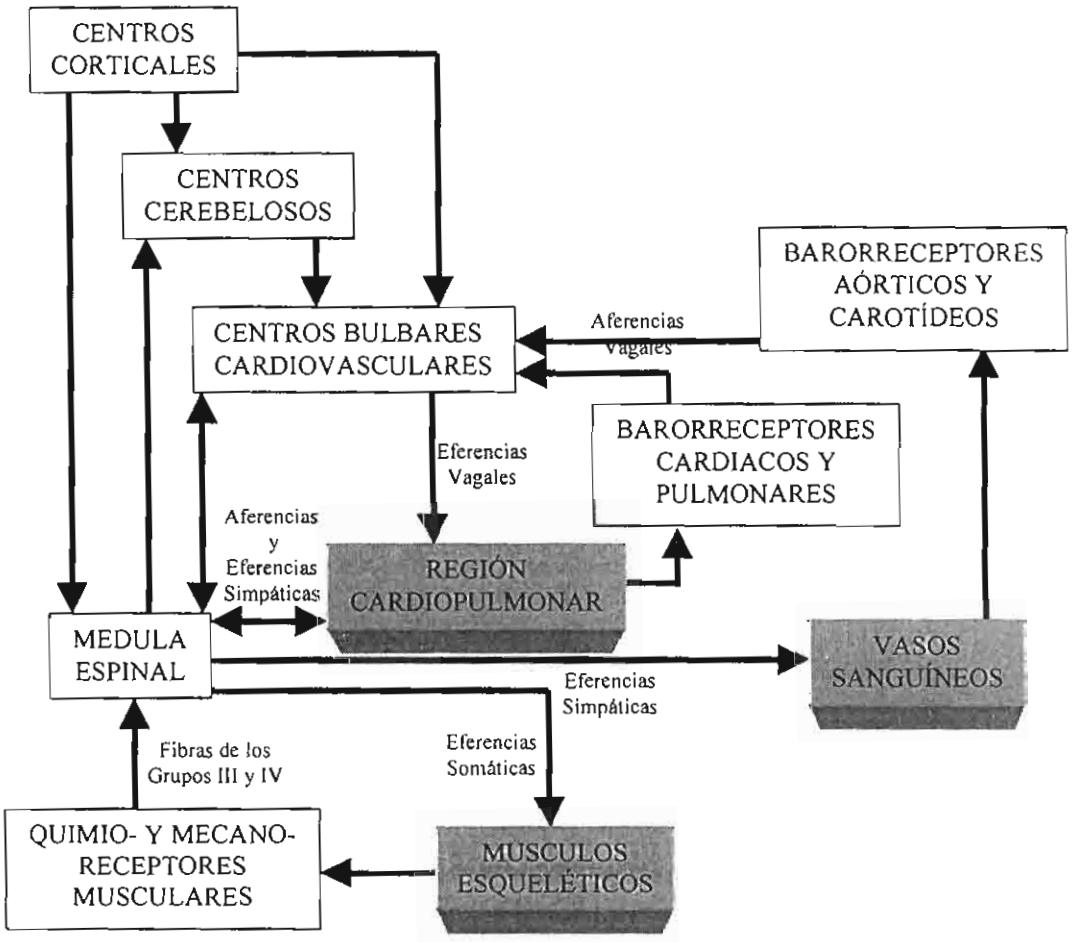


Figura 4. Esquema que muestra las áreas neurales y vías de comunicación para el control autonómico cardiovascular. Los bloques tridimensionales corresponden a efectores.

Concentraciones plasmáticas de catecolaminas y capacidad física.

Ya que la estimulación de los diferentes reflejos, musculares, cardiopulmonares y de barorreceptores, se altera durante el ejercicio, la actividad del SNS y SNP logra un balance hemodinámico que permite dentro de ciertos límites el ajuste entre la oferta y la demanda metabólica muscular. Sin embargo, los ED y EE constituyen estímulos diferentes que sugieren salidas o eferencias neurovegetativas diferentes durante ambos tipos de ejercicio. Incluso, ya que el entrenamiento con uno u otro tipo de ejercicio induce a adaptaciones hemodinámicas y musculares, es posible que se observen alteraciones en la actividad del SNA con respecto a la de sujetos no-entrenados, tanto en reposo como durante el ejercicio.

Un hecho conocido es que durante ED las concentraciones plasmáticas de norepinefrina (NEp) y de Ep aumentan progresivamente en relación directa a la carga de trabajo (Häggendal y Cols., 1970; Christensen y Galbo, 1983). Ya que la magnitud observada de los cambios en las catecolaminas circulantes depende en gran medida de la capacidad física que el individuo tenga, sujetos con diferente edad pero igual VO_2 presentan respuestas similares en la secreción de catecolaminas (LeBlanc y Cols., 1977; Kastello y Cols., 1993). Cuando esta observación se extiende a otras variables en sujetos con diferentes grados y tipos de entrenamiento también algunos autores han reportado que los sujetos con entrenamiento aeróbico muestran una atenuación de la respuesta de barorreceptores aórticos (Smith y Cols., 1988), y por lo tanto una menor capacidad

para lograr ajustes ante condiciones de hipotensión. Sin embargo, en investigaciones recientes (Shedahl y Cols., 1994) se han aportado resultados conflictivos, ya que no se ha podido corroborar la atenuación de barorreceptores por el entrenamiento aeróbico.

Por otro lado, en comparación con valores de sujetos no entrenados, el entrenamiento con ejercicios dinámicos provoca una mayor capacidad para secretar Ep cuando los sujetos son sometidos a estimulaciones con hipoxia, hipercapnia o por la administración de glucagón (Kjær y Galbo, 1988), lo cual resulta de gran utilidad en el manejo más eficiente de sustratos metabólicos para ser utilizados durante condiciones estresantes, incluido el ejercicio. Si ahora se considera el efecto del tipo de entrenamiento, al comparar sujetos con entrenamiento anaeróbico contra sujetos con entrenamiento aeróbico, los primeros muestran una mayor secreción de catecolaminas en respuesta a la realización de ED intenso (Strobel y Cols., 2000); lo cual sugiere diferentes comportamientos neurovegetativos inducidos por el tipo de entrenamiento.

En relación con los efectos parasimpáticos inducidos por el entrenamiento aeróbico se ha mencionado la bradicardia del atleta como la más evidente (Ekblom y Cols., 1973); sin embargo, no se ha llegado ha demostrar una relación causal ya que para algunos autores la bradicardia en reposo de los sujetos entrenados puede ser debida a la disminución de la FC intrínseca por alteraciones

en la capacidad de respuesta del nodo sino-auricular (Smith y Cols., 1989, Negrao y Cols., 1992).

Métodos de análisis del sistema nervioso autónomo.

Existen varios procedimientos para la evaluación del control del SNA sobre sus efectores. Comúnmente, se han empleado diversos modelos de estimulación entre los que se cuentan: a) estimulación con fármacos agonistas o de bloqueadores específicos de receptores, de manera que sea posible exacerbar o bloquear una u otra de las ramas del SNA, b) estimulación con agentes físicos como son el frío, el calor o presión negativa ejercida sobre todo el cuerpo o de manera localizada sobre el cuello, c) estimulaciones por movimientos o esfuerzos, entre los que se tiene el cambio de inclinación del cuerpo, el cambio súbito de la posición supina a la ortostática, la maniobra de Valsalva y el ejercicio físico que va desde la compresión de dinamómetros con las manos o el empuje vertical u horizontal contra una resistencia conocida (Freeman, 1994).

Las técnicas empleadas para conocer cual ha sido la respuesta hemodinámica del control neurovegetativo abarcan desde, a) las indirectas, por registro de variables fisiológicas bajo control autonómico, y b) las directas que consisten en la cuantificación de catecolaminas en sangre por técnicas radioenzimáticas, por marcado isotópico de las sustancias, o por radioligandos para la determinación de receptores en órganos efectores (Von Euler y Hellner, 1952; Christensen y Galbo,

1983), y por el registro de impulsos dentro de fibras nerviosas simpáticas a piel y músculos (Mark y Cols., 1985; Victor y Cols., 1987; Seal y Victor, 1991).

El enfoque de la actual tesis va dirigida hacia el registro de variables como la FC y la PA cuyos valores latido por latido pueden oscilar en función de la modulación autonómica. El resultado de estas oscilaciones puede reducirse a un número o a un conjunto de números que resuman los aspectos importantes de la variabilidad en la señal completa; esto es el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca o de la presión arterial. Al respecto, las medidas de tendencia central (media, mediana, moda) representan una simplificación sobre las características de las señales, pero evidentemente suprimen la variabilidad. No obstante que cantidades como la desviación estándar, la varianza, el rango desde el mínimo hasta el máximo valor, o las percentilas dentro de un rango establecido, son mediciones adecuadas de la variabilidad, éstas no proporcionan información de la estructura en el tiempo o periodicidad de las oscilaciones y el valor resultante no es afectado por el orden en que se hagan las mediciones (Challis y Kitney, 1990; Kleiger y Cols., 1992; Kaplan, 1994; Task Force, 1996).

Un hecho matemático establecido es que cualquier serie de datos en el tiempo puede representarse como la suma de ondas senoidales de diferentes frecuencias y amplitudes. Precisamente, el análisis o estimación espectral es una técnica que separa cada una de las ondas senoidales que componen a una señal. Si la señal está compuesta de una sola onda senoidal, el análisis espectral mostrará un solo

pico cuya posición en la abscisa indica su frecuencia (en Hertz o ciclos por segundo) y el área bajo el pico la amplitud al cuadrado (potencia). Si la señal está compuesta de dos más ondas, el análisis espectral mostrará tantos picos como ondas compongan la señal, al extremo de que cada pico pudiera ser no distinguible del inmediato, agrupándose en bandas de frecuencia (Kay y Marple, 1981; Challis y Kitney, 1991(part 2); Challis y Kitney, 1991(part 3); Öri y Cols., 1992; Task Force, 1996).

La aplicación de técnicas de estimación espectral, al análisis de la variabilidad de la FC y la PA, permite identificar una serie de componentes en el espectro de potencia, con la posibilidad de poder asociar los diversos factores que modularían a cada componente (Akselrod y Cols., 1981; Pomeranz y Cols., 1985). De esta manera, en el espectro de potencia de la variabilidad de la FC se han identificado básicamente los siguientes 4 componentes (Kamath y Fallen, 1993; Parati y Cols., 1995; Task Force, 1996): a) el de frecuencias altas (FA) en el rango de 0.15 a 0.4 Hz en condiciones de reposo, relacionado con modulaciones de tipo parasimpático debidas a fluctuaciones de la función respiratoria, b) el de frecuencias bajas (FB) en el ancho de banda de 0.04 a 0.15 Hz, el cual se considera provocado por las variaciones en la actividad de los barorreceptores periféricos, modulando a la FC a través del simpático y del parasimpático, c) el de frecuencias muy bajas (FMB) que se encuentra dentro de 0.0033 a 0.04 Hz y representa la influencia de la termorregulación, la actividad vasomotora y del sistema renina-angiotensina, y d) el de frecuencias ultrabajas (FUB) por debajo de

0.0033 Hz cuyas oscilaciones corresponden, muy posiblemente, a múltiples factores aún no bien identificados con periodicidad tipo circadiana. Los dos últimos componentes sólo pueden cuantificarse en registros de varias horas de duración, mientras que los dos primeros pueden ser observados y analizados en registros de algunos pocos minutos. Dentro del componente FB, algunos autores incluyen el componente de frecuencias intermedias (FI), en el rango de 0.07 a 0.15 Hz, como más representativo de las fluctuaciones vasomotoras (Parati y Cols., 1995).

Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante ejercicio.

En la actualidad, la técnica de análisis espectral para la evaluación del balance autonómico ha sido ampliamente valorada tanto en modelos experimentales en animales, como en humanos tanto en condiciones de salud como de enfermedad (Pagani y Cols., 1986; Cerutti y Cols., 1987; Akselrod, 1988; Rimoldi y Cols., 1990, Saul, 1990; Bootsma y Cols., 1994; Stein y Cols., 1994; Pieper y Hammill, 1995; Kautzner y Camm, 1997). Sin embargo, su uso en sujetos sometidos a ejercicio físico ha tenido menor difusión, de tal manera que pocos son los estudios que han valorado la función de control neurovegetativa empleando la técnica de análisis espectral de la VFC. Entre estos estudios, se han obtenido discrepancias ya que de acuerdo a lo esperado, durante el ejercicio se presenta un retiro de la actividad parasimpática seguida de aumento en la actividad simpática. Desde este

punto de vista, tales acciones se deberían reflejar en la disminución de la potencia o del área del componente de FA y en el aumento del área de los componentes de FB. Sin embargo, los estudios iniciales (Sato y Cols., 1980; Arai y Cols., 1989) encontraron que las áreas de ambos componentes disminuyeron significativamente, lo cual sugiere el retiro vagal, pero no la acentuación de la actividad simpática.

Estudios realizados por otros autores (Perini y Cols., 1990) son mejorados al establecer condiciones de estabilidad en la respuesta de la FC, evitando transitorios, pero de cualquier forma, en el caso de los componentes de frecuencias bajas, observaron que el incremento de área por actividad simpática se reflejó en FMB. Yamamoto y Cols. (1991) analizan también el control autonómico de la FC durante ED, el cual consistió en varias cargas intermitentes de diferente intensidad y duración de 17 minutos para asegurar el estado estable; a partir de sus observaciones infieren que, efectivamente, la actividad parasimpática (medida por el componente FA) disminuyó progresivamente hasta que la intensidad de trabajo alcanzó el 60% del umbral ventilatorio, mientras que la actividad simpática -valorada por la relación de áreas FB/FA (Pagani y Cols., 1986)- sólo aumentó significativamente después del 100% del umbral ventilatorio. Por lo tanto, sugirieron como posibilidad el que exista alguna relación entre un determinado nivel de catecolaminas y el umbral ventilatorio. Dicha relación ha sido reportada (Weltman y Cols., 1994; Urhausen y Cols., 1994), aunque otros

investigadores han observado la relación únicamente con los niveles plasmáticos de Ep, pero no con los de la NEp (Yamamoto y Cols., 1992).

Otro enfoque práctico que se ha dado al análisis de la VFC es el determinar si los sujetos con mejor capacidad física presentan modificaciones en la modulación hacia el corazón, de manera que pudiese ser utilizado como un indicador de un posible mejor estado de salud. Los estudios en este sentido, aunque escasos indican que la VFC realmente es mayor en sujetos con entrenamiento aeróbico en comparación con los sedentarios (De Meersman, 1992). El mismo autor (De Meersman, 1993) extiende sus observaciones en sujetos de diferentes edades y distintos grados de condición física y confirma la relación entre VFC y entrenamiento aeróbico, por lo que sugiere que el hallazgo es una evidencia del efecto benéfico cardioprotector del ejercicio habitual.

Cabe resaltar que los estudios a la fecha realizados, sobre la respuesta neurovegetativa durante el ejercicio físico, han estado dirigidos hacia la evaluación de sujetos sometidos a ED, además de ser escasos y con resultados conflictivos por las diferentes metodologías utilizadas. Pero, la escasez de estudios es mayor en relación con las respuestas neurovegetativas de sujetos sometidos a EE, con o sin entrenamiento anaeróbico.

La aplicación de técnicas de análisis espectral significa ventajas sobre las técnicas de valoración química como son, no-invasividad, tiempo de obtención de

resultados, resolución, ausencia de efectos colaterales y menor alteración de las respuestas neurovegetativas inherentes a la técnica (Malliani y Cols., 1991). Considerando la adquisición de conocimiento, el esclarecimiento de los mecanismos de control neural de las funciones cardiorrespiratorias dista de ser completo, particularmente en condiciones de ejercicio, donde los datos hemodinámicos disponibles apuntan hacia diferentes comportamientos entre sujetos sedentarios y sujetos con entrenamiento. Por otro lado, mediante el análisis espectral de la VFC, el seguimiento de las modificaciones por el entrenamiento, o por enfermedades, resulta sencillo y la aplicación clínica es bastante amplia (Pieper y Hammill, 1995; Task Force, 1996; Kautzner y Camm, 1997).

Modelos de control autonómico cardiovascular.

En la actualidad se da como un hecho que las fluctuaciones de la FC reflejan la actividad reguladora del SNA, gracias a su influencia sobre la frecuencia de disparo del nodo sino-auricular. La FC instantánea puede, por lo tanto, considerarse como la manifestación de salida de dicha modulación y emplearse como una ventana dirigida hacia la "visualización" del comportamiento dinámico, esto es en función del tiempo, del SNA.

Por muchos años se ha sabido que las fluctuaciones, no únicamente en la FC sino también en la PA, ocurren con cierta sincronía con la respiración (Hales, 1773;

Bainbridge, 1920), a frecuencias entre 9 a 30 ciclos por minuto (0.15-0.5 Hz) que pueden ser abolidas por la atropina o por vagotomía (McCabe y Cols., 1985). Dada su relación con la frecuencia respiratoria, estas oscilaciones en la FC se conocen como arritmia sinusal respiratoria (Davidson y Cols., 1976).

Más aún, la misma FC y la PA muestran también algunas oscilaciones más lentas que la respiración, que fueron descritas en 1876 por Mayer (Penáz, 1978) con una periodicidad entre 6 y 9 ciclos por minuto (0.1-0.15 Hz), y otras todavía más lentas identificadas por Burton en 1939 (Burton, 1939), por debajo de los 6 ciclos por minuto (<0.1 Hz). Las oscilaciones en la FC descritas por Mayer se originan a partir de variaciones intrínsecas en la actividad vasomotora, probablemente por mecanismos de retroalimentación desde barorreflejos (Madwed y Cols., 1989), o por retraso en el tiempo de respuesta del sistema (de Boer y Cols., 1987). Estas oscilaciones aumentan cuando se aplican estímulos simpaticomiméticos (Pagani y Cols., 1986; Pomeranz y Cols., 1985) y disminuyen con el bloqueo farmacológico, tanto simpático como parasimpático (Pomeranz y Cols., 1985). Finalmente, las oscilaciones de mayor lentitud, menores a 0.01 Hz, se cree que son originadas por ajustes termorregulatorios y que están mediadas por la actividad simpática (Kitney, 1975; Lindqvist, 1989).

Quizá, el primer modelo matemático que intentó cuantificar la modulación autonómica sobre la propiedad cronotrópica del corazón fue hecho por un investigador mexicano (Rosenblueth y Simeone, 1934), quien propuso que la FC

en un momento determinado (*FCi*) dependía del automatismo cardiaco o FC intrínseca (*FCo*) modulada por un factor simpático *m* con valores por arriba de 1.0, y un factor parasimpático *n* con valores menores a la unidad; esto es, *FCi=mnFCo* (Figura 5).

El modelo asume que la participación simpática y parasimpática son independientes y fue evaluado en condiciones de reposo; sin embargo, subestima tanto como 30 lpm durante el ED con cargas de trabajo moderadas (Ribeiro y Cols., 1991) y no toma en cuenta la retroalimentación por los efectos hemodinámicos inducidos por la misma FC. El aspecto trascendente del modelo es que deja entrever la influencia continua del SNA y da pie al análisis dinámico de la FC como resultado de un balance simpático-vagal capaz de cambiar en todo momento. Es decir, las variaciones en la FC por la modulación autonómica influyen en las condiciones hemodinámicas que también oscilan.

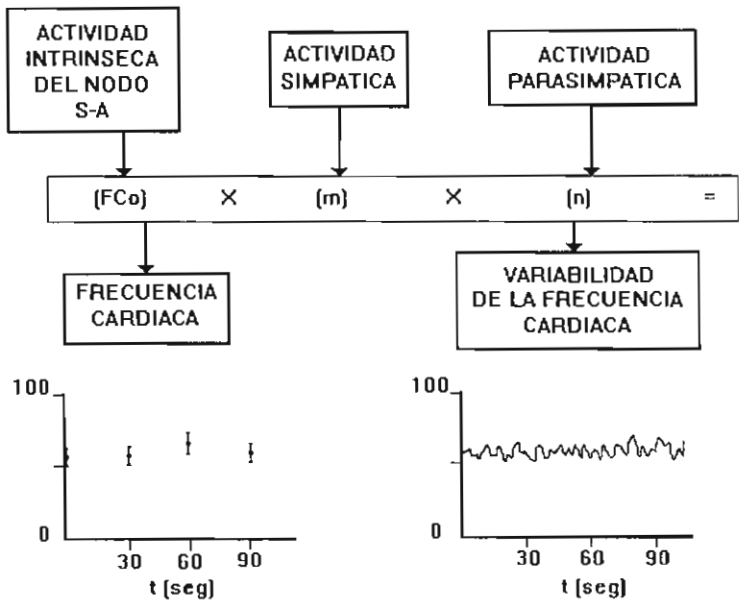


Figura 5. Modelo Rosenblueth-Simeone sobre el control autonómico de la frecuencia cardiaca. La actividad intrínseca del nodo sino-auricular (S-A) se ve modulada por los coeficientes (m) y (n), que representan al simpático y al parasimpático, respectivamente. El balance entre los dos coeficientes determina no sólo la frecuencia cardiaca en un momento definido, sino también su dinámica expresada por las oscilaciones en el tiempo.

Al mismo tiempo, las oscilaciones en el tono vasomotor, probablemente relacionadas con procesos de termorregulación y/o a factores de ajuste local en la resistencia vascular (Kitney, 1975) retroalimentan, vía sistema nervioso autónomo, el comportamiento de la FC. Tal planteamiento fue plasmado en un modelo de asa cerrada donde existe un efecto en ambos sentidos para la FC y los cambios hemodinámicos (Akselrod y Cols., 1985). Basado en estudios experimentales, el modelo propone al SNA como un sistema de entrada-salida en el que la rama simpática actúa como un filtro pasabaja, en tanto que el parasimpático lo hace como un filtro pasabanda (Figura 6).

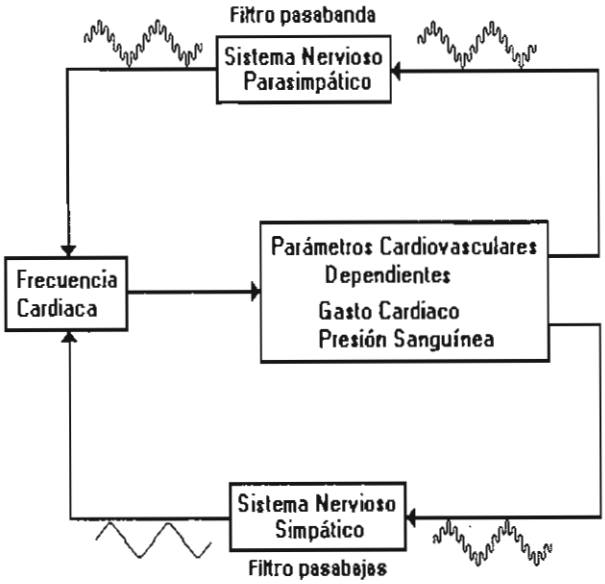


Figura 6. Modelo simplificado de control cardiovascular que muestra la modulación de la frecuencia cardiaca como resultado de un esquema de retroalimentación mediado por la integración simpática y parasimpática. (Akselrod y Cols., 1985).

Como ha sido mencionado, la FC y la PA presentan oscilaciones que son dependientes entre sí, pero este esquema resultaría demasiado simplista si no se consideran factores, como la respiración y otros, capaces de influir o perturbar el

sistema. Así, se sabe que ambos, la FC y la PA presentan oscilaciones dependientes del patrón ventilatorio. En particular la respiración afecta la FC; directamente, por modulación central de la actividad eferente simpática y parasimpática, posiblemente por inducción de cambios en la ganancia de barorreflejos arteriales; indirectamente, a través de efectos mecánicos sobre el volumen venoso central y la PA, debido al acoplamiento entre las presiones intra y extratorácica (Katona y Jih, 1975; Eckberg y Cols., 1985; Olsen y Cols., 1985; Triedman y Saul, 1994; Saul y Cohen, 1994). En última instancia, la modulación respiratoria de la FC es un fenómeno dependiente de la amplitud y frecuencia de la respiración. Esto es, el incremento en el volumen corriente a una frecuencia respiratoria constante, la VFC aumenta; mientras que los incrementos en la frecuencia respiratoria a volumen corriente constante, la VFC disminuye (Angelone y Coulter 1964; Melcher, 1976). Existe una gran coincidencia en que la FC aumenta simultáneamente con la inspiración, cuando los sujetos respiran con una periodicidad constante entre 9-12 respiraciones por minuto (Eckberg, 1983). Varios autores sugieren que la magnitud de la VFC es directamente proporcional a la actividad vagal, siempre y cuando la frecuencia respiratoria esté por arriba de los 9 ciclos por minuto (Katona, 1975; Eckberg, 1983; Fouad y Cols., 1984); mientras que las observaciones de otros autores involucran también aferencias simpáticas cuando la frecuencia respiratoria está por debajo de este valor (Levy y Cols., 1966; Eckberg y Cols., 1985; Saul y Cols., 1989; Saul y Cols., 1991_a). Un esquema general de la relación entre respiración, FC y PA se muestra en la Figura 7.

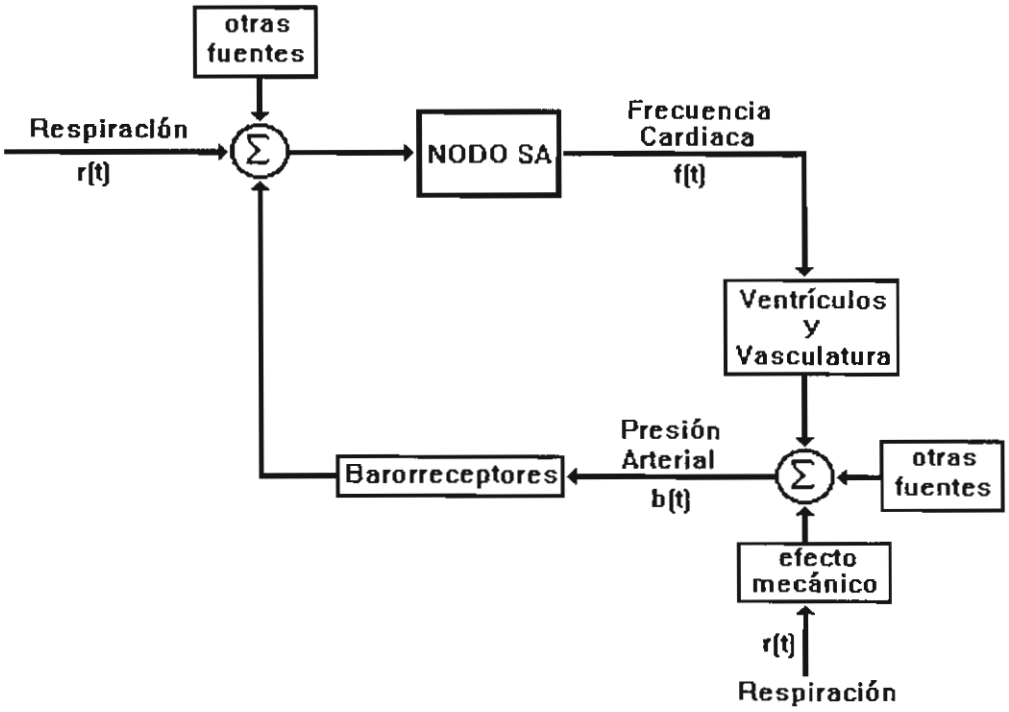


Figura 7. Modelo de interacción en asa cerrada entre la frecuencia cardiaca (f(t)) y la presión arterial (b(t)), ambas en función del tiempo. Los efectos de la respiración en el tiempo (r(t)) son modeladas como asa abierta, directos sobre centros de control nervioso del nodo sino-auricular (SA), e indirectos por variaciones en las presiones intra y extratorácicas. (Saul y Cols., 1991a, 1991b).

El modelo considera que la modulación de la actividad del nodo SA, y en consecuencia de la FC, depende de la integración de factores como la descarga de barorreceptores, las características de la respiración y otras fuentes de perturbación. Una vez definida la FC, ésta influye sobre las características mecánicas de ventrículos y vasos sanguíneos que junto con la respiración y otras fuentes se integran para modular la PA, cerrando así el asa sobre los centros integradores neurales (Saul y Cols., 1989; Saul y Cols., 1991_a; Saul y Cols., 1991_b; Appel y Cols., 1989; Triedman y Cols., 1995). Una de las grandes virtudes del modelo, es que permite el análisis experimental de cada parte del sistema al fijar

todos los componentes excepto uno que puede hacerse variar en un rango amplio para explorar la respuesta de salida. Por ejemplo, la respiración a diferentes frecuencias puede usarse como una señal de entrada hacia el componente integrador cuya salida serán las oscilaciones de la FC.

El análisis en frecuencia de la entrada y la salida pueden combinarse para identificar la magnitud y la fase de la función de transferencia del centro integrador. A manera de ejemplo, la función de transferencia corresponde a la respuesta en frecuencia que un ingeniero busca en un micrófono, del cual le interesa ver las frecuencias a las que éste responde; para ello, es importante conocer la respuesta en amplitud y fase para cada frecuencia introducida al micrófono. En el análisis dinámico de sistemas, el centro integrador se representa como un bloque o "caja negra" que recibe una señal de entrada *x(t)* para transformarla en una señal de salida *y(t)* de acuerdo a las características definidas por la función de transferencia *H(f)*.

La función de transferencia es una función compleja y se calcula por la relación:

$$H(f) = \frac{Sxy(f)}{Sxx(f)}$$

donde ($Sxy(f)$) es el espectro cruzado de las señales de entrada y salida y ($Sxx(f)$) la función de densidad espectral de la señal de entrada. La transferencia de magnitud ($|H(f)|$) refleja el grado en que el contenido de la señal de entrada a una frecuencia discreta (f) se manifiesta en la energía de salida,

$$|H(f)| = \{[H_R(f)]^2 + [H_I(f)]^2\}^{1/2} ,$$

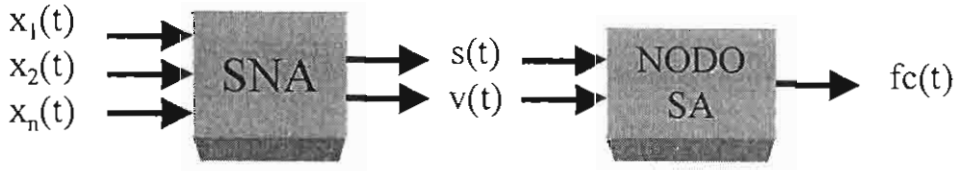
donde los subíndices R e I corresponden a la parte real e imaginaria de la función de transferencia compleja. Por otro lado, el componente de fase de esta función indica la proporción (en grados o milisegundos) del periodo de f en que la salida se retrasa con respecto a la entrada,

$$\theta(f) = tan^{-1} \frac{H_I(f)}{H_R(f)}$$

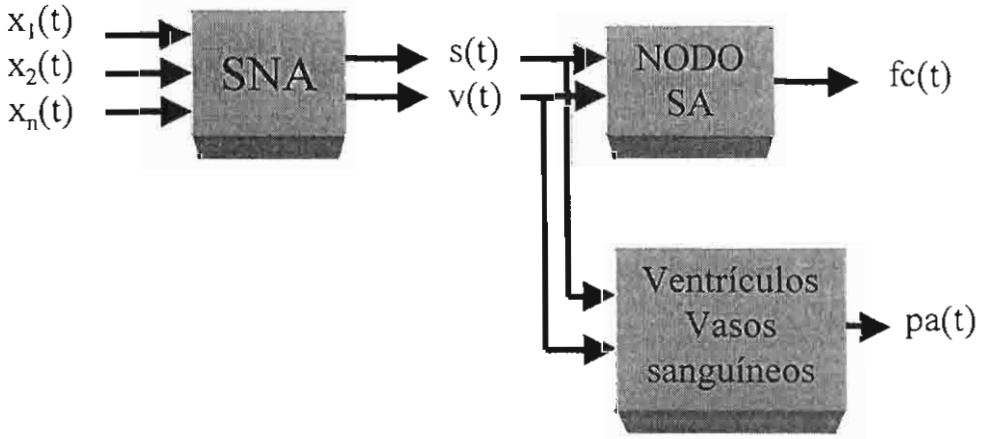
En el modelo propuesto (Saul y Cols., 1991_a), el sistema del nodo SA recibe dos señales de entrada que determinan la FC, la descarga simpática ($s(t)$) y la parasimpática ($v(t)$), ambas en función del tiempo.

Aunque las entradas hacia el nodo SA en el corazón son la descarga simpática ($s(t)$) y la parasimpática ($v(t)$), éstas son al mismo tiempo salidas del sistema nervioso autónomo, el cual responde como una "caja negra" a múltiples señales

variantes en el tiempo ($x_1, x_2, \ldots x_n$). Las fluctuaciones de la FC latido-a-latido serán, por lo tanto, consecuencia del balance simpático-vagal y representa una ventana para evaluar la respuesta autonómica a las señales de entrada $x_1, x_2, \ldots x_n$.

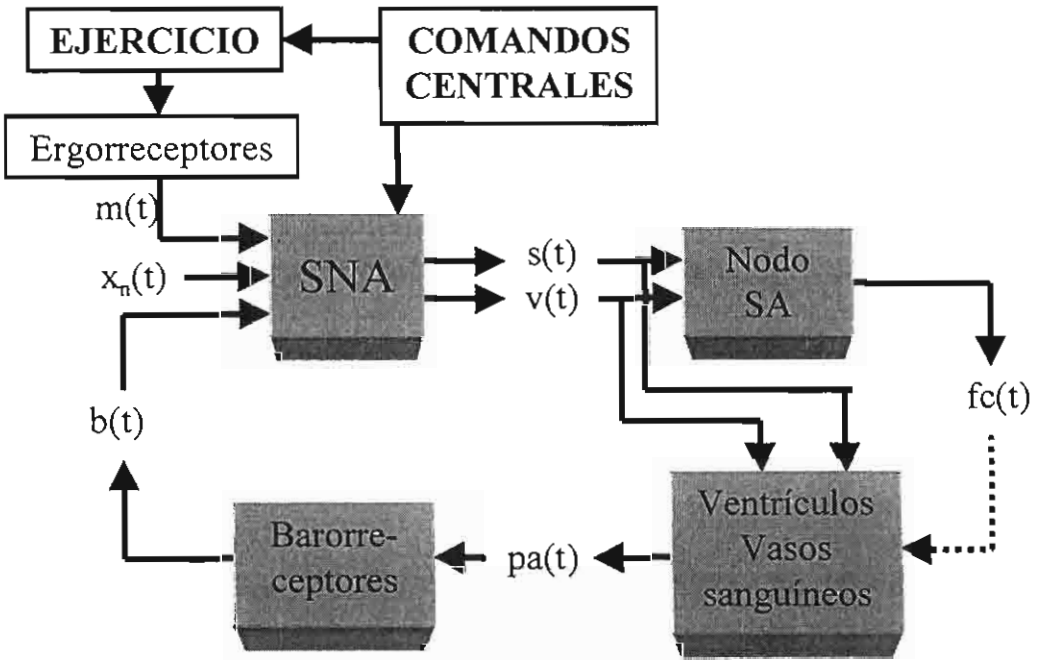


Ya que los sistemas de control simpático y vagal descargan e influyen por vía neural sobre la musculatura cardiaca y vascular, es de esperar que la PA sea modulada de manera equivalente, de acuerdo al siguiente esquema:



En el planteamiento de la actual tesis, las señales de entrada hacia sistema nervioso autónomo provienen precisamente de la actividad muscular o de centros de control motor (comandos centrales) que determinan el patrón de movimientos a ejecutar durante el ejercicio o influyen sobre el comportamiento de los centros de control cardiovascular al nivel bulbar. Resulta por demás resaltar que la

integración de centros autonómicos se da sobre una gran variedad de señales, que abarca los gases sanguíneos, las variaciones de temperatura y pH, el estado emocional, catecolaminas, fármacos con actividad autonómica mimética o lítica, etc., de manera tal que la VFC sería el resultado de dicha integración compleja. Como se mencionó en líneas anteriores, los barorreceptores arteriales y los cardiopulmonares constituyen también señales de retroalimentación en los que las variaciones hemodinámicas y de la respiración juegan un papel primordial. A continuación se muestra un esquema de control cardiovascular que contempla la interacción en asa cerrada entre la FC y la PA y como la interacción se ve perturbada por la actividad muscular (*m(t)*) durante el ejercicio.



Finalmente, en la Figura 8 se muestra un esquema más desarrollado del modelo de control cardiovascular propuesto por el grupo de Cambridge, Saul-Berger-Cohen, el cual se ha explorado tanto en animales como en humanos y es de amplia aceptación actual (Berger y Cols., 1989; Saul y Cols., 1989; Saul y Cols., 1990; Triedman y Saul 1994; Triedman y Cols., 1995). El modelo muestra un gran detalle sobre la interacción entre cada componente del sistema y experimentalmente se han definido cuantitativamente las características de respuesta en frecuencia (función de transferencia) en diversos áreas de integración del sistema completo.

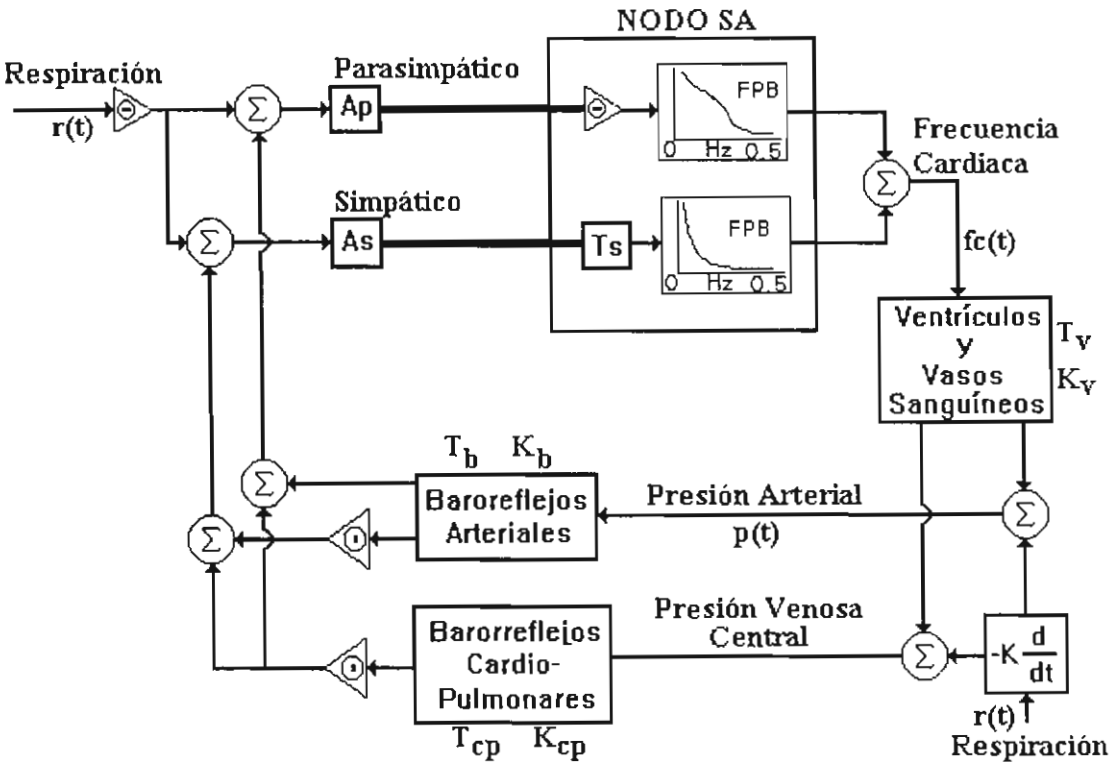


Figura 8. Modelo de control cardiovascular de asa cerrada. La respiración perturba el sistema por acciones vagales y simpáticas específicas, además de la acción mecánica sobre las presiones arteriales y venosa central. De acuerdo al modelo, el Nodo SA filtra las modulaciones provenientes de la actividad respiratoria y de todos los barorreceptores (Saul y Cols., 1991b).

Así, entre las características sobresalientes del nodo SA, demostradas por el grupo de investigación, se tiene que: 1) responde a las fluctuaciones de la actividad vagal como un filtro pasabajas con ganancia significativa hasta los 0.5Hz y prácticamente no muestra efectos sobre la fase, es decir, el retraso entre la actividad vagal y la FC es mínimo; 2) responde a las fluctuaciones de la actividad simpática como un filtro pasabajas a 0.1 Hz y provoca retrasos significativos a mayor frecuencia de descarga simpática, de manera que los cambios en la FC son tardíos con respecto a los cambios en la actividad simpática; 3) los parámetros de la función de transferencia dependen del nivel medio de descarga autonómica por lo que se deben tomar en cuenta factores de ganancia simpático *As* y parasimpático *Ap*.

La exploración experimental del modelo ha sido extensa y ha permitido caracterizar relaciones como respiración-FC, respiración-PA, FC-PA, PA-FC, de tal manera que los autores (Saul y Cols., 1991_b) sugieren el análisis de las respectivas funciones de transferencia como una herramienta clínica sensitiva para evaluar la respuesta autonómica ante perturbaciones cardiorrespiratorias. Aún cuando su aplicación en la clínica ha sido sugerida, llama la atención que el modelo hasta ahora ha sido explorado en sujetos bajo condiciones de reposo y no se ha contemplado la posibilidad de modificaciones al sistema debidas a la actividad física.

CAPÍTULO III

MÉTODO

Introducción. En el manejo de la metodología, fue importante definir las características y número de sujetos, los protocolos de ejercicio y los tiempos de duración de cada ejercicio. Como se especificó en el objetivo general, el interés se centraba en ejercicios en estado estable, el cual supuestamente se alcanza después de algunos minutos de iniciado el ejercicio, pero también existe el compromiso del tiempo en estado estable para poder adquirir un número de datos suficiente para que el procesamiento fuese confiable. El detalle es que, comparado contra el ED, el EE produce fatiga en pocos minutos aún a intensidades aparentemente ligeras o moderadas (20-40%). Es por ello que, dentro del plan general de trabajo se realizó, un primer estudio con la instrumentación mínima dirigida a la adquisición y procesamiento únicamente de la FC (Figura 9).

Una vez conocida la respuesta de los sujetos al ejercicio y después de haber corroborado que podían soportar el EE al 30% de la CMV más de 5 minutos, se decidió depurar y extender el estudio a mayor número de sujetos, pero también dirigido hacia el análisis de la VFC ya que no se contaba con el equipo y los programas de procesamiento para la PA.

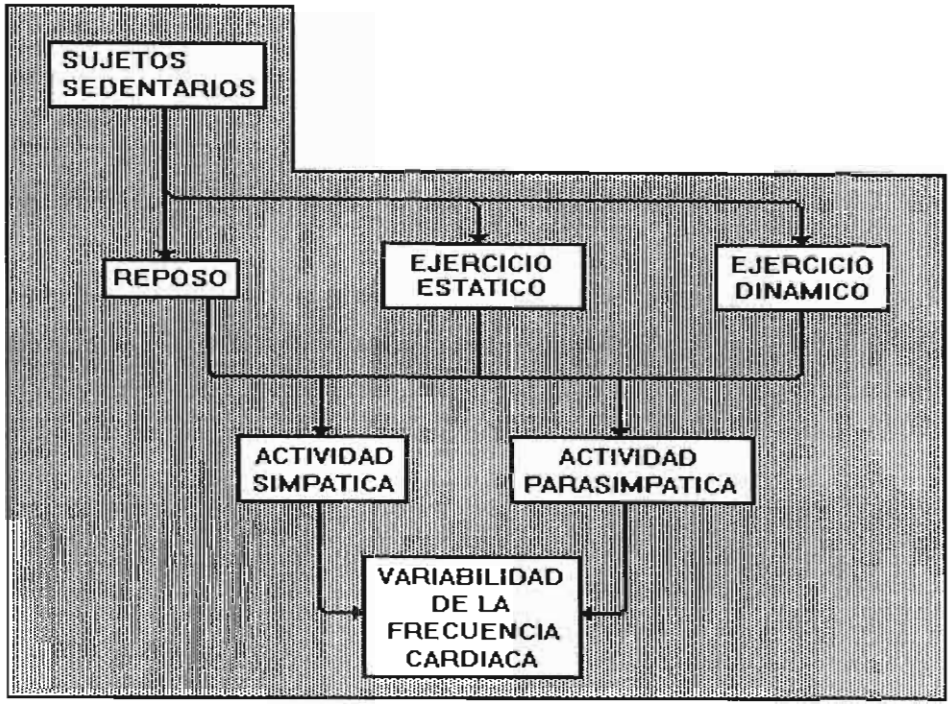


Figura 9. Esquema conceptual de los estudios exploratorios iniciales para evaluación de la actividad autonómica por medio del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante diferentes modalidades de ejercicio.

Es importante mencionar que todos y cada uno de los sujetos estudiados en la presente Tesis fueron informados de las características de las pruebas y métodos a utilizar, de acuerdo a los Lineamientos de Helsinki para el estudio de seres humanos. De ahí que cada uno firmara una hoja de consentimiento informado antes de ser incluido como voluntario (ver Apéndice C).

Por otro lado, las herramientas de procesamiento para análisis de la VFC no se encuentran disponibles al nivel comercial. Es por ello que en el desarrollo de la presente tesis, el primer punto a resolver fue el desarrollo de programas de adquisición, análisis y procesamiento de series de tiempo relacionadas con la

FC y la PA. De forma paralela, se realizaron estudios piloto para reconocer los posibles problemas tecnológicos, adquirir destreza en el manejo de la metodología y para tener una orientación más precisa sobre la factibilidad de la hipótesis de trabajo.

La descripción metodológica que a continuación se presenta marca los tiempos de evolución de la tesis, partiendo del desarrollo de programas de computación para la adquisición y procesamiento de las series de tiempo, siguiendo con el estudio piloto y terminando con los dos estudios en extenso, publicado uno en la *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* y el otro en la revista *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Las descripciones de resultados y discusión prácticamente seguirán la misma secuencia de estudio piloto y estudios en extenso.

Desarrollo de software.

El estudio de las características dinámicas de la regulación cardiovascular requieren del uso de herramientas computacionales y el desarrollo y comprensión de técnicas de procesamiento digital y de análisis espectral de reciente aplicación en las áreas biológicas y médicas. Difícilmente un médico posee los conocimientos necesarios para poder abordar de manera independiente la problemática en este campo de estudio. Es por ello que toda la programación utilizada en la investigación fue hecha de manera

interdisciplinaria; por una parte ingenieros biomédicos, quienes brindaron apoyo y conocimientos para desarrollar paquetes computacionales de procesamiento de señales, y por la otra parte médicos, quienes definieron los fenómenos fisiológicos a estudiar y las relaciones que deberían hacerse entre las señales.

De la colaboración entre ingenieros y médicos, se obtuvo la infraestructura de procesamiento y análisis de las señales del ciclo respiratorio, la FC y la PA, todas ellas tanto en el dominio del tiempo (análisis temporal) como de la frecuencia (análisis espectral). Las herramientas computacionales existentes al momento, resultan suficientes para explorar las relaciones entre respiración y variables cardiovasculares, durante condiciones de reposo y ejercicio en estado estable, de acuerdo a los fines del protocolo de doctorado presentado. Cabe mencionar, sin embargo, que el 'software' no ha llegado a su límite, pues continúa expandiéndose hacia otras posibilidades como son el análisis no-lineal, el análisis tiempo-frecuencia y la integración del modelo de control de asa cerrada.

La primera parte de manipulación de las señales implica su adquisición y posterior adecuación para poder ser procesadas y analizadas. Los programas de adquisición de las señales se desarrollaron en Lenguaje C, mientras que el resto de los programas para análisis y procesamiento de las series de tiempo se escribieron en lenguaje MATLAB®. En nuestro sistema, la adquisición de

señales cardiovasculares puede efectuarse de dos maneras, por puerto serie y por conversión analógico digital.

La FC puede adquirirse directamente (programa ADQEMS), a través de un contador, o indirectamente a partir del ECG sobre el cual se hace la detección de los picos 'R' y se miden los intervalos 'R-R'. En este último caso, el desplegado de la FC no es inmediato, ya que se requiere el procesamiento fuera de línea de la señal de ECG. El sistema de detección de los picos 'R' forma parte de un programa mayor de procesamiento (VARCAR). El sistema, basado en derivadas sucesivas y umbral, se probó en múltiples registros, por lo que puede asegurarse su confiabilidad para la identificación de los picos correspondientes a la onda 'R', con precisión de 1 milisegundo.

Para el análisis de la PA, a finales de 1995 se concluyó la programación (FINA1) necesaria para transferir por puerto serie los datos del equipo FINAPRES (Ohmeda 2,300). Ya que la transferencia por puerto serie es en línea, inmediatamente se cuenta con las series de tiempo (tacogramas) de las presiones sistólica, diastólica y media, además de la FC y los intervalos del ciclo cardiaco, latido a latido.

El mismo equipo FINAPRES cuenta con una salida analógica, por lo que también se hizo la programación para adquirir y calcular las presiones arteriales mediante la detección de los picos máximo (sistólica) y mínimo (diastólica),

latido a latido. Derivado del procesamiento de la señal analógica, finalmente se despliegan los tacogramas de las presiones sistólica, diastólica y media, calculada esta última como la suma de la presión diastólica más un tercio de la presión de pulso. El programa de procesamiento de la onda analógica de presión (SERIPRES) fue empíricamente validado latido a latido por comparación de valores de presión con respecto a los reportados a través del puerto serie por el equipo FINAPRES.

Después de la formación de las series de tiempo de FC y de respiración, los archivos de datos son procesados mediante el programa principal (VARPRIN), el cual adecua las señales de acuerdo a esquemas generales propuestos por otros autores (Berger y Cols., 1986; Jaffe y Fung, 1994) y realiza la estimación espectral por diferentes métodos (Fourier, Autorregresivo, Periodograma, Espectrograma (Kay y Marple, 1981)). Además, el programa calcula la relación lineal entre el espectro de potencia de la respiración y la FC con la función de coherencia (Challis y Kitney, 1991 (Parte 3)). La salida de resultados es múltiple e incluye tablas numéricas, gráfica de áreas y gráficas espectrales diversas en dos y tres dimensiones, de acuerdo a los requerimientos del investigador. La adecuación de las señales se obtiene por equiespaciamiento de los datos mediante suavizado tipo 'spline' y remuestreo a 4 Hz.

Para el análisis espectral de la PA se creó un programa independiente (VARPC1) que agrega el cálculo del espectro de potencia de la frecuencia más

la función de coherencia entre presiones y FC con la intención de delimitar la correlación entre espectros en las bandas intermedias (0.07 a 0.15 Hz) y calcular sobre este espacio el índice alfa (α_{FI}), como indicador de la sensibilidad de los barorreceptores, siempre y cuando la coherencia fuese superior a 0.5. La adecuación de las señales de presión se hizo de manera similar al efectuado en VARPRIN (Berger y Cols., 1986; Jaffe y Fung, 1994).

Se sabe que cada uno de los algoritmos para estimación espectral presenta ventajas y desventajas en su empleo. Así, mientras que a los algoritmos equivalentes a la transformada de Fourier se les ha criticado su dependencia de la estacionaridad y periodicidad de las señales, su baja resolución y sus problemas de ventaneo, para los modelos autorregresivos se han encontrado problemas asociados a la existencia de componentes armónicos y no-armónicos en el tacograma que alteran la escala de potencia a frecuencias bajas (Kay y Marple, 1981). En nuestro caso, el programa de análisis permite seleccionar entre varios estimadores espectrales, los cuales dieron resultados muy parecidos cuando se evaluaron en 5 diferentes condiciones experimentales, incluido el ejercicio dinámico (Carrasco-Sosa y Cols., 1995). Cabe mencionar, que el periodograma resultó el menos afectado por los componentes de muy baja frecuencia, los cuales son notorios en la condición de ejercicio (Carrasco-Sosa y Cols., 1995).

Debe mencionarse que los modelos autorregresivos son altamente satisfactorios para análisis de sistemas lineales, pero cuando la señal de interés presenta comportamiento no-lineal las técnicas a emplearse son diferentes, como es el caso de métodos para la identificación de componentes caóticos o fractales de una señal. A manera de solución Yamamoto y Cols. (1991) desarrollaron un algoritmo, al que llamaron Coarse Grain Spectral Analysis (CGSA), mediante el cual eliminan los componentes no-armónicos para trabajar sólo con los armónicos. Tal procedimiento no ha sido integrado en nuestra versión de procesamiento.

Depuración metodológica y estudio piloto.

Como un primer acercamiento experimental, y con la intención de identificar limitaciones en los programas desarrollados, en los índices seleccionados para la determinación de la actividad del SNA y para ajustar el procedimiento para la realización del ejercicio físico, se reclutaron 7 jóvenes del sexo masculino, voluntarios, clínicamente sanos, no fumadores, cuyos datos generales se muestran en la Tabla 3.

Debe notarse que no se hicieron evaluaciones clínicas (incluida la espirometría y el ECG estándar en reposo) ni se determinó la capacidad física de los sujetos, excepto por interrogatorio dirigido hacia la actividad física. Evidentemente las características de los sujetos eran demasiado heterogéneas en cuanto a la

capacidad física, pues dos eran totalmente sedentarios y el resto practicaba algún tipo de actividad física intensa. De estos últimos, dos entrenaban con ejercicios de fuerza-velocidad, mientras que los tres restantes practicaban ejercicios o actividades de resistencia, aeróbicos, pero de diferentes tipos.

TABLA 3. Características generales de los 7 sujetos evaluados en el estudio preliminar exploratorio (primero).

SUJETO No.	EDAD años	PESO Kg	ESTATURA cm	ACTIVIDAD HABITUAL	TIPO DE EJERCICIO
1	23	63.0	169.0	Natación	Dinámico
2	25	69.5	170.0	Pesas	Estático
3	22	76.5	178.5	Pesas	Estático
4	26	67.5	175.0	Maratón	Dinámico
5	23	76.0	169.0	Campesino	Dinámico
6	23	58.0	164.0	Sedentario	-
7	23	75.0	165.5	Sedentario	-

A cada sujeto se le analizó la VFC tanto en reposo como durante la realización de ejercicio estático y dinámico. El reposo se registró con los sujetos sentados, mientras que el ejercicio estático se registró al momento en que los sujetos (también sentados) sostenían una carga de peso entre los tobillos mediante la contracción isométrica de los músculos extensores de la rodilla. El peso sostenido fue aproximadamente el 30% de su contracción máxima voluntaria (CMV). El ejercicio dinámico se efectuó sobre ergómetro de bicicleta con carga de trabajo constante y suficiente para lograr elevar la FC entre 130 a 140 lpm. En las tres condiciones, el tiempo de registro fue de 4.3 minutos, con uno a dos

minutos de tolerancia para alcanzar el estado estable en la respuesta de la FC.

El tacograma de FC (cardiotacograma) se obtuvo por medio del electrocardiograma (ECG), con la derivación CM5. La señal del ECG fue procesada por medio de un integrador de frecuencia, y posteriormente digitalizada (512 datos) a una frecuencia de muestreo de 2 Hz con un convertidor A/D de 12 bits (PCLAB-812).

El análisis de los cardiotacogramas digitalizados incluyó la medición de índices en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia. Por el momento, no se detallan los índices específicos cuantificados ya que no era el interés del estudio piloto en esta fase de la tesis. Sin embargo, algunas observaciones resultaron importantes para la programación de los estudios posteriores. Con fines demostrativos y por ser los primeros resultados que orientaron el resto de la tesis, en el Apéndice A se presentan los datos y gráficas individuales del estudio piloto.

De los sujetos estudiados, llamó la atención el No. 4 en la Tabla 3, quien era un maratonista de 26 años de edad y con entrenamiento físico durante 3 años. Lo esperado es que él fuera uno los sujetos con mayor VFC; sin embargo, contra lo supuesto, en reposo su cardiotacograma fue totalmente plano. Igualmente llamativo en este sujeto fue que al realizar ejercicio isométrico la VFC aumentó notoriamente, incluso a las características observadas en los otros sujetos. Al

preguntarle al sujeto si algo especial le había sucedido el día anterior, comentó que había estado bajo presión psicológica debido a exámenes realizados, además de que llevaba más de 36 horas sin dormir.

No obstante ser el estudio piloto un acercamiento a la parte experimental a desarrollar en el protocolo en extenso y, por lo tanto, no pretender dar una explicación fisiológica de los datos obtenidos, ni hacer comparaciones entre los sujetos, se pudieron hacer las siguientes observaciones generales:

1. Aunque la FC fue mayor durante el ED (130-140 lpm), la percepción individual del esfuerzo fue considerado mayor para el EE (<100 lpm) con una relación de 2:1.
2. La carga isométrica del 30% fue sostenida con un gran esfuerzo por todos los sujetos; sin embargo, incluso los sedentarios lograron el estado estable, con tiempos totales de ejercicio mayores a 5 minutos.
3. En la selección de sujetos de estudio es importante considerar índices de fatiga o descartar a sujetos con evidencia o sospecha de ella.
4. La variabilidad global de la FC; evaluada por la Potencia Espectral Total, el coeficiente de variación (CV_{FC}) y la desviación estándar (DE_{FC}), tendió a aumentar durante el ejercicio isométrico, mientras que la tendencia durante el ejercicio en bicicleta fue hacia la disminución.
5. La VFC explicable por el componente espectral de baja frecuencia aumentó en el ejercicio isométrico y disminuyó notablemente en el ejercicio dinámico.

6. La VFC atribuible al componente espectral de alta frecuencia tendió a decrecer tanto en el ejercicio estático como en el dinámico, aunque la disminución fue más evidente en este último.

De este estudio preliminar, se pudo concluir que la programación y herramientas desarrolladas fueron adecuadas para la adquisición de datos procesables; sin embargo, el procesamiento todavía requeriría depuraciones para lograr una versión final. El mismo estudio, permitió detectar algunos detalles en el procedimiento y método, factibles de ser mejorados y dio mayor confianza para explorar la hipótesis de trabajo.

Primer estudio formal.

Sujetos. De un total de 17 sujetos, fueron seleccionados 12 jóvenes sedentarios, a quienes se les pidió su aceptación de participar voluntariamente, previa información verbal de las características del estudio y consentimiento por escrito de acuerdo a los lineamientos de Helsinki para la realización de investigación en seres humanos. A cada sujeto se le realizó historia clínica general y exploración física, además de que se les practicó ECG estándar en reposo y espirometría convencional (Morris y Cols.,1964; Roca y Cols., 1986).

Los criterios de inclusión de los sujetos fueron, la edad entre 20 a 30 años, ausencia de tabaquismo, de toxicomanías e ingestión de fármacos, y estado de

salud aceptado como funcional y clínicamente sano. La exclusión de los sujetos se decidió cuando existían evidencias de padecimientos cardiorrespiratorios actuales o crónicos, así como músculo-esqueléticos que limitaran el ejercicio con piernas.

Para los estudios sobre la VFC se les solicitó a cada sujeto mantenerse en ayuno durante mínimo tres horas así como evitar la ingestión de café. De los 17 sujetos estudiados la muestra quedó en 12, ya que 3 fueron descartados debido a fallas en los registros de variabilidad y 2 por presentarse desvelados y con ingestión de café. Los datos generales, promedios y desviaciones estándar, de los 12 sujetos finales se muestran en la Tabla 4.

TABLA 4. Características generales y espirometría de los sujetos estudiados (n=12).

DATOS	promedio ± d.e.
Generales	
Edad (años)	23.8 ± 1.4
Peso (kg)	66.4 ± 8.1
Estatura (cm)	168.1 ± 5.3
Sup. Corp. (m^2)	1.753 ± 0.112
Función Pulmonar*	
CVF (litros)	5.34 ± 0.49
$VEF_{1.0}$ /CVF (%)	84.3 ± 2.5
FEF_{Max} (L/s)	9.62 ± 1.36
FEF_{Med}(L/s)	4.25 ± 0.44

Abreviaturas: Sup. Corp.=superficie corporal, CVF=capacidad vital forzada, VEF1.0/CVF= relación entre volumen espiratorio forzado del primer segundo y CVF, FEF_{Max}=flujo espiratorio forzado máximo, FEF_{Med}=flujo espiratorio forzado medio.
* Valores expresados en unidades BTPS.

Tamaño de la muestra. Para la determinación del tamaño de la muestra se utilizó un programa en BASIC, el cual calcula el número de repeticiones necesarias para detectar diferencias significativas entre las medias, cuando en el diseño experimental se manejan varios grupos y la varianza entre las muestras se conoce (Luttke, 1991). El programa se basa en la ecuación,

$$N \geq 2(cv/diferencia)^2 \, (T_{sig[d\,f.]} + T_{2(1-P[d.f.])})^2 \, ,$$

donde N = sujetos requeridos, cv = coeficiente de variación en %, diferencias = diferencia en % a detectar entre las medias de los grupos, T = valores-*t* a partir de una tabla de dos colas, con d.f. = grados de libertad, *n* muestras, *sig* = nivel de significancia para aceptar la diferencia y P= potencia de la prueba (Sokal, 1983). El coeficiente de variación *cv* y la *diferencia* se estimaron como:

$$cv = (desviación\ estándar * 100)/media$$

$$diferencia = ((media_1 - media_2) * 100) / ((media_1 + media_2) / 2)$$

En la estimación del tamaño de la muestra se tomaron los datos de Nishiyasu y Cols. (1994), quienes reportaron datos de la VFC de ocho sujetos a partir de la desviación estándar del intervalo RR (SD_{RR}) en reposo y después de 60 segundos de ejercicio isométrico al 50% de la CMV. A partir de sus datos, se fijó la *cv* en 14%, la *diferencia* en 38%, 3 grupos experimentales y un nivel de significancia de 0.01 con potencia de la prueba al 90%. El resultado indicó que con 6 sujetos era suficiente para detectar diferencias entre los grupos, pero en nuestro estudio se seleccionaron 12 voluntarios.

Variables registradas. A partir del registro del ECG con electrodos flotantes y utilizando el sistema de monitoreo y amplificación HP 78330A, se obtuvo la FC instantánea por medio del contador de frecuencia HP8812A, cuya salida analógica es proporcional a la FC. Con objeto de obtener ondas 'R' fácilmente detectables se utilizó la derivación bipolar del tórax CM5 y se tuvo especial cuidado en la fijación de los electrodos. Para ello, la piel se limpió previamente con alcohol y se hicieron pequeños pinchazos con una aguja que rompiera levemente la capa de queratina. La señal del contador fue derivada por una parte hacia un registrador térmico, el cual sirvió para valorar continuamente la calidad del cardiotacograma, y por otra hacia la entrada de un convertidor A/D, montado en una PC pentium, para su digitalización, almacenamiento y procesamiento posterior fuera de línea. La duración de los registros fue de 4.3 minutos.

Protocolo de estudio. Después de la determinación del estado de salud general de los sujetos, y con la intención de precisar la intensidad de trabajo a realizar en las condiciones experimentales evaluadas, también se valoró la fuerza de contracción máxima voluntaria (CMV), simultánea de ambos cuadríceps por extensión de las rodillas contra pesas jaladas con los tobillos, mientras que la FC máxima fue calculada de acuerdo a la edad. Cada sujeto fue citado 1 ó 2 días después, entre las 10-12 a.m., para la ejecución de los estudios de VFC.

La secuencia de las condiciones bajo las cuales se obtuvieron los cardiotacogramas fueron a) reposo, b) ejercicio estático y c) ejercicio dinámico. En reposo, los sujetos estuvieron sentados y relajados durante 10 minutos, después de lo cual se registró el cardiotacograma (últimos 4.3 minutos). El ejercicio estático también se efectuó con los sujetos sentados en una silla a la cual fueron sostenidos por medio de una banda pélvica y con los brazos libres de manera que no tuvieran punto de soporte; el ejercicio isométrico consistió en extensión de las rodillas, por contracción de ambos cuadríceps, de manera que sostuvieran un peso entre los maléolos internos de los tobillos, equivalente al 25-30% de la CMV. Finalmente, después de 5 minutos de descanso, se inició el ejercicio dinámico sobre ergómetro de bicicleta, a 60 cpm, hasta lograr una FC promedio entre 55-60% de la FC_{MAX}.

En ambos tipos de ejercicio, el cardiotacograma se registró 2 a 3 minutos después de iniciada la actividad física, cuando visualmente se consideró que se había alcanzado el estado estable en la FC. Al terminar cada ejercicio, a los sujetos se les preguntaba que valoraran la intensidad del esfuerzo con base en una escala de percepción del 1 al 10 (Borg, 1982) (ver Apéndice B). El ejercicio estático se efectuó a un porcentaje de intensidad menor al del ejercicio dinámico, ya que las cargas de trabajo por arriba del 30% de la CMV no pueden ser sostenidas por tiempos muy prolongados (Asmussen, 1981).

Procesamiento y análisis de señales. La digitalización del cardiotacograma se hizo con una tarjeta convertidora A/D de 12 bits (PCLAB-812), a frecuencia de muestreo de 2 Hz para un total de 512 puntos. El resto del procesamiento y análisis de la señal se realizó de acuerdo a procedimientos descritos (Carrasco-Sosa y Cols., 1994). En breve, la señal de FC se procesó secuencialmente mediante, 1) filtrado analógico pasabajas tipo Butterwoth con corte a 2.0 Hz y ganancia de -40 dB/década, 2) eliminación de la tendencia lineal y el offset, 3) análisis en el dominio del tiempo y 4) análisis en el dominio de la frecuencia. Como estimador espectral se utilizó el periodograma promediado de Welch (Welch, 1967) con segmentos de 128 datos, sobrelapamiento de 51 puntos y ventanas de Hanning de 96 datos.

Los parámetros medidos en el dominio del tiempo fueron la FC promedio ($PROM_{FC}$) en el registro completo, la desviación estándar (DE_{FC}), el coeficiente de variación (CV_{FC}) y la raíz cuadrada de las diferencias entre latidos consecutivos ($RMSSD_{FC}$); mientras que en el dominio de la frecuencia se midieron la potencia total (P_{TOT}) en lpm²/Hz dentro del rango corto de 0.03 a 1.0 Hz, y los porcentajes correspondientes a la banda de frecuencias bajas (FB) definida entre 0.03 a 0.08 Hz, la banda de frecuencias intermedias (FI) comprendida entre 0.08 a 0.15 Hz, y la banda de frecuencias altas (FA) localizada entre 0.15 a 1.0 Hz. Finalmente, la relación entre las bandas de bajas y altas frecuencias se calculó como (FB+FI)/FA.

Análisis estadístico. Para cada índice en el dominio del tiempo y de la frecuencia se obtuvieron las medidas de tendencia central (media y desviación estándar). En resultados sólo se consideran los valores normalizados (porcentaje de P_{TOT}) de las bandas de frecuencia, mientras que la P_{TOT} se cuantificó en valores absolutos. Las comparaciones estadísticas se hicieron por análisis de varianza de una vía, tomando como variable independiente la condición de actividad, reposo o ejercicio estático y dinámico. Las comparaciones múltiples se realizaron por prueba 't' de Dunnett, considerando el reposo como control, pero también se hizo comparación por prueba de Tukey para determinar las diferencias estadísticas entre el ejercicio estático y el dinámico por separado (Steel y Torrie, 1980). El nivel de significancia estadística para todas las comparaciones fue con $P<0.05$.

Segundo estudio formal

Sujetos. Se seleccionaron 10 sujetos jóvenes, sanos y no fumadores, a quienes se les pidió su participación voluntaria, previa información verbal sobre la intención del estudio y los métodos a utilizar. Los criterios de inclusión fueron la ausencia de patología actual o anterior de tipo cardiorrespiratorio, músculo-esquelético u otorrinolaringológico. Para tener mayores evidencias del estado de salud de los sujetos, a cada uno de ellos se les realizó historia clínica completa, exploración física, espirometría forzada y electrocardiograma estándar de doce derivaciones en reposo. La Tabla 5 presenta las características generales de los

sujetos estudiados.

Tamaño de la muestra. Para la determinación del número de sujetos a estudiar se siguió el mismo procedimiento descrito en el primer estudio formal, además de que se calculó también tomando nuestros propios datos. En este segundo estudio formal se consideraron 4 grupos, se aumentó *cv* a 28%, con nivel de significancia del 0.05 y potencia de la prueba en 80% (Luttke, 1991). Bajo estas premisas, el tamaño sugerido de la muestra fue de 9 sujetos.

Diseño del estudio. El estudio fue diseñado para evaluar la respuesta en la variabilidad de la FC y la PA, mientras los sujetos eran sometidos a EE y ED en condiciones de estado estable (Figura 10). Por ello, para facilitar la selección de las cargas relativas del trabajo a realizar, todos los sujetos fueron evaluados mediante pruebas preliminares, a) primero para la determinación de la contracción máxima voluntaria y, b) dos días después para el consumo de VO_{2MAX}. Finalmente, alrededor de una semana después de las pruebas preliminares, los sujetos regresaron al laboratorio para completar la serie de ejercicios estático y dinámico cuya intención fue el registro de las variables importantes de FC, PA y respiración.

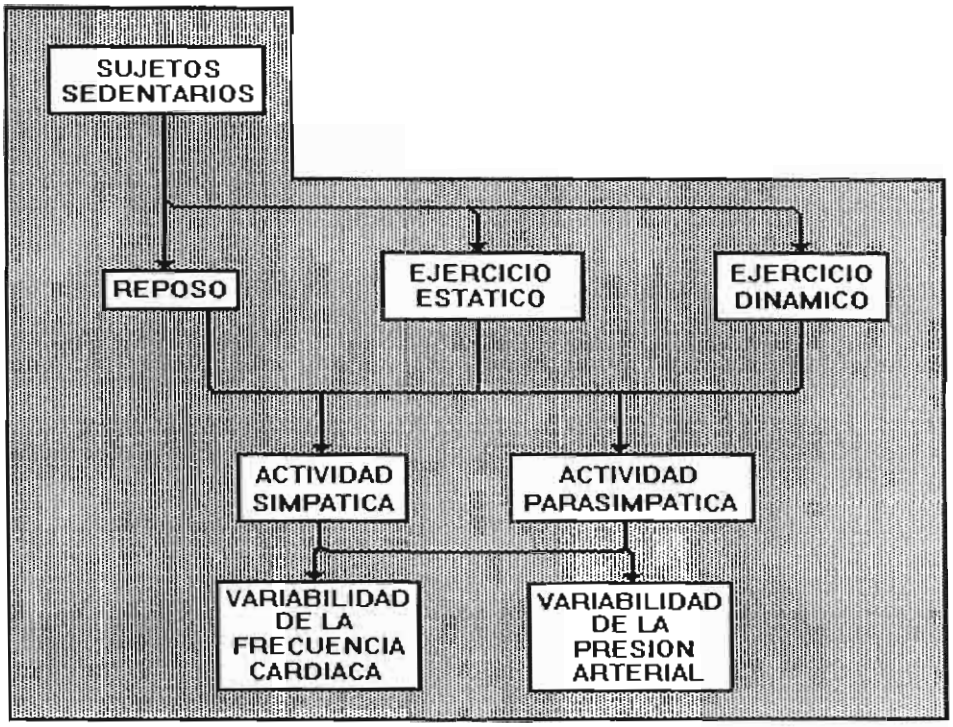


Figura 10. Esquema conceptual del segundo estudio formal para evaluación de la actividad autonómica por medio del análisis de las variabilidades de la frecuencia cardiaca y la presión arterial durante las modalidades de ejercicio estático y dinámico.

Evaluación de capacidades máximas. Los sujetos sin evidencias de enfermedad alguna fueron sometidos a prueba de esfuerzo, sobre ergómetro de bicicleta (Monark 818E), de acuerdo al protocolo de Jones NL (Jones, 1988), para determinar su capacidad física con base en el consumo de oxígeno máximo (VO_{2MAX}). El protocolo consistió en administrar cargas progresivas con incrementos en intensidad de 25 Watts y duraciones de 1 minuto cada una de ellas hasta alcanzar el VO_{2MAX} con cambios no mayores a 100 ml de O2 por minuto, o hasta el punto en que el sujeto refiriera fatiga. Durante la sesión de prueba, cada segundo se calcularon y desplegaron valores de ventilación pulmonar, consumo de oxígeno, eliminación de bióxido de carbono y el

intercambio respiratorio (Gaitán-González y Cols., 1990). En todo momento, en las cargas de gran intensidad se estimuló verbalmente a los sujetos para que soportaran al máximo posible la fatiga. De manera continua, durante la prueba de esfuerzo máximo se mantuvo vigilancia estrecha de los sujetos por monitoreo del ECG empleando la derivación CM5.

El método e instrumentación utilizada para la medición del VO_{2MAX} se basó en el método modificado de Douglas, realizando la medición de gases espirados a la salida de un mezclador de aire para ejercicio mediante analizadores Beckman (OM-11 y LB2). Las calibraciones para los analizadores de gases se hicieron introduciendo gases específicos grado calibración, mientras que para el neumotacógrafo se hizo por bombeo de aire con una jeringa de 3 litros (Hans Rudolph Inc.). Los criterios para aceptar que los sujetos alcanzaron el VO_{2MAX} se basaron en las siguientes condiciones: a) consumo de oxígeno en meseta o que éste aumentara menos de 2.0 ml/kg/min en dos cargas consecutivas de trabajo, b) FC mayor o igual al 90% de la FC máxima predicha y, c) intercambio respiratorio mayor o igual a 1.1 (Gaitán-González y Cols., 1990).

En días diferentes a la prueba de esfuerzo para el VO_{2MAX}, se determinó la fuerza de contracción máxima voluntaria (CMV) por contracción simultánea de ambos cuadriceps para lograr la extensión de las piernas contra un peso determinado, en posición sentada. Para ello se realizaron de 3 a 6 intentos con intervalos de descanso de 2 a 3 minutos entre ellos. El máximo peso levantado

por el sujeto se consideró la CMV en kg. Durante las pruebas de CMV, y cualquier otra prueba subsecuente que involucrara ejercicios isométricos, no se permitió que los sujetos se apoyaran o hicieran esfuerzos simultáneos con los brazos. La Tabla 5 muestra también las características funcionales espirométricas y de capacidad funcional de los sujetos estudiados.

TABLA 5. Características generales de los 10 sujetos evaluados en el segundo estudio formal.

DATOS	PROMEDIO (DESV. EST.)
Generales:	
Sup. Corp. (m^2)	1.691 (0.09)
Edad (años)	23.9 (2.41)
Peso (kg)	62.8 (6.11)
Estatura (cm)	163.7 (5.23)
Función Pulmonar *	
CVF (ml)	4935 (708)
$VEF_{1.0}$ (ml)	4121 (561)
VEF/CVF (%)	85.02 (3.59)
FEF_{MAX} (L/s)	10.02 (1.54)
FEF_{MED} (L/s)	4.89 (0.60)
Capacidad Física:	
FC_{MAX} (lpm)	193.3 (12.1)
VO_{2MAX} (ml/min)**	2,260 (256.9)
VO_2/Kg (ml/min/Kg)**	42.7 (4.7)
CMV (Kg)	60.8 (7.6)

Abreviaturas: Sup. Corp.=superficie corporal, CVF=capacidad vital forzada, VEF1.0=volumen espiratorio forzado del primer segundo, FEF_{MAX}=flujo espiratorio forzado entre 200 y 1200 ml, FEF_{MED}=flujo espiratorio forzado entre el 25 al 75% de la CVF, FC_{MAX}=frecuencia cardiaca máxima, VO_{2MAX}=consumo de oxígeno máximo, CMV=contracción máxima voluntaria.
* Valores expresados en unidades BTPS.
** Valores expresados en unidades STPD.

Protocolos e instrumentación para ejercicio estático y dinámico. Conociendo los valores máximos de VO_2 y de CMV, los sujetos fueron

programados para obtener las series de tiempo de la FC, de frecuencia respiratoria y de PA. Para minimizar la posibilidad de un balance autonómico alterado, se pidió a los participantes que durante las 24 horas previas al estudio evitaran cualquier fármaco, café, actividad física intensa y que procuraran dormir al menos 8 horas la noche inmediata anterior. El día de la realización del estudio, los sujetos fueron evaluados clínicamente para asegurar condiciones adecuadas, carentes de signos o síntomas de patología alguna. Igualmente, los sujetos se presentaron al laboratorio en ayuno mínimo de tres horas.

Después de evaluar las condiciones de reposo, los voluntarios siguieron con el ejercicio estático o dinámico de manera aleatoria para procurar que el diseño fuese balanceado y evitar la influencia de un ejercicio sobre el otro. Las condiciones de reposo se probaron durante 10 a 15 minutos, mientras los sujetos permanecían sentados y amarrados suavemente contra la silla por medio de una banda abdominal. El ejercicio estático se realizó también en posición sentada, con una intensidad al 30% de la CMV (EE30), por contracción isométrica de ambos cuadríceps contra una carga sostenida entre los maléolos mediales de los tobillos. La contracción isométrica causó la extensión de las rodillas desde la posición a 90° hasta los 170° y se mantuvo durante 6 minutos. Durante este tiempo, a cada uno de los sujetos se les estimulaba verbalmente para que no suspendieran la contracción y que bloquearan cualquier intento de contraer los brazos o de cerrar la glotis para evitar la maniobra de Valsalva.

En el caso de ejercicio dinámico, éste se realizó sobre ergómetro de bicicleta a una intensidad del 30 % del VO_{2MAX} (ED30) y del 60% del VO_{2MAX} (ED60), con objeto de que la primera fuera equivalente en intensidad a EE30 y de que la segunda provocara una respuesta de PA lo más cercana posible a la PA lograda en EE30. Ambas pruebas se llevaron a cabo en el mismo día con intervalo de descanso de 4 a 6 minutos. La duración de las cargas de trabajo osciló entre 6 a 7 minutos, iniciando con 2 a 3 minutos de ajustes transitorios en las variables fisiológicas, y sólo se registraron los 4.3 minutos finales en los que se observó el estado estable de la respuesta funcional.

Al final de cada ejercicio, se preguntó a los sujetos acerca de su sensación de fatiga, de acuerdo a la escala de percepción del esfuerzo para evaluar la intensidad subjetiva del ejercicio (Borg, 1982). Entre cada ejercicio se dejó un intervalo de recuperación entre 10 a 15 minutos, hasta que la FC y la PA regresaran a valores cercanos al reposo.

Para cada condición de prueba, se mantuvo el registro y monitoreo continuo del ECG, la FC, la PA y el ciclo respiratorio (RESP). El registro de FC se obtuvo del ECG (derivación CM5), cuya señal se proceso en un medidor de frecuencia (Hewlett Packard 8812A). Para registrar la frecuencia respiratoria se utilizó una banda de respiración piezoeléctrica (Pro-Tech) cuya salida analógica fue procesada en un amplificador de alta ganancia (Narco-Biosystem). La señal de PA indirecta se adquirió del dedo índice de la mano derecha mediante el equipo

Finapress (Ohmeda 2300, Inc.), el cual se basa en el método pletismográfico óptico-mecánico para la detección continua de la onda de PA indirecta (Wesseling y Cols., 1986) evaluado en diferentes condiciones (Imholz y Cols., 1988), incluido el ejercicio (Idema y Cols., 1989). En todo momento de las condiciones de prueba la extremidad en la que se colocó el sensor de presión se mantuvo casi horizontal y a una altura constante a nivel del quinto espacio intercostal con la ayuda de un soporte. Se tuvo especial cuidado para insistir sobre la relajación e inmovilidad de esta extremidad para evitar artefactos en la onda de PA. Las señales de FC y respiratoria fueron registradas también en papel térmico. La Figura 11 (a-c) muestra esquemas de las posiciones que adoptaron los sujetos y los registros obtenidos durante las tres condiciones de prueba.

Procesamiento de las señales. Las señales analógicas de la FC instantánea, la PA indirecta y RESP fueron digitalizadas en una computadora personal con un convertidor analógico/digital de 12 bits (Advantech Corp.) a una frecuencia de muestreo de 100Hz. La PA indirecta se procesó para separar latido-a-latido las presiones arteriales sistólica (PAS) y diastólica (PAD) y para calcular la PA media (PAM). Los valores para la PAS se definieron como los picos más altos de las ondas de presión, en tanto que la PAD se identificó como el valor de intensidad mínima más cercano al punto de arranque de la rama ascendente de la onda de presión. La PAM se calculó como la integral de las ondas de pulso. Finalmente, las series de tiempo de FC, PAS, PAD y RESP fueron

remuestreadas a 2 Hz después de hacerles interpolación cúbica tipo "spline".

Con objeto de realizar el análisis de las señales en el intervalo de mayor estabilidad, únicamente se procesaron los últimos 512 puntos de cada señal. La estacionaridad de las series de tiempo fue aceptada cuando la media y la diferencia de potencia espectral entre las dos mitades de la serie fue <5% (Pagani y Cols., 1986).

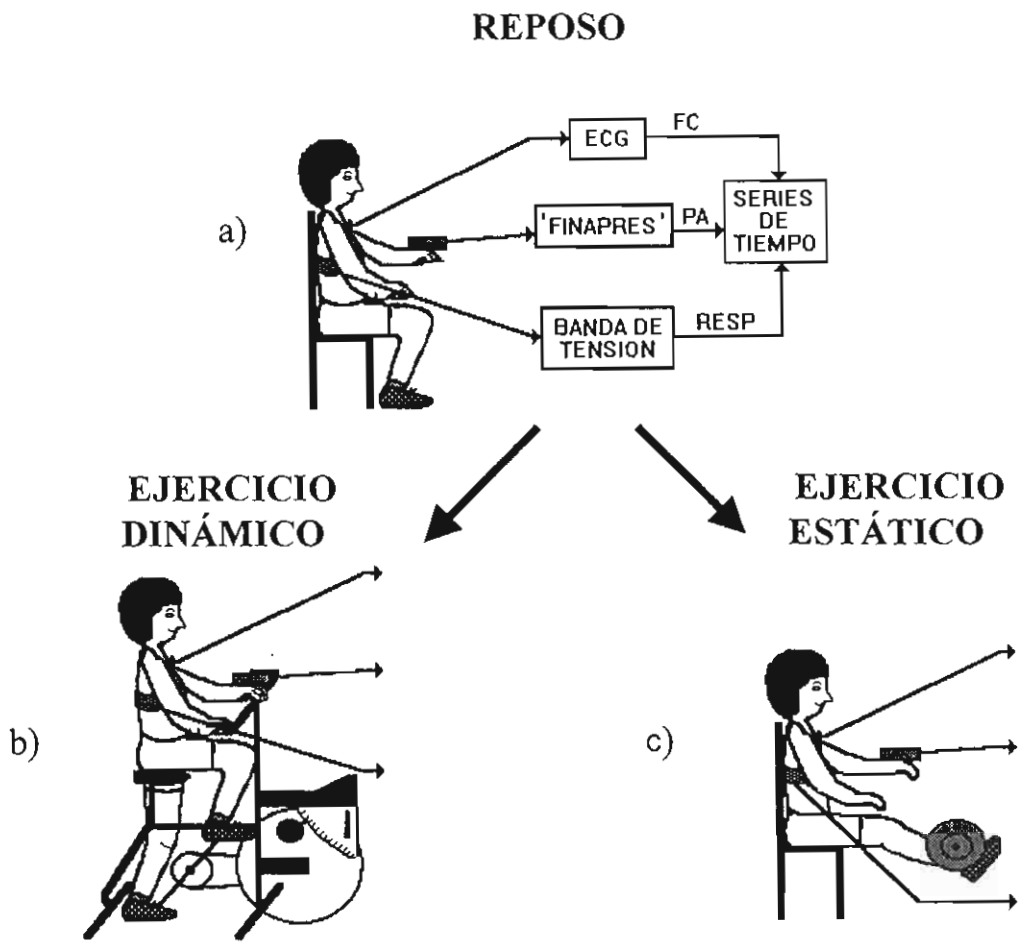


Figura 11. Esquemas que muestran las posiciones adoptadas por los sujetos durante las condiciones de (a) reposo, (b) ejercicio dinámico al 30 y 60% del VO_{2MAX} y (c) ejercicio estático al 30% de la CMV.

Análisis en el dominio del tiempo. Los parámetros o índices cuantificados en los registros de FC y PA fueron la media (PROM), la desviación estándar (DE), el coeficiente de varianza (CV), y la raíz cuadrática media de las diferencias entre latidos subsecuentes (RMSSD). Si bien se han hecho correlaciones entre los índices del análisis temporal y los de frecuencia (Bigger y Cols., 1992), no existe una definición clara de la asociación simpática o parasimpática con los índices temporales. Por ello, las modificaciones en DE y CV se tomaron como indicadores de aumento o disminución de la variabilidad global o de largo plazo; mientras que RMSSD indicó la variabilidad latido-a-latido (Task Force, 1996).

Análisis en el dominio de la frecuencia. En el dominio espectral, para todos los archivos se obtuvieron los espectros de potencia por estimadores autorregresivos (Algoritmo de Burg), por la transformada rápida de Fourier (TRF, algoritmo de Colley y Tukey) y por periodograma basado en TRF y usando la promediación de Welch (Welch, 1967; Kay y Marple, 1981). Ya que la información derivada por cada método no mostró diferencias significativas (Carrasco-Sosa y Cols., 1995), se decidió manejar los datos por el método del periodograma con ventana de Hanning de 128 puntos y traslape de 64 puntos.

El análisis espectral consistió en el cálculo de los siguientes índices: a) potencia total hasta 0.4 Hz (P_{TOT}), b) potencia de la banda de bajas frecuencias entre 0.04 a 0.07 Hz (FB) en unidades absolutas y normalizadas, c) potencia de la banda de frecuencias intermedias entre 0.07 a 0.15 Hz (FI) en unidades absolutas y

normalizadas y, d) potencia de la banda de frecuencias altas entre 0.15 a 0.4 Hz (FA) en unidades absolutas y normalizadas (Task Force, 1996; Parati y Cols., 1995). Los componentes espectrales FB y FI se sumaron para calcular la relación entre bajas y altas frecuencias (FB+FI/FA). En el caso de las señales respiratorias no se obtuvieron parámetros espectrales, pero la estimación espectral se efectuó para calcular la función de coherencia con respecto a la densidad de potencia espectral de las series de tiempo de FC y PA. Valores de coherencia por arriba de 0.5 indicaron las bandas de frecuencias donde existió una correlación lineal significativa entre las señales.

Las densidades de potencia espectral de las series de tiempo de FC y PA también se utilizaron para calcular su función de coherencia y estimar un índice α_{FI}, el cual se ha sugerido como un procedimiento no-invasivo y espontáneo para valorar la sensibilidad de barorreceptores (Pagani y Cols., 1988; Robbe y Cols., 1987). Este índice fue calculado como la raíz cuadrada del radio de potencias de las series FC sobre PAS, en el rango de 0.07 a 0.15 Hz, siempre y cuando la coherencia fuese igual o mayor a 0.5.

Análisis estadístico. Para probar diferencias estadísticas, de cada índice en el dominio del tiempo y de la frecuencia se obtuvieron las medidas de tendencia central. Cuando la distribución de los datos espectrales no fue normal, se realizó la normalización por transformación logarítmica (Bigger y Cols., 1992). Las

comparaciones estadísticas entre las condiciones de prueba (Reposo, EE30, ED30, ED60) se hicieron por análisis de varianza de una vía para muestras repetidas, seguida de la prueba de Tukey para puntualizar las condiciones diferentes. El nivel de significancia estadística para todas las comparaciones fue con $p<0.05$. Los resultados de las medidas de tendencia central y los análisis de varianza se realizaron con el paquete estadístico MINITAB®, mientras que las comparaciones múltiples se hicieron con un programa específico hecho en lenguaje C por integrantes del Laboratorio de Fisiología Humana de la UAM-Iztapalapa.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados de los estudios formales. En el primero, con un enfoque específico hacia la VFC, se hizo la comparación entre reposo, EE al 25-30% de la CMV y ED al 55-60% de la frecuencia cardiaca máxima (FC_{MAX}) predicha. En el segundo se tomó la combinación entre VFC y VPA para obtener una estimación de la sensibilidad de barorreceptores y se compararon las condiciones de reposo, EE al 30% de la CMV, ED al 30% del VO_{2MAX} y ED al 60% del VO_{2MAX}.

Primer estudio formal.

Análisis visual. En general, el análisis visual de las series de tiempo y de los espectros de potencia permitió corroborar las observaciones del estudio piloto con 7 sujetos de diferente condición física.

Los 12 voluntarios del primer estudio formal mostraron oscilaciones de la FC en reposo que seguían fielmente el ritmo respiratorio. Cabe señalar que inicialmente se contaba con 17 y que dos de ellos fueron excluidos por presentar baja VFC en reposo y 3 por fallas técnicas. Los sujetos con baja VFC en reposo

repitieron el fenómeno observado en el estudio piloto, donde uno de ellos fue asociado con fatiga por mal descanso en la noche anterior. Ninguno de estos sujetos fue incluido en resultados, pero llamó la atención que las oscilaciones de aparente origen respiratorio no fueron claras en ellos y que la VFC se recuperó durante EE.

Del análisis visual de los espectros de potencia se desprende que durante el reposo existen diferencias marcadas entre los sujetos en la distribución de densidad para las bandas de FA (>0.15 Hz) y FB (<0.15 Hz). Durante EE se percibió un incremento en el área bajo las curvas, con predominio de las FB; mientras que durante ED el área bajo las curvas disminuyó en todas las bandas, pero con desaparición notoria de FA y conservación relativa de FB.

La Figura 12 muestra a manera de ejemplo el espectro de potencia y las series de tiempo de uno de los sujetos estudiados en las tres condiciones. Aunque del análisis visual de todos los espectros se desprendió que existen diferencias entre los sujetos en la distribución de densidad para las bandas, en general tanto por el análisis espectral como por los cardiotacogramas se observó la mayor VFC durante el EE.

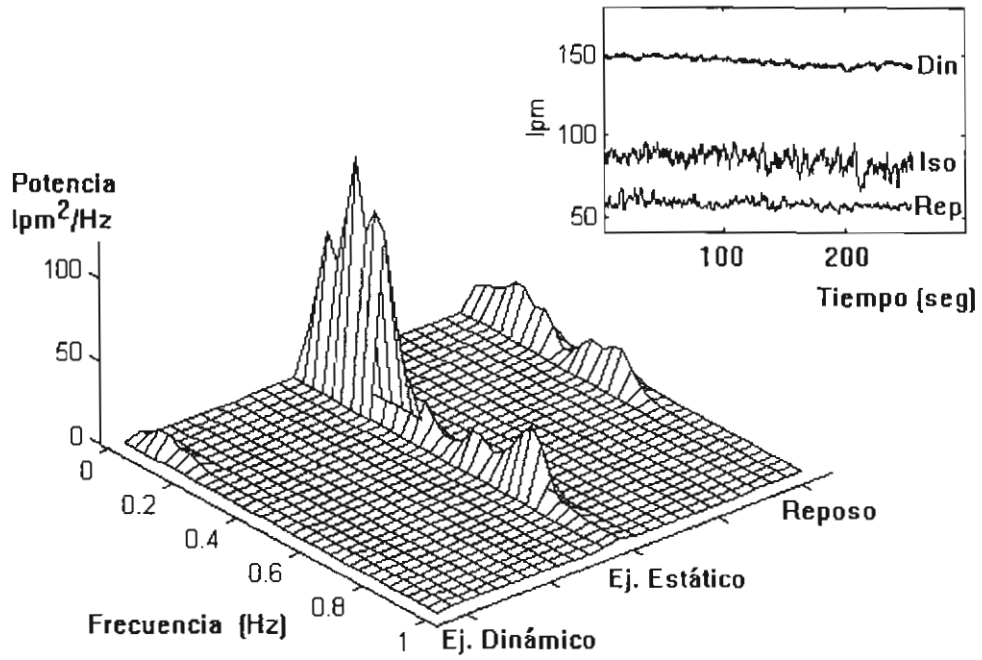


Figura 12. Ejemplo de espectro de potencia (esquina inferior izquierda) y series de tiempo (esquina superior derecha) observadas en reposo (Rep) y ejercicios estático (Iso) y dinámico (Din). Nótese la mayor variabilidad de la frecuencia cardiaca en ejercicio estático, tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia.

Análisis en el dominio del tiempo. Cabe resaltar las diferentes respuestas en la FC promedio, debido a las distintas cargas impuestas para cada tipo de ejercicio; además de las tendencias opuestas entre EE y ED en los índices temporales, ya que en el primero aumentaron su valor, mientras en el segundo disminuyeron. Dada esta tendencia al aumento de la VFC en el EE, y a la disminución en el ED, la comparación entre ellos mostró diferencias estadísticamente significativas.

La Tabla 6 y la Figura 13 presentan los resultados estadísticos en las condiciones estudiadas. Al comparar los valores de reposo contra los del EE, todos los índices de tiempo fueron mayores ($P<0.005$) en este último; mientras que en relación con ED la $PROM_{FC}$ fue mayor ($P<0.005$), el CV_{FC} menor ($P<0.005$) y en DE_{FC} y $RMSSD_{FC}$ no hubo diferencias ($P>0.05$). Cuando se compararon los índices entre los dos tipos de ejercicio, todos ellos presentaron diferencias significativas ($P<0.005$) ya que la $PROM_{FC}$ fue mayor en el ED, pero DE_{FC}, CV_{FC} y $RMSSD_{FC}$ estuvieron estadísticamente por debajo de los valores del EE.

TABLA 6. Promedios y desviaciones estándares de los índices de variabilidad de la frecuencia cardiaca (FC) en el dominio del tiempo, medidos en 12 sujetos en reposo y durante los ejercicios estático y dinámico.

ÍNDICE	REPOSO	ESTÁTICO	DINÁMICO
$PROM_{FC}$ (lpm)	65.9 (8.1)	89.2 (9.7)*	138.4 (10.1)* ✞
DE_{FC} (lpm)	3.83 (0.92)	6.18 (2.05)*	3.06 (0.93) ✞
CV_{FC} (%)	5.78 (1.02)	6.90 (2.08)*	2.23 (0.70)* ✞
$RMSSD_{FC}$ (lpm)	1.95(0.69)	2.46 (0.66)*	1.57 (1.01) ✞

* Diferencias significativas ($P<0.05$) con respecto al reposo.
✞ Diferencias significativas ($P<0.05$) entre ejercicio estático y dinámico.
Abreviaturas: $PROM_{FC}$=promedio de la FC, DE_{FC}= desviación estándar de la FC, CV_{FC}=Coeficiente de variación de la FC, $RMSSD_{FC}$=raíz cuadrada de la media de diferencias entre latidos subsecuentes.

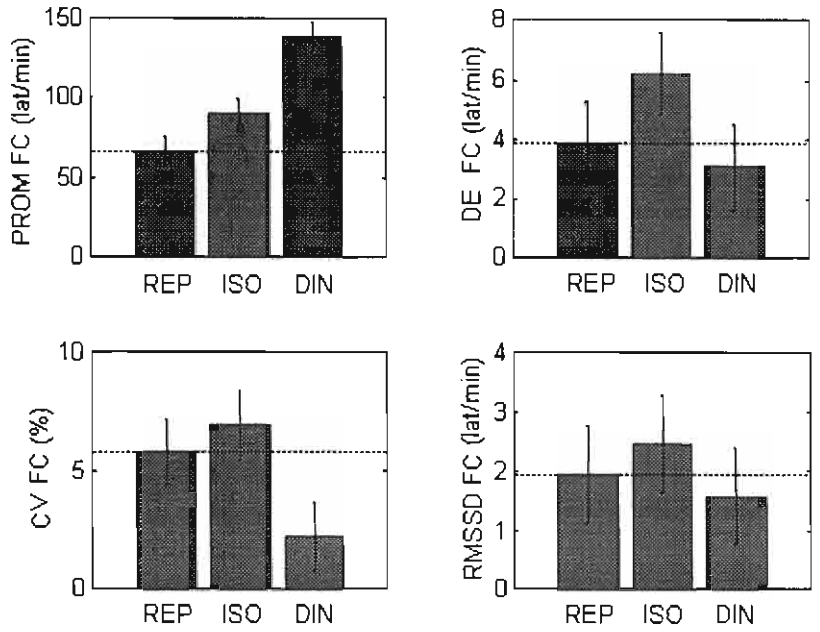


Figura 13. Comportamiento de los índices estadísticos de la frecuencia cardiaca (FC) en reposo (REP), ejercicio estático (ISO) al 30% de la contracción máxima voluntaria y ejercicio dinámico (DIN) al 30 % de la FC máxima predicha.

Análisis en el dominio de la frecuencia. La Tabla 7 y la Figura 14 despliegan los resultados y las diferencias estadísticas obtenidos en el análisis espectral. La tendencia de P_{TOT} fue paralela a la de los índices en el tiempo; esto es, aumentó durante el EE y disminuyó en el ED cuando se compararon entre sí y contra los valores de reposo. Existió una alta correlación entre la P_{TOT} con DE_{FC}, CV_{FC} y $RMSSD_{FC}$, pues los coeficientes de Pearson fueron de 0.83, 0.84 y 0.72, respectivamente. Al comparar reposo contra EE, mientras FB, FB+FI y FA no indicaron diferencias significativas (P>0.05), la P_{TOT} y la FI mostraron que los valores eran mayores en la condición de EE (1048±456 vs 651±442 lpm²/Hz). La

comparación entre reposo y ED señaló que, con excepción de FB (P>0.05), el resto de los índices espectrales presentaron diferencias estadísticas, de tal manera que P_{TOT}, FI, FB+FI y la relación (FB+FI)/FA disminuyeron durante el ED, mientras que FA aumentó. Por último, al cotejar los valores entre los tipos de EE y ED, nuevamente, con excepción de FB en los demás parámetros se encontraron diferencias estadísticas (P<0.05), de tal forma que P_{TOT}, FI, FB+FI y la relación (FB+FI)/FA fueron mayores en el EE, en tanto que FA fue menor.

TABLA 7. Promedios y desviaciones estándares de los índices de variabilidad de la frecuencia cardiaca (FC) en el dominio de la frecuencia, medidos en 12 sujetos en reposo y durante los ejercicios estático y dinámico.

ÍNDICE	REPOSO	ESTÁTICO	DINÁMICO
P_{TOT} (lpm²/Hz)	651 (441)	1048 (456)*	175 (175)* ✞
FB (%)	26.32 (13.7)	23.32 (7.29)	29.09 (12.05)
FI (%)	35.75 (10.64)	44.53 (14.25)*	21.31 (8.03)* ✞
FB+FI (%)	62.08 (16.00)	67.85 (17.13)	50.38 (17.97)* ✞
FA(%)	37.92 (16.00)	32.15 (17.13)	49.63 (17.97)* ✞
(FB+FI)/FA	2.34 (1.91)	2.94 (2.05)	1.22 (0.65)* ✞

* Diferencias significativas (P<0.05) con respecto al reposo.
✞ Diferencias significativas (P<0.05) entre ejercicio estático y dinámico.
Abreviaturas: P_{TOT}=potencia total; FB, FI y FA=frecuencias baja, intermedia y alta.

No obstante la diferencia de cargas efectuadas entre el EE (30% de la CMV) y ED (60% de la FC máxima), la percepción del esfuerzo tuvo una relación de 2:1 a favor del EE.

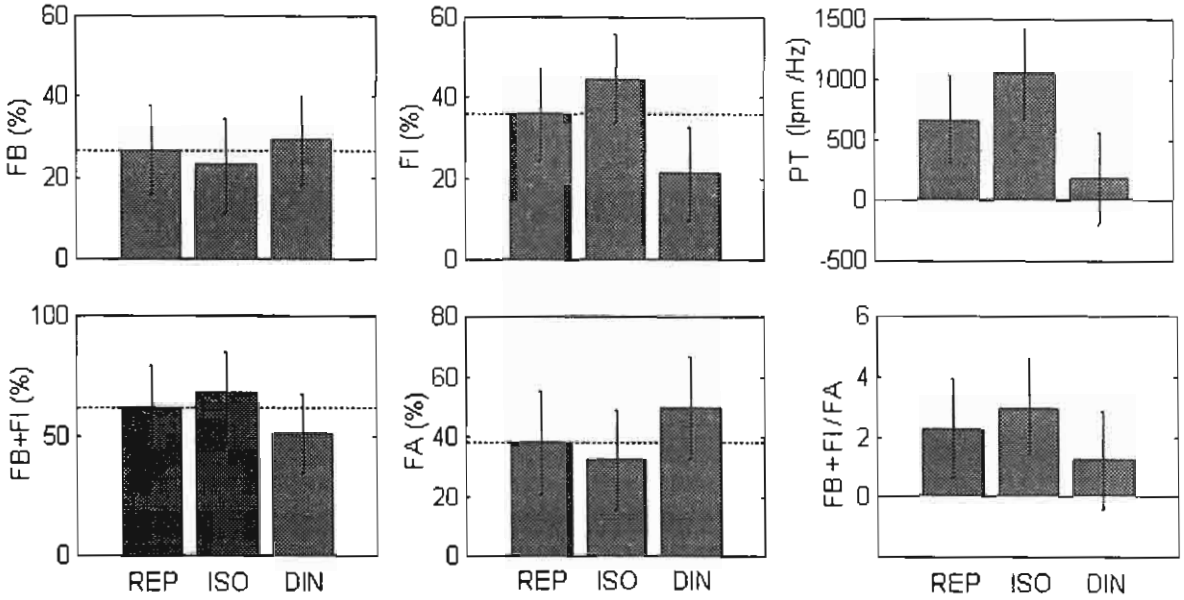


Figura 14. Comportamiento de los parámetros espectrales de la frecuencia cardiaca en las condiciones de reposo (REP), ejercicio estático (ISO) al 30% de la contracción máxima voluntaria y ejercicio dinámico (DIN) al 30% de la frecuencia cardiaca máxima predicha.

Segundo estudio formal

Datos generales. Aunque todos los sujetos refirieron malestar en las piernas durante el último minuto del EE al 30% de la CMV (EE30) y el esfuerzo percibido llegó a ser entre 9 y 10, todos ellos pudieron sostener la carga hasta que el registro se terminó. Con respecto al los ejercicios dinámicos, los voluntarios sintieron más ligeras las cargas con percepciones entre 3-5 para el ED al 30% del VO_{2MAX} (ED30) y 5-7 para el ED al 60% del VO_{2MAX} (ED60).

La Tabla 8 presenta las medias y desviaciones estándar de la FC, la PAM y la frecuencia respiratoria en reposo y los diferentes tipos de ejercicio. El EE indujo a pequeños aumentos en la FC, aunque ésta fue significativamente mayor que en reposo. En comparación también con el reposo, la FC durante los ED mostró incrementos más notorios, de tal forma que el promedio de sus FC fue estadísticamente mayor que la media observada para EE.

TABLA 8. Respuestas (promedio ± d.e.) en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio (n=10) de las variables funcionales básicas.

Variable	REPOSO	EE30	ED30	ED60
Frecuencia cardiaca (latidos·min^{-1})	61.9 ± 8.3	84.1 ± 9.1 *†§	93.7 ± 8.6 *§	143.9 ± 9.1 *
Presión arterial sistólica (mmHg)	121.6 ± 7.8	166.7 ± 15.5 *†	150.8 ± 12.3 *§	173.9 ± 14.6 *
Presión arterial media (mmHg)	91.2 ± 5.8	122.2 ± 11.7 *†	107.7 ± 8.1 *§	121.6 ± 12.6 *
Presión arterial diastólica (mmHg)	76.4 ± 4.6	100.8 ± 11.1 *†	86.7 ± 7.8 *§	97.7 ± 12.1 *
Frecuencia respiratoria (respiraciones·min^{-1})	17.9 ± 5.1	21.9 ± 5.7 *§	23.4 ± 6.1 *§	34.8 ± 7.7 *

Abreviaturas: EE30, ejercicio estático al 30% de la contracción máxima voluntaria; ED30, ejercicio dinámico al 30% del VO_{2MAX}; ED60, ejercicio dinámico al 60% del VO_{2MAX}.
* Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con REPOSO.
† Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED30.
§ Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED60.

La PAM aumentó durante los dos tipos de ejercicio en comparación con los valores de reposo, pero la PAM durante EE30 igualó la PAM durante ED60, en tanto que el valor más bajo en ejercicio fue para ED30 (P<0.001).

La frecuencia respiratoria se incrementó durante todos las condiciones con ejercicio, si se compara con los valores de reposo. El promedio obtenido para EE30 fue parecido al de ED30, pero significativamente más bajo ($P<0.001$) que el promedio para ED60.

Análisis de la VFC y la VPA en el dominio del tiempo. La respuesta en los índices temporales para las variabilidades de la frecuencia cardiaca (VFC), de la presión sistólica (VPAS) y de la presión diastólica (VPAD) se muestra en la Tabla 9. Todas las series de tiempo de FC mantuvieron condiciones de estado estable, como se deduce de los valores de estacionaridad por debajo del 3%. Sin embargo, en el caso de EE30, las series de tiempo para PAD y más todavía para PAS presentaron una tendencia lenta hacia arriba, mientras que en los ejercicios dinámicos la tendencia fue hacia abajo. Esta tendencia en la presión sanguínea provocó que la estacionaridad fuera alrededor del 6%, en cuatro sujetos durante EE30 y en tres durante ED60.

Durante EE30, los promedios de los parámetros DE y ΔRANGO para VFC aumentaron significativamente, en tanto que el cambio en RMSSD no alcanzó significancia estadística. En el caso de la actividad dinámica, ED30 tendió a permanecer sin cambio en todos los índices, excepto ΔRANGO, el cual mostró un aumento ligero pero significativo. Cuando se realizó ED60, todos los índices temporales redujeron significativamente su valor. La comparación entre los tres

tipos de ejercicio remarcó diferencias importantes, ya que los valores en DE y RMSSD durante EE30 fueron más altos que durante ED60 y ED30, mientras que en las diferencias con respecto a ED60 se agregó el índice ΔRANGO (P<0.001).

TABLA 9. Respuestas (promedio ± d.e.) en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio (n=10) de los índices temporales para las variabilidades de la frecuencia cardiaca y las presiones sistólica y diastólica.

Variable	REPOSO	EE30	ED30	ED60
VFC (latidos·min^{-1})				
DE	3.33 ± 0.66	4.76 ± 1.16 *†§	3.62 ± 0.49 §	2.74 ± 0.62 *
ΔRANGO	19.18 ± 3.34	26.32 ± 6.19 * §	23.15 ± 3.60 *§	12.72 ± 2.46 *
RMSSD	1.76 ± 0.69	2.17 ± 0.85 †§	1.59 ± 0.41 §	0.95 ± 0.24 *
VPAS (mmHg)				
DE	5.24 ± 1.05	6.88 ± 1.61 *†	6.96 ± *§	9.44 ± 1.73 *
ΔRANGO	27.98 ± 6.36	37.85 ± 11.7 *†	40.04 ± 12.3 *§	49.38 ± 5.24 *
RMSSD	2.73 ± 0.82	2.74 ± 0.80 †	3.11 ± §	4.45 ± 0.98 *
VPAD (mmHg)				
DE	3.46 ± 0.58	4.61 ± 0.88 * §	4.69 ± 0.89 *§	5.49 ± 0.54 *
ΔRANGO	19.47 ± 4.35	23.68 ± 4.71 * §	27.50 ± 4.55 *§	31.41 ± 1.56 *
RMSSD	1.70 ± 0.50	1.76 ± 0.37 †§	2.55 ± 0.48 *§	4.69 ± 0.75 *

Abreviaturas: VFC, VPAS, VPAD, variabilidades de la frecuencia cardiaca y las presiones sistólica y diastólica, respectivamente; DE, desviación estándar; ΔRANGO, diferencia de rango; RMSSD, raíz cuadrática media de las diferencias entre latidos sucesivos; EE30, ejercicio estático al 30% de la contracción máxima voluntaria; ED30, ejercicio dinámico al 30% del VO_{2MAX}; ED60, ejercicio dinámico al 60% del VO_{2MAX}.

* Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con REPOSO.

† Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED30.

§ Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED60.

En relación con las variabilidades de la presión arterial, VPAS y VPAD, los parámetros temporales DE y ΔRANGO aumentaron durante ambos tipos de ejercicio, comparados contra valores de reposo. El otro parámetro, RMSSD, no se modificó durante EE30, aumentó significativamente durante los ejercicios dinámicos, pero únicamente para VPAD en ED30. Las diferencias entre los tipos de ejercicio mostraron que los valores de los índices DE, ΔRANGO y RMSSD

fueron más bajos para EE30 que para ED60 en ambas presiones, VPAS y VPAD, y que la RMSSD para la VPAD fue más baja durante EE30 que en ED30 (P<0.001).

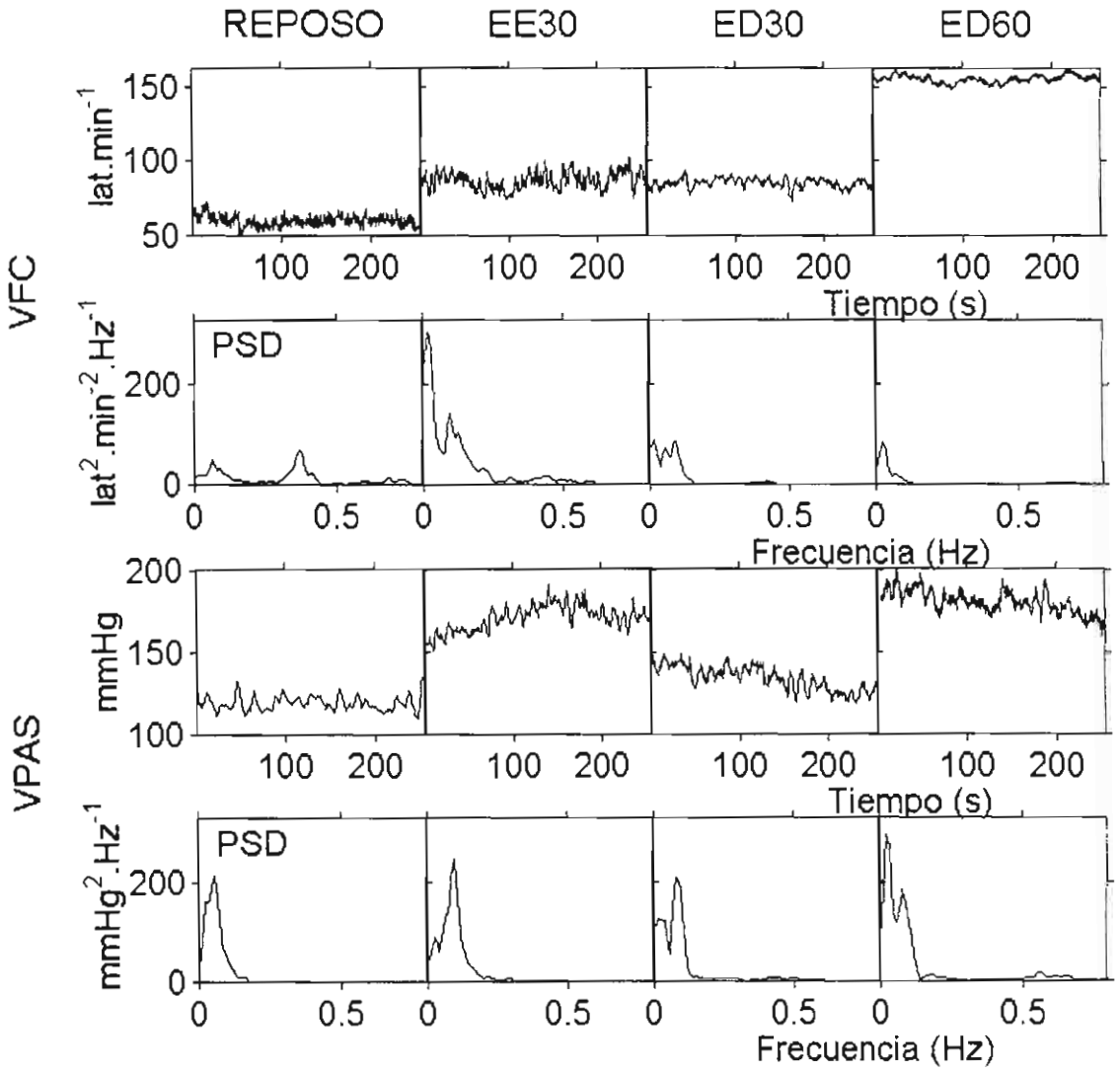


Figura 15. Ejemplo de series de tiempo de frecuencia cardiaca (VFC) y de presión arterial sistólica (VPAS) de un sujeto, así como sus respectivas densidades de potencia espectral (PSD) en la parte inferior inmediata. Las condiciones de estudio fueron, reposo, ejercicio estático al 30% de la contracción máxima voluntaria (EE30), ejercicio dinámico al 30% (ED30) y al 60% (ED60) del consumo de oxígeno máximo.

Análisis de VFC en el dominio de la frecuencia. La figura 15 presenta un ejemplo típico de las series de tiempo de la FC y de la PAS, así como sus respectivas densidades de potencia espectral durante el reposo y los dos tipos de ejercicio. La Tabla 10, por otro lado, resume las medias y la desviación estándar de los componentes espectrales de la VFC.

TABLA 10. Respuestas en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio (n=10) de los índices espectrales calculados en las series de tiempo de la frecuencia cardiaca.

Variable	REPOSO	EE30	ED30	ED60
P_{TOT} (lpm²/Hz)	(8.892 ± 3.33)	(15.19 ± 9.61) *†§	(7.60 ± 2.88) *§	(2.38±1.43) *
FB %	26.07 ± 14.16	15.61 ± 5.95 * §	21.39 ± 9.99 §	42.63±9.02 *
(lpm²/Hz)	(1.803 ± 1.30)	(1.58 ± 0.93) §	(1.23 ± 0.44) §	(0.31±0.13) *
FI %	37.12 ± 9.62	57.78 ± 16.89 * §	69.11 ± 9.41 *§	43.11±8.81
(lpm²/Hz)	(2.40 ± 0.87)	(6.41 ± 3.95) *†§	(3.31 ± 1.69) §	(0.32±0.14) *
FB+FI %	63.22 ± 19.26	72.79 ± 19.56 †§	90.53 ± 13.62 *	85.76±13.61 *
(lpm²/Hz)	(4.20 ± 2.04)	(7.79 ± 4.78) *†§	(4.54 ± 1.79) §	(0.63±0.26) *
FA %	36.78 ± 19.26	27.21 ± 19.56 †§	9.47 ± 3.62 *	14.24±13.61 *
(lpm²/Hz)	(2.41 ± 1.68)	(3.44 ± 3.18) †§	(0.59 ± 0.31) *§	(0.15±0.27) *
FB+FI/FA relación	3.32 ± 4.33	4.69 ± 3.90 †§	10.98 ± 4.54 *	9.65±5.72 *

Abreviaturas: P_{TOT} , potencia total; FB, FI, FA, potencia de los componentes de frecuencia baja, media y alta, respectivamente; EE30, ejercicio estático al 30% de la contracción máxima voluntaria; ED30, ejercicio dinámico al 30% del VO_{2MAX}; ED60, ejercicio dinámico al 60% del VO_{2MAX}.
Los valores normalizados se expresan en % y en paréntesis se dan los valores absolutos
* Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con REPOSO.
† Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED30.
§ Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED60.

La comparación entre cada tipo e ejercicio contra los valores medios en reposo revelaron que P_{TOT} en EE30 aumentó alrededor del 88.6%, mientras que durante

los ED disminuyó alrededor del 14.5% para ED30 y 73.2% para ED60. Existieron diferencias significativas (P>0.001) en P_{TOT} entre los tres tipos de ejercicio, siendo EE30 el que alcanzó los valores más altos y ED60 los más bajos.

El análisis espectral indicó que el aumento en P_{TOT} durante EE30 fue desigualmente distribuido entre cada una de las bandas de frecuencia. Por ejemplo, comparando con los valores de reposo, la potencia FB+FI en unidades absolutas se incrementó significativamente (P<0.001) a expensas del aumento en FI (P<0.001), pero FB no cambio. En unidades normalizadas FB+FI mostró cambios leves, no-significativos; sin embargo, el componente FB presentó un decremento importante (P<0.001), mientras que el componente FI aumentó (P<0.002). Por último, aunque los valores normalizados de FI mostraron una tendencia a disminuir, los cambios no fueron estadísticamente significativos.

En relación con el ejercicio dinámico, en términos de valores absolutos y comparados contra las condiciones de reposo, ED30 se caracterizó por: 1) una potencia sin cambio en los componentes espectrales FB+FI y FI, 2) una leve pero significativa disminución en FB (P<0.05) y 3) una clara reducción en el componente FA (P<0.01). En los mismos términos, ED60 mostró una marcada disminución en la potencia de todos los componentes espectrales (P<0.001). Evaluado en unidades normalizadas el componente sumado de FB+FI en ED30 y ED60 presentó un aumento significativo con respecto a los valores de reposo.

El incremento en los valores normalizados para FB+FI durante ED30 fue dependiente de los cambios en FI, mientras que durante ED60 el incremento estuvo relacionado con los cambios en FB. El componente de FA se redujo significativamente en ambos ejercicios dinámicos ($P<0.01$).

Las comparaciones entre las condiciones estudiadas remarcaron que, en unidades normalizadas, el componente FI durante EE30 presentó valores más altos que durante ED60 y, en unidades absolutas, EE30 reveló potencias más altas ($P<0.001$) que cualquiera de los otros dos ejercicios dinámicos. De la misma forma, durante EE30 el valor normalizado del componente FB fue más bajo ($P<0.01$) que durante ED60, pero en potencia absoluta fue más alto ($P<0.01$). Finalmente, el decremento más significativo en el componente FA normalizado fue visto durante ED30, seguido de ED60 y EE30, tal que esta última condición mostró diferencias significativas con respecto a las otras condiciones ($P<0.001$).

Los valores de las relaciones FB+FI/FA tendieron a aumentar durante ambos tipos de ejercicio en comparación con los observados en reposo; sin embargo, únicamente la respuesta al ejercicio dinámico alcanzó significancia estadística ($P<0.001$). Por otro lado, estas relaciones de componentes espectrales bajas sobre altas fueron mayores durante los ejercicios dinámicos que las calculadas para ED30, debido a que el aumento en FB+FI y la disminución en FA fueron más evidentes durante ED30 y ED60.

Análisis de VPAS y VPAD en el dominio de la frecuencia. La Tabla 11 resume los valores promedio de las mediciones de la VPAS y la VPAD en el dominio de la frecuencia. P_{TOT} para ambas presiones aumentó durante los dos tipos de ejercicio; sin embargo, en comparación con el reposo, únicamente alcanzaron significancia para los valores de VPAD ($P<0.05$).

El comportamiento de P_{TOT} se reflejó en la potencia de FB+FI, ya que este índice aumentó en todos los tipos de ejercicio, tanto en la VPAS como en la VPAD. Cabe notar la contribución de componentes espectrales específicos en P_{TOT}, pues FI tuvo una fuerte influencia en la elevación de P_{TOT} durante EE30 y ED30, manifestada por valores sistólicos y diastólicos más altos que los de ED60 ($P<0.01$). Al compararse con los valores normalizados en reposo, sólo FB+FI en la sístole durante ED30 mostró incrementos significativos ($P<0.001$), mientras que en la diástole no se elevó durante ninguna de las condiciones de ejercicio; más aún, durante ED60 disminuyó.

En particular, la VPAS en EE30 y ED30 presentó un notable incremento en el componente FI, tanto en unidades absolutas como normalizadas, lo cual se acompañó de cambios no significativos en el componente FB. Por otro lado, también se observaron diferencias en el índice FA, debido a que no cambio durante EE30, pero se atenuó significativamente en ED30.

TABLA 11. Respuestas en reposo y durante los diferentes tipos de ejercicio (n=10) de los índices espectrales calculados en las series de tiempo de las presiones sistólica y diastólica.

Variable		REPOSO		EE30			ED30			ED60		
P_{TOT}												
Sistólica	(mmHg²/Hz)	(20.25±8.88)		(28.77±21.39)			(29.90±20.35)			(30.21±11.22)		
Diastólica	(mmHg²/Hz)	(8.81±2.82)		(13.80±6.80)		*	(12.76±7.52)		*	(12.03±4.45)		*
FB												
Sistólica	%	34.58	12.51	26.07	7.90	§	26.64	10.72	§	37.70	7.68	
	(mmHg²/Hz)	(3.72	1.50)	(5.45	3.61)		(5.99	4.14)		(6.14	2.61)	
Diastólica	%	43.85	9.16	30.04	9.37	*	23.5	11.26	*	30.69	3.76	*
	(mmHg²/Hz)	(2.26	1.01)	(3.07	1.32)		(3.43	2.48)		(2.51	0.90)	
FI												
Sistólica	%	37.0	13.38	56.81	16.46	* §	64.37	8.84	*§	46.7	10.38	*
	(mmHg²/Hz)	(3.38	1.21)	(12.0	7.96)	*†§	(13.25	7.05)	*§	(7.01	1.29)	*
Diastólica	%	43.7	8.80	63.17	11.08	* §	69.46	11.32	*§	42.06	13.04	
	(mmHg²/Hz)	(2.20	0.86)	(7.27	4.36)	* §	(9.50	4.19)	*§	(3.38	1.67)	
FB+FI												
Sistólica	%	71.55	20.86	82.91	11.85		90.99	4.35	*	84.36	5.97	
	(mmHg²/Hz)	(7.55	2.44)	(17.45	10.83)	*	(19.33	10.74)	*§	(13.15	3.78)	*
Diastólica	%	87.55	7.49	93.26	3.83	§	92.98	3.64	§	72.75	11.93	*
	(mmHg²/Hz)	(4.46	1.74)	(10.34	5.17)	* §	(12.93	6.15)	*§	(5.89	2.24)	*
FA												
Sistólica	%	28.45	20.86	17.09	11.85	†	8.98	4.36	*§	15.64	5.97	
	(mmHg²/Hz)	(4.38	5.92)	(4.24	5.41)	†	(1.62	0.72)	*§	(2.59	1.67)	
Diastólica	%	12.45	7.49	6.74	3.83	§	7.02	3.64	§	27.25	11.94	*
	(mmHg²/Hz)	(0.69	0.57)	(0.76	0.71)	§	(0.85	0.27)	§	(2.31	1.67)	*
FB+FI/FA relación												
Sistólica	%	6.62	8.22	8.71	8.07		12.43	6.03	*§	6.13	2.28	
Diastólica	%	10.4	6.77	20.65	15.99	* §	19.16	13.65	*§	3.39	2.01	

Abreviaturas: P_{TOT} , potencia total; FB, FI, FA, potencia de los componentes de frecuencia baja, media y alta, respectivamente; EE30, ejercicio estático al 30% de la contracción máxima voluntaria; ED30, ejercicio dinámico al 30% del VO_{2MAX}; ED60, ejercicio dinámico al 60% del VO_{2MAX}.
Los valores normalizados se expresan en % y en paréntesis se dan los valores absolutos.
* Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con REPOSO.
† Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED30.
§ Diferencias significativas (P<0.05), en comparación con ED60.

Por otra parte, durante ED60 el componente FI también se amplificó pero mostró un menor efecto que en EE30 y ED30 y los componentes FB y FA permanecieron sin cambio con respecto a los valores de reposo. La comparación de la VPAS entre los diferentes ejercicios señaló varios contrastes: 1) la potencia normalizada de FB durante EE30 y ED30 fue más baja que durante ED60 ($P<0.001$), 2) el componente FI absoluto y normalizado durante EE30 y ED30 fue superior al observado en ED60 ($P<0.001$) y, 3) los valores del componente FA en ED30 fueron los más bajos en comparación con ED60 y EE30 ($P<0.001$)

Con respecto a la VPAD, la respuesta espectral al ejercicio fue casi equivalente al observado para la VPAS; sin embargo, se notaron algunas diferencias marcadas. Primero, el componente MF absoluto y normalizado no cambió de los valores de reposo; segundo, el componente normalizado de FB en todos los ejercicios disminuyó por debajo de los valores de reposo ($P<0.01$); tercero, la potencia absoluta y normalizada de FA en ED30 no cambió; cuarto, la potencia absoluta y normalizada del componente FA durante ED60 fue más alto que cualquier otra condición.

Finalmente, la tendencia de cada índice espectral de la VPA se reflejó en la relación bajas sobre altas frecuencias. Por ello, los valores sistólicos y diastólicos de la relación aumentaron en forma significativa ($P<0.05$) durante

ED30, pero sólo los diastólicos en EE30. Las relaciones fueron significativamente más grandes en EE30 y ED30 que en ED60 ($P<0.001$)

Coherencia entre FA y la respiración. La potencia espectral del ciclo respiratorio presentó una alta relación lineal (coherencia >0.5) con el componente FA de la VFC, la VPAS y la VPAD, en todos los registros y en las tres condiciones de ejercicio.

Efecto del ejercicio sobre la sensibilidad de barorreceptores. Tanto en reposo como durante EE30 y ED30, la coherencia entre el componente FI en el espectro de potencia de la VFC y la VPAS mostró una coherencia por arriba de 0.5; sin embargo, esta coherencia declinó por debajo de este valor en dos sujetos. De esta manera, el índice α_{FI}, mostró diferencias entre las condiciones exploradas, ya que éste fue estadísticamente más bajo ($P<0.001$) para ED60 (0.206 ± 0.05) que para el valor de reposo (0.787 ± 0.061), EE30 (0.727 ± 0.155) y ED30 (0.602 ± 0.148). Durante ED30 el índice α_{FI} tendió también a ser bajo; de hecho, cuando se comparó con el valor de reposo alcanzó significancia estadística, aunque no con respecto a EE30. Los índices α_{FI} en reposo y en EE30 no fueron diferentes desde el punto de vista estadístico.

CAPITULO V

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Hallazgos principales

De los resultados obtenidos en el primer estudio formal, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, puede observarse claramente el comportamiento diferente entre EE y ED, manifestado por una mayor VFC dependiente sobre todo de la banda FI, entre 0.07 y 0.15 Hz. Estas observaciones fueron corroboradas y extendidas en el segundo estudio formal al incluir el análisis de la VPA y la estimación de la sensibilidad de barorreceptores.

Así, aunque EE y ED se compararon a la misma carga de trabajo (EE30 vs ED30) o a la misma presión arterial media (EE30 vs ED60), los datos apuntan hacia distintas formas de expresión de la variabilidad cardiovascular en respuesta al tipo de ejercicio. De hecho, contrario a la depresión de la VFC inducida por ED, reportada por todos los investigadores que han hecho estudios sobre este tema, EE provocó una respuesta aumentada en la VFC global, tanto en las mediciones por índices temporales como espectrales (ver Tabla 12). Por otro lado, el efecto del tipo de ejercicio sobre la VPA no mostró diferencias en los parámetros temporales ni en la suma de bajas frecuencias FB+FI, mientras que el componente FA tuvo un comportamiento con tendencia variable. El

análisis espectral de ambas variabilidades, VFC y VPA, reveló diferencias en la contribución a P_{TOT} de cada componente, FB, FI y FA. Estas diferencias entre EE y ED parecen estar asociadas a una integración compleja de aferencias a partir de receptores musculares y de barorreceptores.

TABLA 12. Resultados de varios autores sobre los cambios absolutos en relación con el reposo, en los parámetros espectrales que reflejan el control neurovegetativo de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (FC) durante el ejercicio*.

Autor	P_{TOT}	DE_{FC}	FB	FA	FB/FA	FC media	Tipo de Ejercicio	Estimador
Baselli y Cols., 1988	↓		↓	↔	↔	148	Dinámico	AR
Arai y Cols., 1989	↓		↓	↓	↔	160	Dinámico	TRF
Perini y Cols., 1990	↓		↓	↔	↓	128	Dinámico	AR
Kamath y Cols., 1991	↓		↓	↓	↑	140	Dinámico	AR
Yamamoto y Cols., 1991	↓	↓	↓	↓	↑	155	Dinámico	CGSA
Rimoldi y Cols., 1992	↓		↓	↓	↓	154	Dinámico	AR
Casadei y Cols., 1995	↓		↓	↓	↓	150	Dinámico	TRF
González y Cols., 1995†	↓	↓	↔	↑	↓	138	Dinámico	PER
Macor y Cols., 1966	↓	↓	↓	↓	↑	109	Dinámico	AR
González y Cols., 2000 ‡	↓	↓	↓	↓	↑	144	Dinámico	PER
Lee y Cols., 1994				↔	↔	78	Estático	AR
González y Cols., 1995†	↑	↑	↔	↔	↑	89	Estático	PER
González y Cols., 2000 ‡	↑	↑	↑	↔	↔	84	Estático	PER

Abreviaturas: P_{TOT} = potencia total, DE_{FC}= desviación estándar de la FC, FB= frecuencia baja, FA= frecuencia alta, FB/FA= relación entre bajas y altas frecuencia, FC= media de la FC, TRF= transformada rápida de Fourier, AR= modelo autorregresivo, CGSA= análisis espectral de resolución gruesa, PER= periodograma promediado de Welch.

* ↓, ↑, disminución o aumento significativo, respectivamente; ↔ cambios no significativos.

† Rango espectral de 0.03 a 1.0 Hz. El componente FB como la suma de FB y FI (ver texto).

‡ Rango espectral de 0.03 a 0.4 Hz. El componente FB como la suma de FB y FI (ver texto).

A partir de la información existente en la literatura, se puede ver que en la actualidad existen incongruencias en los resultados de cada autor, con respecto a la relación FB/FA durante el ED. En parte, las diferencias entre autores podrían ser explicadas por la diversidad de métodos de estimación espectral utilizados (paramétricos y no-paramétricos, lineales y no-lineales), así como por variaciones en los procedimientos de adquisición (número de datos) y el grado de estacionaridad del registro con ejercicio, estado estable o transitorios (Carrasco-Sosa y Cols., 1995).

Ari y Cols. (1989) procesaron registros con una duración de 64 segundos a partir de cargas progresivas que cambiaban de intensidad cada 2 minutos; en estas condiciones difícilmente se puede lograr el estado estable, y menos aún si se toma en cuenta que sus sujetos alcanzaron FCs de 160 lpm. Perini y Cols. (1990) y Macor y Cols. (1996) logran el estado estable, pero la intensidad de sus cargas son relativamente bajas, pues sólo alcanzaron FCs promedio de 128 lpm y 109 lpm, respectivamente. Otros autores (Baselli y Cols., 1988; Kamath y Cols., 1991; Yamamoto y Cols., 1991; Rimoldi y Cols., 1992) sostienen el estado estable con duraciones desde 5 hasta 14 minutos, pero emplean técnicas de análisis diferente, lo cual dificulta la comparación entre los estudios.

Quizá, por medio del análisis espectral la primer descripción sobre la modulación autonómica de la FC durante el ejercicio fue hecha por Sato y Cols. (1980); en tanto que sobre la modulación de la PAS la hizo Furlan y Cols. (1987) en sujetos

hipertensos y sugirieron el uso del componente FB como un índice de la actividad eferente simpática. Estos mismos autores observaron también la marcada influencia de la respiración sobre la potencia del componente FA que atenuaba la contribución relativa de FB sobre P_{TOT}.

Posteriormente, usando la misma herramienta de análisis espectral de la VFC durante el ejercicio dinámico, otros autores han consistentemente encontrado que la VFC global es atenuada durante ED (Baselli y Cols., 1988; Arai y Cols., 1989; Perini y Cols., 1990; Kamath y Cols., 1990; Yamamoto y Cols., 1991; Rimoldi y Cols., 1992; Breuer y Cols., 1993; González y Cols., 1995; Casadei y Cols., 1995; Macor y Cols., 1996; Warren y Cols., 1997), mientras que el componente FB normalizado permanece dominante sobre el componente FA, sugiriendo una actividad simpática aumentada (Kamath y Cols., 1990; Yamamoto y Cols., 1991) y/o una actividad parasimpática reducida (Baselli y Cols., 1988; Arai y Cols., 1989; Perini y Cols., 1990; Kamath y Cols., 1990; Yamamoto y Cols., 1991; Rimoldi y Cols., 1992; Breuer y Cols., 1993; Casadei y Cols., 1995; Macor y Cols., 1996; Warren y Cols., 1997).

Los datos de la presente tesis (González y Cols., 1995; González y Cols., 2000) concuerdan con estos estudios, ya que durante ejercicio dinámico también muestran la reducción en la VFC global (DE_{FC}, CV_{FC}, $\Delta RANGO_{FC}$ y P_{TOT}), la cual fue dependiente de la intensidad de trabajo.

Cabe, sin embargo, analizar por separado los datos del primero y del segundo estudio formal, debido a que el comportamiento de los componentes espectrales durante el ejercicio dinámico fue diferente para uno y otro estudio. Por ejemplo, en el primer estudio FB no cambió, FA aumentó y la relación FB/FA disminuyó (González y Cols., 1995). Aparentemente estos datos son contradictorios, debido a que lo esperado era exactamente lo contrario para cada índice, como se encontró en el segundo estudio formal (González y Cols., 2000). Esta discrepancia se puede explicar por la utilización en el primer estudio de una banda ancha (hasta 1.0 Hz) en la determinación de la energía espectral total (P_{TOT}), mientras que en el segundo se acotó a una banda estrecha (hasta 0.4 Hz).

Debido a que con el ejercicio dinámico algunos sujetos alcanzan frecuencias respiratorias de 30 respiraciones por minuto o más (0.5 Hz), aparece una gran VFC inducida por factores mecánicos durante la respiración y no por factores neurales (Casadei y Cols., 1995). En consecuencia, las altas frecuencias respiratorias "jalaron" el pico del componente FA arriba de 0.4 Hz con una gran potencia espectral, y esto a su vez provocó que la relación FB/FA fuera más baja en ejercicio que en reposo. En el segundo estudio formal, la evaluación de los índices espectrales se apegó a los lineamientos internacionales (Task Force, 1996) que fijan la banda de análisis hasta 0.4 Hz, tal que los resultados para ED60 fueron más congruentes con la literatura, no obstante que la frecuencia

respiratoria promedio fue de 34.8 por minuto (~0.58 Hz), y más aún para ED30 cuya frecuencia respiratoria promedio fue de 23.4 (0.39 Hz) por minuto.

Definir el ancho de la banda espectral de exploración es importante sobre todo en ejercicio, pues a cargas de trabajo moderadas o elevadas la frecuencia respiratoria queda por arriba del límite superior de análisis y poco se conoce sobre el punto espectral de transición de modulación neural a mecánica y de la participación relativa neuromecánica a lo largo de toda la banda espectral hasta 1.0 Hz.

En general, los datos de la tesis indican que para el ejercicio dinámico (ED30 y ED60) la potencia normalizada de FB+FI aumentó, mientras que FA disminuyó y, en consecuencia, la relación FB+FI/FA aumentó. Debe notarse que la relación FB+FI/FA fue mayor en ED30 que en ED60, debido a menor aumento de FB+FI y menor atenuación de FA. A manera de comparación, cabe subrayar los hallazgos sobresalientes en cada uno de los ejercicios dinámicos, con respecto al reposo. Durante ED30, los componentes de baja frecuencia aumentaron a expensas de FI, con atenuación de FA, poco cambio en el índice α_{FI} y poco cambio en la frecuencia respiratoria. El ED60, por otro lado, cursó con elevación de FB+FI a expensas del componente FB, reducción de FA, elevación de la frecuencia respiratoria y reducción significativa del índice α_{FI}. Es decir, a mayor intensidad de trabajo la modulación de la frecuencia cardiaca va modificándose

por factores que afectan los componentes de baja frecuencia, probablemente barorreceptores, y por la respiración.

Variabilidad y tipo de ejercicio a intensidades de trabajo equivalentes

Parece que la mayoría de los investigadores ha implícitamente aceptado que el comportamiento de la densidad espectral de potencia de la VFC durante EE es similar a la observada para ED. Sin embargo, los datos de la actual tesis muestran una respuesta completamente diferente del EE cuando se compara contra el ED a la misma intensidad relativa de trabajo o a la misma PAM, lo cual sugiere la dependencia del tipo de ejercicio sobre el balance en los factores de modulación de la FC y la PA.

De manera notoria y comparado contra el reposo, el EE provocó una mayor variabilidad global, cambios no-significativos en FB+FI, HF y la relación FB+FI/FA. No obstante que la suma de frecuencias bajas (FB+FI) no se modificó, de manera individual FB y FI cambiaron significativamente, pues el primero disminuyó y el segundo aumentó. Al final la proporción de los cambios opuestos en FB y FI neutralizó el cambio en la suma FB+FI. Hay que agregar que durante EE la respiración y el índice α_{FI} tampoco se modificaron significativamente en comparación con el reposo.

Cuando se comparan a cargas equivalentes de trabajo, EE30 y ED30 condujeron a similares frecuencias respiratorias y sensibilidad de barorreceptores, pero el EE presentó menor FC, mayor PA y mayor percepción del esfuerzo. Asociado a esta respuesta de EE, ocurrieron otras diferencias en algunos parámetros temporales y espectrales de la VFC, tal que los valores de DE, RMSSD, P_{TOT}, y las potencias de FB+FI, FI y FA fueron más altas, mientras que en unidades normalizadas FB+FI fue menor y FI mayor. Estos resultados discrepan de los reportados por Lee y Cols. (1994) quienes no observaron diferencias entre el EE y el ED realizados ambos al 10% de la CMV durante al menos 30 minutos.

La posible explicación de los diferentes resultados puede ser que la menor intensidad usada en el protocolo de Lee y Cols. (1994) fue incapaz de producir una mediación autonómica cuantificable con las técnicas actuales. Seals y Cols. (1988_a) y Seals y Cols. (1988_b), por ejemplo, no encontraron respuesta simpática importante a ejercicios por apretón de manos o por ejercicio rítmico con los brazos, cuando estos se realizaron a intensidades menores al 15% de la CMV. Otros autores (Pagani y Cols., 1995) reportan la ausencia de cambios significativos en la variabilidad global (P_{TOT}) durante el EE y el ED, realizados por apretón de manos al 25% de la CMV, pero los componentes normalizados de frecuencias bajas en la VFC y de frecuencias bajas en la VPAS aumentaron, mientras que FA disminuyó. En congruencia con este último estudio (Pagani y Cols., 1995), los datos de la actual tesis indican resultados parecidos en relación

con FB y FA, pero las observaciones se extienden, ya que el incremento en FB+FI y el decremento en FA fueron menos evidentes durante el EE30 que durante el ED30; además de que durante EE30 la VFC global aumentó. Debe tomarse en cuenta que por neurografía muscular se han reportado algunas evidencias de diferencias en la activación simpática entre ejercicios estáticos con los brazos y con las piernas (Ray y Cols., 1992); por ello, las diferencias en los protocolos, v.g. intensidad de trabajo, extremidades superiores vs inferiores y sus masas respectivas, podrían explicar las incongruencias con Pagani y Cols. (1995).

Variabilidad y tipo de ejercicio a presiones arteriales equivalentes

Hasta aquí, se ha remarcado la diferente respuesta de la VFC y la VPA inducida por EE y ED, los cuales fueron realizados al mismo nivel de intensidad relativa de trabajo. Sin embargo, bajo estas condiciones, el EE30 mostró también diferentes respuestas hemodinámicas a las observadas durante ED30, particularmente en la PA. En consecuencia, para mantener la PAM lo más parecida posible también consideramos la comparación a ejercicios dinámicos más intensos, (EE30 vs ED60). Con las características establecidas en el protocolo del segundo estudio formal se pretendió cubrir tres condiciones de análisis: primero, que los ejercicios fueran de una intensidad suficiente para provocar la respuesta autonómica; segundo, que la FC y la PA pudieran sostenerse por un tiempo suficiente para alcanzar el estado estable y; tercero,

que el análisis de las fluctuaciones hemodinámicas pudiera efectuarse a presiones arteriales medias lo más cercanas posible.

Bajo estas condiciones de PAMs equivalentes, aunque la intensidad de las cargas de trabajo estuviese desbalanceada, las diferencias en la respuesta de la VFC entre EE30 y ED60 fueron más evidentes. Así, mientras que durante EE30 la FC y la frecuencia respiratoria fueron menores, la sensibilidad de los barorreceptores, la percepción del esfuerzo, los parámetros temporales de la VFC y los parámetros espectrales en unidades absolutas fueron mayores. Con relación a la VPAS, la principal diferencia fue en el componente FI, absoluto y relativo, en tanto que en la VPAD se agregó la mayor potencia del componente FA.

Comportamiento autonómico y tipo de ejercicio

Como se mencionó en capítulos anteriores, es comúnmente aceptado que el control autonómico cardiovascular durante el ejercicio implica una respuesta bifásica caracterizada primero por el retiro vagal, seguido de la activación simpática, tanto en ejercicios dinámicos (Robinson y Cols., 1966; Maciel y Cols., 1986) como en estáticos (Martin y Cols., 1974; Maciel y Cols., 1987); de esta forma, durante el aumento progresivo en la intensidad del trabajo existe una creciente dominancia de la rama simpática. Sin embargo, los resultados de las presentes investigaciones sugieren que, en lugar de la respuesta bifásica

descrita, durante el EE en estado estable la modulación cardiovascular está dada por aumento en la actividad de ambas ramas autonómicas, simpática y parasimpática; es decir, la respuesta es dual.

Estudios recientes proporcionan algunos indicios que hacen pensar en la activación dual durante el EE y que dan soporte a la presente investigación. De esta forma, se ha reportado que, en comparación con el ED con los brazos, la activación simpática durante el EE con los brazos es dependiente de la participación de aferencias musculares sensibles a metabolitos que afectan la actividad vasomotora (Batman y Cols., 1994). Casi simultáneamente, pero en un estudio basado en estimadores temporales, otros autores reportaron que la VFC aumentó la activación de receptores químicos (metabólicos) musculares y sugirieron por primera vez que la actividad parasimpática aumenta durante el EE como consecuencia de la estimulación refleja de barorreceptores (Nishiyasu y Cols., 1994).

De los resultados de la actual tesis, el aumento de la VFC global durante el EE por extensión de las rodillas, determinado tanto por análisis temporal como espectral, concuerda con estos investigadores (Nishiyasu y Cols., 1994). Más aún, nuestra observación de una potencia elevada en el componente FI durante EE da apoyo a la hipótesis de que las oscilaciones de baja frecuencia (0.08-0.14 Hz) en la VFC representan la salida vagal barorrefleja en respuesta al aumento de la actividad simpática (Grasso y Cols., 1997).

Sensibilidad de barorreceptores y tipo de ejercicio

Es claro que esta hipótesis implica que los barorreceptores deben ser lo suficientemente sensibles para responder al aumento de la PAM con una mayor salida vagal; sin embargo, Nishiyasu y Cols (1994) enfocaron su estudio a la respuesta de la FC y no valoraron la sensibilidad de los barorreceptores. Considerando α_{FI} como un índice de la sensibilidad de los barorreceptores, en la presente investigación se encontró que en comparación con el valor en reposo, el valor del índice α_{FI} se conservó durante el EE30; mientras que el valor del índice se redujo significativamente durante ED30 y más aún durante ED60. La disminución del índice α_{FI} durante el ED también ha sido reportada por varios autores (Pagani y Cols., 1988; Macor y Cols., 1996; Shin y Cols., 1997_b), pero no se tienen datos sobre el índice α_{FI} durante el EE.

La potencia del componente FI durante EE podría estar reflejando primero la respuesta vasopresora simpática provocada por la activación de metaborreflejos musculares y después la respuesta parasimpática generada por los barorreceptores sensibles. La respuesta parasimpática parece también reflejarse en el componente FA, cuya potencia no se atenuó durante EE30 y contribuyó al alza generalizada de la VFC.

La respuesta autonómica durante el ED en estado estable, por otro lado, puede interpretarse como un estado de atenuación de barorreceptores y reducción en la salida vagal, acompañadas de activación simpática no originada por estimulación de metaborreceptores musculares (Rowell, 1992; Breuer y Cols., 1993; Batman y Cols., 1994). Por lo tanto, durante el ED la VFC disminuye y el balance autonómico apunta hacia un dominio simpático (relación FB+FI/FA elevada), el cual fue más evidente en ED30. A intensidades de ejercicio que provocan aumento en la frecuencia respiratoria por arriba de 0.4 Hz, como sucede durante ED60, la sensibilidad de los barorreceptores está profundamente atenuada y la interpretación autonómica por el análisis espectral de la VFC se complica, probablemente a consecuencia de perturbaciones humorales (Breuer y Cols., 1993) o respiratorias (Casadei y Cols., 1995) que no son de origen neural.

Relación FB+FI/FA como indicador del balance autonómico durante el ejercicio

Las investigaciones por análisis espectral sobre la VFC y la VPA durante el ED, han reportado datos contradictorios sobre el comportamiento de la relación entre frecuencias bajas y frecuencias altas, la cual se ha visto que disminuye a cargas de trabajo pesadas como consecuencia de la persistencia o el incremento del componente FA tanto en VFC (Kamath y Cols., 1991) como en VPA (Furlan y Cols., 1987; Macor y Cols., 1996). Por medio de bloqueo farmacológico,

Casadei y Cols (1995) demostraron que durante el ED de intensidad moderada una importante fracción del componente FA es debido a mecanismos respiratorios no-neurales. De ahí que, este componente podría sobrestimar la actividad vagal cardiaca.

Por otro lado, en un estudio sobre el impacto de las catecolaminas circulantes sobre la VFC durante ED (Breuer y Cols., 1993) se encontró una considerable reducción de la VFC, particularmente cuando la FC llegó a 150 lpm y se agregaron dosis adicionales de catecolaminas. A partir de estos datos, los autores sugirieron un efecto de retroalimentación negativa de las catecolaminas circulantes sobre el control simpático del corazón, efecto que se manifestó en el abatimiento de la potencia del componente FB y, consecuentemente, alteró la relación FB/FA como marcador del balance simpático-vagal.

De los hallazgos en la presente tesis, el componente FA en la densidad espectral de potencia de las series de tiempo diastólicas reflejaron de manera más evidente la influencia respiratoria no-neural, en tanto que los componentes FB y FI mostraron un comportamiento dependiente de la intensidad del ejercicio. Por lo tanto, de acuerdo a los reportes previos (Breuer y Cols., 1993; Casadei y Cols., 1995) y los datos en la tesis actual, la interpretación fisiológica de los componentes espectrales específicos durante el ejercicio necesita ser estudiada a mayor profundidad.

Conclusiones

Las principales conclusiones derivadas de la presente tesis puede resumirse de la siguiente manera:

1) Ya que la variabilidad de la frecuencia cardiaca y la variabilidad de las presiones arteriales de sujetos sanos y sedentarios muestran diferencias en los índices temporales y espectrales cuando se realizan ejercicios estáticos y ejercicios dinámicos, con las piernas y a la misma intensidad relativa de trabajo (EE30 vs ED30) o a equivalente presión arterial (EE30 vs ED60), se establece que el patrón de actividad autonómica depende del tipo de ejercicio.

2) En comparación con el ejercicio dinámico, el ejercicio estático se caracterizó por aumentos en la variabilidad global y en el componente FI en ambas series de tiempo, la de frecuencia cardiaca y la de presión arterial, que posiblemente sean desencadenados por la activación de respuestas en metaborreceptores musculares y en barorreceptores arteriales.

3) Estos hallazgos sugieren que en lugar de la respuesta autonómica bifásica del ejercicio dinámico, manifestado en estado estable por reducción vagal y activación simpática, el ejercicio estático en estado estable provoca una

respuesta autonómica dual por aumento tanto del componente simpático como del parasimpático.

4) La respuesta al ejercicio de la variabilidad de la presión arterial es diferente a la respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, ya que la variabilidad de ambas presiones, sistólica y diastólica, aumentaron en los dos tipos de ejercicio.

5) La respuesta al ejercicio de los índices temporales y espectrales de la variabilidad de la presión arterial sistólica es diferente a la de la presión arterial diastólica, sobre todo por el marcado impacto que la respiración tiene en ésta última durante el ejercicio dinámico a intensidad relativa del 60%.

6) Al parecer, durante el ejercicio estático la sensibilidad de los barorreceptores se sostiene al nivel de los valores en reposo, mientras que durante el ejercicio dinámico disminuye.

Otras observaciones importantes hechas en los estudios de la actual tesis, pero que corroboran conclusiones hechas por otros autores se puede resumir en:

1) Los ejercicios estático y dinámico aún a intensidades relativas del 30% muestran evidencias de activación autonómica.

2) La percepción de esfuerzo durante el ejercicio estático (EE30) es mayor que el ejercicio dinámico a la misma intensidad relativa (ED30) o a mayor intensidad (ED60).
3) No obstante la mayor percepción del esfuerzo durante EE, los sujetos sedentarios pueden tolerar en estado estable 5 a 7 minutos la contracción isométrica contra una carga del 25 al 30% de la CMV.
4) El diseño experimental con extensión de rodillas es fácil de implementar y puede ser utilizado en la valoración del ejercicio estático en sujetos sedentarios.
5) Los sujetos sedentarios pueden mantener contracciones rítmicas y dinámicas con una intensidad relativa del 30% o el 60% del VO_{2MAX} por más de 10 minutos en estado estable.

CAPITULO VI

LIMITACIONES Y PERSPECTIVAS

La actual tesis no está exenta de limitaciones metodológicas y posiblemente conceptuales en cuanto a la validez de los procedimientos empleados. Sin embargo, las posibles limitaciones no modificarían substancialmente los resultados ni las conclusiones derivadas. A continuación se hacen comentarios sobre algunas de las características de nuestros estudios que pudiesen constituir puntos de discusión o mejoramiento para estudios futuros; por ello, al final se hará un esbozo sobre posibles estudios a realizar que reforzarían y ahondarían en el conocimiento sobre ejercicio y sistema nervioso autónomo.

LIMITACIONES

Tamaño de las muestras. El número de sujetos empleados en cada estudio se calculó a partir de datos existentes en la literatura sobre el parámetro temporal DE_{RR} durante EE con los brazos (Nishiyasu y Cols., 1994), pero no se emplearon datos durante ED ni tampoco sobre parámetros espectrales. El número de sujetos que aquí se estudiaron quedó dentro de los límites calculados (por nivel de significancia y potencia de discriminación) y se encontraron diferencias significativas entre los tipos de ejercicio. Por otro lado,

cuando se estimó el tamaño de la muestra con base en los datos temporales del primer estudio formal y con valores durante ED, el número de sujetos sugerido fue ligeramente menor, lo cual da mayor confiabilidad en nuestras observaciones. Con respecto a los parámetros espectrales, sus valores presentan mayor dispersión y dependen en gran medida de las unidades y del estimador espectral utilizado. El cálculo del tamaño de la muestra indicaba un número de sujetos ligeramente mayor, dependiendo del parámetro utilizado; sin embargo, el hecho de haber encontrado diferencias significativas con menor número de sujetos nos dio confianza en los resultados, con una potencia cercana al 80%.

Sujetos de estudio. Excepto algunos de los sujetos del estudio piloto quienes tenían antecedentes de ejercicio habitual, los sujetos en el primero y segundo estudios formales fueron sanos, no fumadores y sedentarios. Por los comentarios vertidos en el texto, los sujetos que han pasado por algún tipo de entrenamiento físico, e incluso los enfermos, pueden presentar alteraciones en sus respuestas hemodinámicas al EE y al ED; consecuentemente, su comportamiento autonómico en respuesta al ejercicio podría ser diferente al de los sujetos sedentarios. De ahí que, es posible que los resultados de la presente tesis sean aplicables por el momento sólo a este último grupo.

Igualmente, debe tomarse en cuenta que los estudios se efectuaron en la Ciudad de México, cuya altitud a 2,240 metros sobre el nivel del mar determina

que la presión atmosférica sea menor y que los residentes a esta altitud vivan sometidos a menores presiones parciales de oxígeno y bióxido de carbono en sangre. Sin embargo, no se exploró el impacto que la altitud pudo haber tenido sobre la respuesta de la variabilidad hemodinámica y de la actividad autonómica durante el ejercicio en los sujetos aquí estudiados.

Reactividad emocional. Aunque la instrumentación empleada fue no-invasiva y limita el impacto emocional sobre los sujetos, esto no descarta totalmente la ausencia de estrés agregado al ejercicio que pudiese estar afectando la variabilidad hemodinámica y autonómica. Considerar la "reactividad emocional" de cada sujeto al ser sometidos a estudios controlados e instrumentados, quizá pudiese disminuir la varianza de los datos.

Musculatura activa. La intención en ambos estudios formales fue de realizar el ejercicio por contracción de los músculos cuadríceps femorales, pero no se pueden descartar variaciones en la tensión desarrollada a lo largo del ejercicio, ya que no se hizo el registro ni de estos ni de otros músculos que pudieron haberse agregado imperceptiblemente para ayudar a sostener el trabajo con las piernas.

FC vs intervalo RR. El análisis de la VFC puede hacerse sobre la frecuencia cardiaca en latidos por minuto (FC) o sobre las series de los periodos del ciclo cardiaco en milisegundos (intervalo RR); aunque muchos autores emplean el

intervalo RR para representar y analizar la VFC (Task Force, 1996), en la actual tesis se utilizó la representación y análisis a partir de la FC, siguiendo la propuesta de Niklasson y Cols. (1993), quienes concluyen que la frecuencia cardiaca es el tipo preferido de datos para el análisis de la VFC, ya que la no-linearidad inherente al intervalo RR genera sesgos considerables en la VFC Castiglioni y Cols., 1994). Con objeto de linearizar la relación entre la FC y el intervalo RR, así como para empatar los resultados espectrales, se ha sugerido la transformación logarítmica de las respectivas series de tiempo (Castiglioni, 1995). En la presente tesis se probó esta transformación; sin embargo, no aportó nuevas significancias estadísticas con respecto a la representación simple de la FC, por lo que esta última es la que aquí se presenta.

Estacionaridad de las series de tiempo. Las series de tiempo de la PAS y la PAD mostraron una tendencia leve, pero visible (diferencia menor al 5% entre las dos mitades de cada serie), a ascender o descender durante el EE y el ED, respectivamente; de cualquier forma, todas las series de tiempo cubrieron el requisito de estacionaridad, necesario para el análisis espectral gracias a la utilización de la función "detrend" en la programación desarrollada.

Coherencia entre VFC y VPAS. Aunque la coherencia entre los espectros de potencia de la PAS y la FC fueron mayores a 0.5 en la banda FI, los valores de coherencia más bajos se encontraron durante el ED a la intensidad de trabajo

más alta (ED60), justamente cuando la interpretación fisiológica de los componentes espectrales resulta más complicada.

Ejercicio e índice α_{FI}. La estimación de la sensibilidad de los barorreceptores por análisis espectral ha sido propuesta y evaluada bajo diversas circunstancias que incluyen el ejercicio dinámico en estado estable a cargas relativamente bajas (Pagani y Cols., 1988; Macor y Cols., 1996), pero no ha sido evaluado ni durante el ejercicio estático, ni durante ejercicio dinámico a intensidades y en periodos cuando la presión arterial sistólica puede ser no-estacionaria. A pesar de ello, los datos de la presente tesis subrayan una respuesta contrastante entre el índice α_{FI} asociada al tipo de ejercicio a presiones arteriales medias equivalentes, tal que hacen suponer diferentes mecanismos de control cardiovascular.

Arritmia respiratoria. Cada sujeto respiró a un ritmo espontáneo y, en consecuencia, la frecuencia respiratoria en reposo y cada una de las condiciones de ejercicio fue diferente. Sin embargo, se sabe que tanto la frecuencia como la amplitud de la respiración influyen en el comportamiento cardiovascular y autonómico (Angelone y Coulter, 1964; Katona y Jih, 1975; EcKberg y Cols., 1985), fenómeno que es comúnmente pasado por alto al hacer análisis espectral (Brown y Cols., 1993). Ya que controlar la respiración en

frecuencia y volumen es extremadamente difícil durante el ejercicio, se desconoce hasta que punto este factor pudo afectar los resultados obtenidos.

Instrumentación y técnicas. Obviamente la confiabilidad de los resultados también depende de la confiabilidad y precisión de los instrumentos utilizados, por lo que es común que los investigadores prefieran el uso de técnicas directas. Aunque el análisis de la VFC implica un procedimiento indirecto de evaluación de la actividad autonómica, la medición de la FC o del Intervalo RR no representan mayor problema en cuanto a precisión. Sin embargo, la asociación de los componentes espectrales a mecanismos específicos de modulación autonómica es todavía un tema en debate (Ahmed y Cols., 1994; Sleight y Cols., 1995; Stauss y Persson, 1995; Eckberg, 1997; Warren y Cols., 1997; Karemaker, 1997; Højgaard y Cols., 1998).

Con respecto a la medición de la presión arterial indirecta, el Finapres ha ayudado a cuantificarla de manera continua, con una confiabilidad aceptable con respecto a las mediciones directas durante reposo, algunas maniobras transitorias y durante el ejercicio en bicicleta (Imholz y Cols., 1988; Idema y Cols., 1989; Parati y Cols., 1989; Gabriel y Cols., 1992; Omboni y Cols., 1993; Novak y Cols., 1994). Las mediciones con este instrumento muestran poca influencia de la vasoconstricción que pueda presentarse en el dedo (Dorlas y Cols., 1985; Wesseling y Cols., 1985; Imholz y Cols., 1992), pero por análisis

espectral puede magnificarse el componente FB de la presión sistólica (Omboni y Cols., 1993).

PERSPECTIVAS

Visión general. Si bien, con anterioridad ha existido un interés internacional por la relación entre entrenamiento y sistema nervioso autónomo (Ekblom y Cols., 1973; Winder y Cols., 1978; Lewis y Cols., 1980; Péronnet y Cols., 1981; Williams y Cols., 1981; Katona y Cols., 1982; Sable y Cols., 1982; Svedenhag y Cols., 1984; Kenney, 1985; Kjær y Cols., 1985; Maciel y Cols., 1985; Smith y Cols., 1989; Negrao y Cols., 1992; Puig y Cols., 1992; Dixon y Cols., 1992; De Meersman, 1992; Goldsmith y Cols., 1992; Furlan y Cols., 1993; De Meersman, 1993; Shi y Cols., 1993), durante el desarrollo de la investigación de la actual tesis ha resurgido un interés inusitado sobre el tema, probablemente debido a los avances tecnológicos que han facilitado el análisis computacional de la VFC (Sacknoff y Cols., 1994; Sheldahl y Cols., 1994; Williamson-Raven, 1994; Shin y Cols., 1995 (Parte I); Shin y Cols., 1995 (Parte II); Bootsma y Cols., 1995; Boutcher y Stein, 1995; Goldsmith y Cols., 1997; Shin y Cols., 1997_a; Bonaduce y Cols., 1998; Levy y Cols., 1998; Greiwe y Cols., 1999; Schuit y Cols., 1999; Spalding y Cols., 2000; Uusitalo y Cols., 2000).

Cuando se propuso la presente tesis, fueron válidas y originales preguntas como: ¿hay similitud en la respuesta autonómica durante el ejercicio dinámico y

estático?; en caso de ser similares, ¿qué determina las diferencias hemodinámicas?; de ser diferentes, ¿cuáles son las diferencias?; ¿el entrenamiento físico cambia el comportamiento neurovegetativo en reposo?; ¿es este comportamiento neurovegetativo igual en sujetos con entrenamiento de fuerza-velocidad que el de los entrenados con cargas de resistencia?; ¿Cuál es la respuesta autonómica durante ejercicio estático en sujetos con diferente tipo de entrenamiento y cuál es durante el ejercicio dinámico?.

Parte de estas preguntas han sido respondidas de acuerdo con los datos de la actual tesis y con los resultados publicados de otros autores; sin embargo, aún quedan muchos puntos por analizar, entre otros sobre el efecto del entrenamiento de fuerza-velocidad sobre el sistema nervioso autónomo (Smith y Cols., 1988; Al-Ani y Cols., 1996; Strobel y Cols., 1999). A continuación se plantean la visión general y específica sobre las perspectivas de desarrollo de nuevos proyectos sobre la evaluación del control autonómico durante el ejercicio físico.

Como se ha destacado, los estudios que abarca la actual tesis se han enfocado a sujetos jóvenes del sexo masculino, sedentarios y clínicamente sanos en quienes he demostrado una mayor VFC centrada principalmente en el componente espectral FI, el cual también se acentúa en la VPA. La posibilidad de extender el modelo experimental a otros sujetos (Figura 16) es inmediata y seguramente se hará en breve.

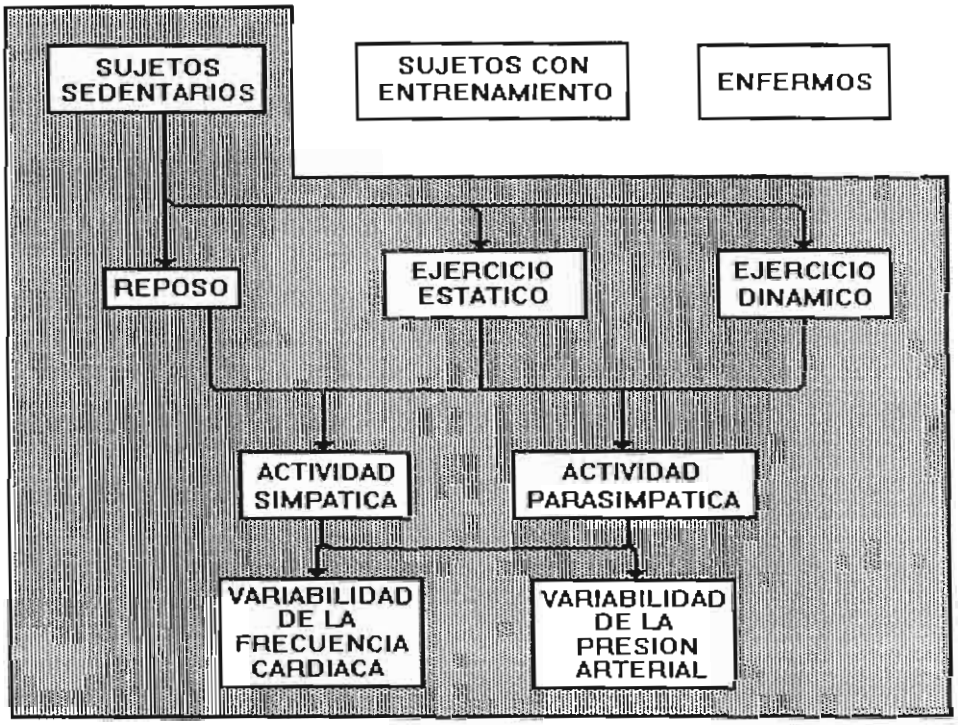


Figura 16. Esquema conceptual de estudios en perspectiva para la evaluación de la actividad autonómica por medio del análisis de las variabilidades de la frecuencia cardiaca y la presión arterial durante las modalidades de ejercicio estático y dinámico.

Por otro lado, bajo el mismo enfoque experimental he realizado estudios en mujeres con embarazo de bajo riesgo durante ejercicio estático, en quienes he encontrado que la respuesta en VFC y VPA es muy parecida a la reportada en la presente tesis. El interés de explorar mujeres durante el embarazo se debe a que durante el trabajo de parto se realiza de manera considerable ejercicio estático como parte del proceso de expulsión, ejercicio que tiene efectos tanto en la madre como en el feto. En relación con la madre se repitieron las mismas observaciones, pero la elevación de la VFC y del componente FI es menor, probablemente porque el ejercicio estático fue con un solo brazo y con intensidad del 25% de la CMV (González y Cols., datos no publicados). Otra

posible explicación podría ser que la respuesta autonómica en mujeres embarazadas esté atenuada (González y Cols., 1999). Lo más sobresaliente en la mujer embarazada, sin embargo, fue que durante el ejercicio estático la variabilidad global de la frecuencia cardiaca fetal también aumentó significativamente (González y Cols., datos no publicados). Hasta que punto el ejercicio estático puede constituir una prueba sencilla de reactividad y valoración del bienestar fetal está por definirse.

Evidentemente, la exploración de la respuesta autonómica durante ejercicio estático en sujetos sedentarios y sanos puede ampliarse a diversas edades, en las cuales suponemos que pueden encontrarse diferencias importantes debido a la dependencia de la VFC en función de la edad (Shanon y Cols., 1987; Korkushko y Cols., 1991; Seals y Cols., 1994; Finley y Nugent, 1995). La recopilación de datos en sujetos sanos podría a la larga conformar una base de datos que sería útil para establecer los rangos de normalidad en la actividad cardiovascular autonómica como respuesta a la estimulación por carga de trabajo, información con la que no se cuenta en la actualidad (Piha, 1991; Freeman, 1994).

Otro aspecto de suma importancia a explorar en estudios próximos es sobre los mecanismos de activación de la respuesta autonómica durante los diferentes tipos de ejercicio. En la presente tesis se plantea que las respuestas autonómicas fueron inducidas por las diferentes aferencias musculares en cada

tipo de contracción muscular (isotónica vs isométrica) y se obtuvieron evidencias de un diferente comportamiento de los barorreceptores que podrían explicar en parte nuestros resultados. Sin embargo, no se hicieron pruebas para valorar la estimulación específica de metaborreflejos, ni tampoco se tomó en cuenta la participación de comandos centrales. Para estudiar estos aspectos, el diseño de próximos estudios debe incluir la obstrucción arterial post-ejercicio, la compresión mecánica de los músculos y la contracción muscular pasiva por estimulación eléctrica.

Ahora bien, si cambiamos los sujetos de estudio a aquéllos que practican alguna actividad deportiva de alto rendimiento, es probable que el comportamiento autonómico sea diferente al de sujetos sedentarios. Es más, comparados contra sujetos no-entrenados, los sujetos con entrenamiento aeróbico muestran en reposo una mayor actividad parasimpática y/o menor actividad simpática (Sacknoff y Cols., 1994; Sheldahl y Cols., 1994; Williamson y Raven, 1994; Shin y Cols., 1995 (Parte I); Shin y Cols., 1995 (Parte II); Bootsma y Cols., 1995; Boutcher y Cols., 1995; Uusitalo y Cols., 1996; Goldsmith y Cols., 1997; Shin y Cols., 1997; Bonaduce y Cols., 1998; Levy y Cols., 1998; Greiwe y Cols., 1999; Spalding y Cols., 2000; Uusitalo y Cols., 2000); mientras que los sujetos con entrenamiento anaeróbico al parecer no alteran su respuesta simpático-adrenal (Strobel y Cols., 1999). Es de remarcar que los estudios actuales, por lo general han evaluado las condiciones de reposo de los sujetos entrenados, pero poco se sabe de la respuesta durante el ejercicio. Más todavía, cuando se estudian

durante el ejercicio, lo común es analizar la respuesta durante ejercicio dinámico y únicamente la respuesta simpática, pero ¿qué pasa durante el ejercicio estático? y, en particular, ¿cómo es la respuesta parasimpática?. Estamos en la búsqueda de las respuestas a estas preguntas.

Finalmente, muchas de las dudas previas sobre la actividad autonómica y ejercicio se hacen extensivas a sujetos enfermos. Existe una gran cantidad de enfermedades donde se sabe que el proceso fisiopatológico implica cambios en el control por parte del sistema nervioso autónomo, por ejemplo, la diabetes, las cardiopatías, las enfermedades tiroideas, el feocromocitoma, la neurosis, etc. Si a ello le agregamos los posibles efectos autonómicos de algunos fármacos, resulta sumamente atractivo contar con una herramienta no-invasiva que permita la evaluación y el seguimiento de las actividades simpática y vagal. Las aplicaciones clínicas del análisis de la VFC han tenido tal interés que en los últimos 20 años se han publicado más de 4,000 artículos (revisión hecha en MedLine hasta junio del 2000), en su mayoría con un enfoque clínico. El uso del ejercicio en sujetos enfermos como una forma de estimulación del sistema nervioso autónomo para evaluar y vigilar las alteraciones funcionales propias de la enfermedad o inducidas por los fármacos y la detección de posibles riesgos por las alteraciones, seguramente será un amplio campo de estudio en los años venideros. Por mi parte, he iniciado dos líneas de investigación en enfermos específicamente en las áreas de la perinatología, lo cual incluye a las madres y/o al feto, y de la neumología.

Proyectos específicos. Evidentemente las aplicaciones del análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en sujetos enfermos son múltiples; sin embargo, quisiera más bien remarcar estudios posibles en sujetos sanos. Para ello, planteo algunos proyectos específicos que, considero, son consecuencia directa de las observaciones hechas en la actual tesis y que empezarían a cubrir algunas de las muchas lagunas de conocimiento sobre el tema.

1. VFC y VPA durante ejercicio estático de intensidad gradual.
2. VFC y VPA en la oclusión arterial después de ejercicio estático.
3. VFC y VPA durante ejercicio estático pasivo.
4. VFC y VPA durante el ejercicio estático con bloqueo autonómico farmacológico.
5. Función de transferencia del sistema nervioso autónomo durante el ejercicio.
6. Relación entre percepción del esfuerzo por contracción isométrica y VFC.
7. Comparación de la VFC y la VPA, en reposo, entre sujetos con y sin entrenamiento estático.
8. Comparación de la VFC y VPA, en reposo, entre sujetos con entrenamiento estático y dinámico.
9. Respuesta autonómica de sujetos con entrenamiento anaeróbico al ejercicio estático y dinámico.

10. Respuesta autonómica de sujetos con entrenamiento aeróbico al ejercicio estático y dinámico.
11. Efecto sobre la VFC y la VPA después de 24 horas de suspensión del sueño.

REFERENCIAS

1. Ahmed MW, Kadish AH, Parker MA, GolbergerJJ, Effect of physiologic and pharmacologic adrenergic stimulation on heart rate variability. *J Am Coll Cardiol* 1994;24:1082-1090.
2. Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* 1981;213:220-222.
3. Akselrod S, Gordon D, Madwed JB, Snidman NC, Shannon DC, Cohen RJ. Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. *Am J Physiol* 1985;249:H867-H875.
4. Akselrod S. Spectral analysis of fluctuations in cardiovascular parameters: a quantitative tool for the investigation of autonomic control. *TIPS* 1988;9:6-9.
5. Al-Ani M, Munir SM, White M, Townend J, Coote JH. Changes in R-R variability before and after endurance training measured by power spectral analysis and by the effect of isometric muscle contraction. *Eur J Appl Physiol* 1996;74:397-403.
6. American College of Sports Medicine. Guidelines of exercise testing and prescription. Lea & Febiger 1991, fourth edition.
7. American College of Sports Medicine. Resources manual for guidelines of exercise testing and prescription. Lea & Febiger 1991, second edition.

8. Angelone A, Coulter A. Respiratory sinus arrhythmia: a frequency dependent phenomenon. *J Appl Physiol* 1964; 19:479-482.

9. Appel ML, Berger RD, Saul JP, Smith JM, Cohen RJ. Beat to beat variability in cardiovascular variables: noise or music?. *J Am Coll Cardiol* 1989;14:1139-1148.

10. Arai Y, Saul JP, Albrecht P, Hartley LH, Lilly LS, Cohen RJ, Colucci WS. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *Am J Physiol* 1989;256:H132-H141.

11. Arrowood JA, Mohanty PK, McNamara C, Thames MD. Cardiopulmonary reflexes do not modulate exercise pressor reflexes during isometric exercise in humans. *J Appl Physiol* 1993;74:2559-2565.

12. Asmussen E. Similarities and dissimilarities between static and dynamic exercise. *Circ Res* 1981(Suppl. I);48:3-10.

13. Åstrand PO, Rodahl K. Textbook of work physiology. Physiological bases of exercise. McGraw Hill 1986, third edition.

14. Bacon SJ, Zagon A, Smith AD. Electron microscopic evidence of a monosynaptic pathway between cells in the caudal raphé nuclei and sympathetic preganglionic neurons in the rat. *Exp Brain Res* 1990;79:589-602.

15. Bacon SJ, Smith AD. A monosynaptic pathway from an identified vasomotor centre in the medial prefrontal cortex to an autonomic area in the thoracic spinal cord. *Neurosci* 1993;54:719-728.

16. Bainbridge FA. The relation between respiration and the pulse rate. *J Physiol (London)* 1920;54:192-202.

17. Barbara M, Brammell JHL, Sable DL, Morton ML, Horwitz LD. Effect of aerobic conditioning on cardiovascular response to isometric exercise. *J Appl Physiol* 1982;52:1257-1260.

18. Baselli G, Cerutti S, Interdonato T, Orizio C, Perini R, Veicsteinas A. HRV during exercise in sedentary subjects and athletes . *Comp Cardiol* 1988;15:319-322.

19. Batman BA, Hardy JC, Leuenberger UA, Smith MB, Yang QX, Sinoway LI. Sympathetic nerve activity during prolonged rhythmic forearm exercise. *J Appl Physiol* 1994;76:1077-1081.

20. Bellavere F, Balzani I, DeMasi G, Carraro M, Carenza P, Cobelli C, Thomaseth K. Power spectral analysis of heart rate variations improves assessment of diabetic cardiac autonomic neuropathy. *Diabetes* 1992;41:633-640.

21. Berger R, Akselrod S, Gordon D, Cohen R. An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability. *IEEE Trans Biomed Eng* 1986;33:900-904.

22. Berger RD, Saul JP, Cohen RD. Transfer function analysis of automatic regulation: I- canine atrial rate response. *Am J Physiol* 1989;25:H142-H152.

23. Besucha GR, Lenser MC, Hanson PG, Nagle FJ. Comparison of hemodynamic responses to static and dynamic exercise. *J Appl Physiol* 1982;53:1589-1593.

24. Bevegård BS, Shepherd JT. Circulatory effects of stimulating the carotid asterial stretch receptors in man at rest and during exercise. *J Clin Invest* 1966;45:132-142.

25. Bigger JT, Fleiss JL, Steinman RC, Rolnitzky LN, Klieger RE, Rottman JN. Correlation among time and frequency domain measures of heart period variability two weks after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1992;69:891-898.

26. Billman GE, Hoskins RS. Time-series analysis of heart rate variability during submaximal exercise. Evidence for reduced cardiac vagal tone in animals susceptible to ventricular fibrillation. *Circulation* 1989;80:146-157.

27. Blomqvist CG, Lewis SF, Taylor WF, Graham RM. Similarity of the hemodynamic responses to static and dynamic exercise of small muscle groups. *Circ Res* 1981 (Suppl. I);48: 87-92.

28. Blomqvist CG, Saltin B. Cardiovascular adaptations to physical training. *Ann Rev Physiol* 1983;45:169-174.

29. Blumenthal JA, Fredrikson M, Kuhn CM, Ulmer RL, Walsh-Riddle M, Appelbaum M. Aerobic exercise reduces levels of cardiovascular and sympathoadrenal responses to mental stress in subjets without prior evidence of myocardial ischemia. *Am J Cardiol* 1990;65:93-98.

30. Bonaduce D, Petretta M, Cavallaro V, Apicella C, Ianniciello A, Romano M, Breglio R, Marciano F. Intensive training and cardiac autonomic control in high level athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:691-696.

31. Bootsma M, Swenne CA, Van Bolhuis HH, Chang PC, Cats VM, Bruschke VG. Heart rate and heart rate variability as indexes of sympathovagal balance. *Am J Physiol* 1994;H1565-H1571.

32. Bootsma M, Swenne CA, Bruschke AVG. Heart rate variability measures and the sympathovagal balance: differences between low and high fit subjects. *Comput cardiol* 1995;22:441-444.

33. Bootsma M, Swenne CA, Lenders JWM, Jacobs MC, Bruschke VG. Intravenous instrumentation alters the autonomic state in humans. *Eur J Appl Physiol* 1996;73:113-116.

34. Borg G. Perceived exertion: a note on "history" and methods. *Med Sci Sports Exerc* 1973;5:90-93.

35. Borg GAV. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 1982;14:377-381.

36. Boutcher SH, Stein P. Association between heart rate variability and training response in sedentary middle-aged men. *Eur J Appl Physiol* 1995;70:75-80.

37. Bowers RW, Fox EL. *"Fisiología del Ejercicio".* Editorial Médica Panamericana S.A., 3a. Edición 1995.

38. Boutcher SH, Cotton Y, Nurhayatit Y, Craig GA, McLaren PF. Autonomic ervous function at rest in aerobically trained and untrained older men. *Clin Physiol* 1997;17:339-346.

39. Breuer HWM, Skyschally A, Schulz R, Martin C, Wehr M, Heusch G. Heart rate variability and circulating catecholamines concentrations during steady state exercise in healthy volunteers. *Br Heart J* 1993;70:144-149.

40. Bristow JD, Brown EB, Cunningham JC, Howson HG, Petersen SE, Pickering TE, Sleight P. Effect of bicycling on the baroreflex regulation of pulse interval. *Circ Res* 1971;28:582-592.

41. Brown GL, Guyenet PG. Electrophysiological study of cardiovascular neurones in the rostral ventrolateral medulla in rats. *Circ Res* 1985;56:359-369.

42. Brown TE, Beightol LA, Koh J, Eckberg DL. Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *J Appl Physiol* 1993;75:2310-2317.

43. Bruning J. L., and B. L. Kintz. *Computational Handbook of Statistics.* Glenview, Ill: Scott, Foresman and Company, 1977, pp. 44-48.

44. Burton AC. The range and variability of the blood flow in the human fingers and the vasomotor regulation of body temperature. *Am J Physiol* 1939;127:437-453.

45. Caldeyro-Barcia R. Control of human heart rate during labor. In "*The Heart Rate and Circulation in the New Born and Infant*", Cassels DE Editor. New YorkGrune & Stratton Inc 1966.

46. Carrasco-Sosa S, Jiménez-Alaniz JR, González-Camarena R, Ramos MRG. Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante un protocolo de cinco etapas. *Rev Mex Ing Biomed* 1994;15:87-98.

47. Carrasco-Sosa S, Jiménez-Alaniz JR, González-Camarena R, Román-Ramos R, Medina_bañuelos V, Azpiroz-Leehan J. Comparación del

desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la FC. *Rev Mex Ing Biomed* 1995;16:15-34.

48. Casadei B, Cochrane S, Johnston J, Conway J, Sleight P. Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiol Scand* 1995;153:125-131.

49. Casolo G, Balli E, Taddei T, Amuhasi J, Gori C. Decreased spontaneous heart rate variability in congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1989;64:1162-1167.

50. Casolo GC, Stroder P, Signorini C, et al. Heart rate variability during the acute phase of myocardial infarction. *Circulation* 1992;85:2073-2079.

51. Castiglioni P, Parati G, Omboni S, Di Rienzo M. Influence of the selection between heart period and heart rate on the spectral evaluation of the heart rhythm variability during exercise. *Comp Cardiol* 1994;21:561-564.

52. Castiglioni P. Evaluation of heart rhythm variability by heart rate or heart period: differences, pitfalls and help from logarithms. *Med Biol Eng Comp* 1995;33:323-330.

53. Cerutti S, Baselli G, Civardi S, Furlan R, Lombardi F, Malliani A, Merri M, Pagani M. Spectral analysis of heart rate and arterial blood pressure variability signals for physiological and clinical purposes. *Comp Cardiol* 1987;13:435-438.

54. Challis RE, Kitney RI. Biomedical signal processing: part 1. Time-domain methods. *Med Biol Eng Comput* 1990;28:509-524.

55. Challis RE, Kitney RI. Biomedical signal processing: part 2. The frequency transforms and their inter-relationship. *Med Biol Eng Comput* 1991;29:1-17.

56. Challis RE, Kitney RI. Biomedical signal processing: part 3. The power spectrum and the coherence function. *Med Biol Eng Comput* 1991;29:225-241.

57. Christensen NJ, Galbo H, Hansen JF, Hesse B, Richter EA, Jensen J. Catecholamines and exercise. *Diabetes* 1979;28(Suppl. 1):58-62.

58. Christensen NJ, Galbo H. Sympathetic nervous activity during exercise. *Ann Rev Physiol* 1983;45:139-153.

59. Cunningham DJC, Petersen ES, Peto R, Pickering TG, Sleight P. Comparison of the effect of different types of exercise on the baroreflex regulation of heart rate. *Acta Physiol Scand* 1972;86:444-455.

60. Davidson NS, Goldner S, McCloskey DI. Respiratory modulation of baroreceptor and chemoreceptor reflexes affecting heart rate and cardiac vagal efferent nerve activity. *J Physiol (London)*1976;259:523-530.

61. De Meersman RE. Heart rate variability and aerobic fitness. *Am Heart J* 1993;125:726-730.

62. De Meersman RE. Respiratory sinus arrhythmia alteration following training in endurance athletes. Eur *J Appl Physiol* 1992;64:434-436.

63. de Boer RW, Karemaker JM, Strackee J. Hemodynamic fluctuations and baroreflex sensitivity in humans: a beat to beat model. *Am J Physiol* 1987;253:H680-H689.

64. DiCarlo SE, Bishop VS. Onset of exercise shift operating point of arterial baroreflex to higher pressures. *Am J Physiol* 1992;262:H303-H307.

65. Dixon EM, Kamath MV, McCartney N, Fallen EL. Neural regulation of heart rate variability in endurance athletes and sedentary controls. *Cradiovasc Res* 1992;26:713-719.

66. Donald KW, Lind AR, McNicol GW, Humphreys PW, Taylor SH, Staunton HP. Cardiovascular responses to sustained (static) contraction. *Circ Res* (Suppl I) 1967;20,21:15-32.

67. Dorlas JC, Nijboer JA, Butijn WT, van der Hoeven GMA, Settels JJ, Wesseling KH. Effects of peripheral vasoconstriction on the blood pressure in the finger, measured continuously by a new noninvasive method (the Finapres®). *Anesthesiology* 1985;62:342-345.

68. Drummond HA, et al. Acute baroreflex resetting. differential control of pressure and nerve activity. *Hypertension* 1996 ;27:442-448.

69. Ebert T. Baroreflex responsiveness is maintained during isometric exercise in humans. *J Appl Physiol* 1986;61:797-803.

70. Eckberg DL. Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow. *J Appl Physiol* 1983;54:961-966.

71. Eckberg DL. Sympathovagal balance. A critical appraisal. *Circulation* 1997;96:3224-3232.

72. Eckberg DL, Nerhed C, Wallin BG. Respiratory modulation of muscle sympathetic and vagal cardiac outflow in man. *J Physiol (Lond)* 1985;365:181-196.

73. Eckberg DL, Wallin G. Isometric exercise modifies autonomic baroreflex responses in humans. *J Appl Physiol* 1987;63:2325-2330.

74. Ekblom B, Kilbom A, Soltysiak J. Physical training, bradycardia, and autonomic nervous system. *Scand J Clin Lab Invest* 1973;32:251-256.

75. Finley JP, Nugent ST. Heart rate variability in infants, children and young adults. *J Autonom Nerv Sys* 1995;51:103-108.

76. Floras J, Jones JV, Hassan MO, Osikowska BA, Sever PS, Sleight P. Failure pf plasma norepinephrine to consistently reflect sympathetic activity in humans. *Hypertension* 1986;8:641-649.

77. Fouad FM, Tarazi RC, Ferrario CM, et al. Assessment of parasympathetic control of heart rate by a noninvasive method. *Am J Physiol* 1984;246:H838-H842.

78. Freeman R. Testing the autonomic nervous system. Notes of the Heart Rate Variability Course 1994;1-22. (Harvard Medical School)

79. Furlan R, Dell'Orto S, Crivellaro W, Pizzinelli P, Cerutti S, lombardi F, Pagani M, Malliani A. Effects of tilt and treadmill exercise on short-term variability in systolic arterial pressure in hypertensive men. *J Hypertension* 1987;5:S423-S425.

80. Furlan R, Piazza S, Dell'Orto S, Gentile E, Cerutti S, Pagani M, Malliani A. Early and late effects of exercise and athletic training on neural mechanisms controlling heart rate. *Cardiovasc Res* 1993;27:482-488.

81. Gabriel A, Lindblad LE, Angleryd C. Non-invasive vs. invasive beat-to-beat monitoring of blood pressure. *Clin Physiol* 1992;12:229-235.

82. Gaitan-González M, Carrasco-Sosa S, González-Camarena R, Yañez-Suarez O. Sistema computarizado para el análisis del intercambio respiratorio durante el ejercicio. *Rev Mex Ing Biomed* 1990;11:49-62.

83. Gandevia SC, Hoobs SF. Cardiovascular response to static exercise in man: central and reflex contributions. *J Physiol* 1990;430:105-117.

84. Goldsmith RL, Bigger JT, Steinman RC, Fleiss JL. Comparison of 24-hour parasympathetic activity in endurance-trained and untrained young men. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:552-558.

85. Goldsmith RL, Bigger JT, Bloomfield DM, Steinman RC. Physical fitness as a determinant of vagal modulation. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:812-817.

86. González-Camarena R, Carrasco-Sosa S, Román-Ramos R, Medina-Bañuelos V, Azpiroz-Leehan J. Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante ejercicios estáticos y dinámicos. *Rev Mex Ing Biomed* 1995;16(2):15-34.

87. González-Camarena R, Carrasco-Sosa S, Gaitán-González JM, Pimentel-Aguilar AB, Rodríguez-Vera RN, Vargas-García C. Variabilidad de la frecuencia cardiaca materna en decúbito supino y lateral durante el embarazo a término. *Rev Mex Ing Biomed* 1999;20:39-45.

88. González-Camarena R, Carrasco-Sosa S, Román_ramos R, Gaitán González JM, Medina-Bañuelos V, Azpirz-Leehan J. Effect of static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variabilities. *Med Sci Sports Exerc* 2000;(en prensa).

89. Grasso R, Schena F, Gulli G, Cevese A. Does low-frequency variability of heart period reflect a specific parasympathetic mechanism?. *J Auton Nerv Sys* 1997;63:30-38.

90. Greiwe JS, Hickner RC, Shah SD, Cryer PE, Holloszy JO. Norepinephrine response to exercise at the same relative intensity before and after exercise training. *J Appl Physiol* 1999;86:531-535.

91. Häggendal J, Hartley LH, Saltin B. Arterial noradrenaline concentration during exercise in relation to the relative work levels. *Scand J Clin Lab Invest* 1970; 26:337-342.

92. Hales S. *Statistical Essays: Containing Haemastaticks*. London, UK: Innys, Manby and Woodward; 1733:2. (referencia 14 en Parati y Cols. 1995).

93. Hammond HK, Froelicher VF. Normal and abnormal heart rate responses to exercise. *Prog Cardiovasc Dis* 1985;27:271-296.

94. Hichson RC, Rosenkoetter, Brown MM. Strength training effects on aerobic power and short term-endurance. *Med Sci Sports Exerc* 1980;12:336-339.

95. Hickson RC, Dvorak BA, Gorostiaga EM, Kurowski, Foster C. Potential for strength and endurance to amplify endurance performance. *J Appl Physiol* 1988;65:2285-2290.

96. Hickson RC. Interference of strength development by simultaneously training for strength and endurance, Eur *J Appl Physiol* 1980;45:255-263.

97. Højgaard MV, Holstein-Rathlou NH, Agner E, Kanters JK. Dynamics of spectral components of heart rate variability during changes in autonomic balance. *Am J Physiol* 1998;275:H213-H219.

98. Holloszy JO, Coyle EFW. Adaptations of skeletal muscle to endurance exercise and their metabolic consequences. *J Appl Physiol* 1984;56:831-837.

99. Hoobs SF. Central commands during exercise: parallel activation of the cardiovascular and motor systems by descending command signals. In *"Circulation, Neurobiology and Behavior"*. Smith OA, Galosy RA, Weiss SM. Elsevier Amsterdan, 1982, pp 217-231.

100. Hon EH, Wohigemuth R. The electronic evaluation of fetal heart rate: IV. The effect of maternal exercise. *Am J Obstet Gynecol* 1961;81:361-370.

101. Huikuri HV, Seppanen T, Koistinen MJ, Airaksinen J, Hikaheimo MJ, Castellanos A, Myerburg RJ. Abnormalities in beat-to-beat dynamics of heart rate before the spontaneous onset of life-threatening ventricular tachyarryhthmias in patients with prior myocardial infarction. *Circulation* 1996;93:1836-1844.

102. Hurley VF, Seals DR, Ehsany AA, Cartier LJ, Dalski GP, Hagberg JM, Holloszy JO. Effects of high intensity strength training on cardiovascular function. *Med Sci Sports Exerc* 1984;16:483-488.

103. Hyndman BW, Kitney IR, Sayers BMcA. Spontaneous rhythms in physiological control systems. *Nature* 1971;233:339-341.

104. Imholz B, Van Montfrans GA, Settels JS, Van Der Hoeven GMA, Karemaker JM, Wieling N. Continuous non-invasive blood pressure monitoring: reliability of Finapres device during the Valsalva Manoeuvre. *Cardiovasc Res* 1988;22:390-397.

105. Imholz BP, Parati G, Mancia G, Wesseling KH. Effects of graded vasoconstriction upon the measurement of finger arterial pressure. *J Hypertens* 1992;10:979-984.

106. Idema RN, Van Den Meiracker AH,Imholz BPM, Man in 'T Veld AJ, Sttels JJ, Van Eck HJR, Schalekamp MADH. Comparison of Finapres non-invasive beat-to-beat finger blood pressure with intrabrachial artery pressure during and after bicycle ergometry. *J Hypertension* 1989;7(Suppl 6):S58-S59.

107. Jaffe R, Fung D. Constructing a heart rate variability analysis system. *J Clin Monit* 1994;10:45-58.

108. Jones NL. Clinical Exercise Testing. WB Saunders Co. 1988, third edition.

109. Jordan D, Spyer KM. Brainstem integration of cardiovascular and pulmonary afferent activity. *Prog Brain Res* 1986;67:295-314.

110. 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.

111. Kamath MV, Fallen EL, Mckelvie R. Effects of steady state exercise on the power spectrum of the heart rate variability. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23:428-434.

112. Kaplan DT. The analysis of variability. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1994;5:16-19.

113. Karemaker JM. Heart rate variability: why do spectral analysis?. *Heart* 1997;77:99-101.

114. Kastello GM, Sothmann MS, Murthy VS. Young and old subjects matched for aerobic capacity have similar noradrenergic responses to exercise. *J Appl Physiol* 1993;74:49-54.

115. Katona PG, Jih F. Respiratory sinus arrhythmia: noninvasive measure of parasympathetic cardiac control. *J Appl Physiol* 1975;39:801-805.

116. Katona PG, McLean M, Dighton DH, Guz A. Sympathetic and parasympathetic cardiac control in athletes and nonathletes at rest. *J Appl Physiol* 1982;52:1652-1657.

117. Kaufman MP, Rotto DM, Rybicki KJ. Pressor reflex response to static muscular contraction: Its afferent arm and possible neurotransmitters. *Am J Cardiol* 1988;62:58E-62E.

118. Kautzner J, Camm AJ. Clinical relevance of heart rate variability. *Clin Cardiol* 1997;20:162-168.

119. Kay SM, Marple SL. Spectrum analysis-a modern perspective. *Proc IEEE* 1981;69:1380-1419.

120. Kenney WL. Parasympathetic control of resting heart rate: relationship to aerobic power. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17:451-455.

121. Kienzle MG, Ferguson DW, Birkett CL, Myers GA Berg WJ, Mariano J. Clinical, hemodynamic and sympathetic neural correlates of heart rate variability in congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1992;69:761-767.

122. Kitney RI. An analysis of the nonlinear behaviour of the human termal vasomotor control system. *J Theor Biol* 1975;52:231-248.

123. Kjær M, Christensen NJ, Sonne B, Richter EA, Galbo H. Effect of exercise on epinephrine turnover in trained and untrained male subjects. *J Appl Physiol* 1985;59:1061-1067.

124. Kjær M, Galbo H. Effect of physical training on the capacity to secrete epinephrine. *J Appl Physiol* 1988;64:11-16.

125. Kjær M, Secher NH. Neural influence on cardiovascular and endocrine responses to static exercise in humans. *Sports Med* 1992;13:303-319.

126. Kleiger R, Stein PK, Bosner MS, Rottman JN. Time domain measurements of heart rate variability. *Cardiol Clin* 1992;10:487-498.

127. Korkushko OV, Shatilo VB, Plachinda YI, Shatilo TV. Autonomic control of cardiac chronotropic function in man as a function of age: assessment by power spectral analysis of heart rate variability. *J Autonom Nerv Sys* 1991;32:191-198.

128. LeBlanc J, Boulay M, Dulac S, Jobin M, Labrie A, Rousseau-Migneron S. Metabolic and cardiovascular responses to norepinephrine in trained and nontrained human subjects. *J Appl Physiol* 1977;42:166-173.

129. Lee CF, Katsuura T, Harada H, Kikuchi Y. Effects of handgrip work and heat load on heart rate variability. *Ann Physiol Anthropol* 1994;13:233-243.

130. Leon AS, Connet J, Jacobs DR, Rauramaa R. Leisure-time physical activity levels and risk of coronary heart disease and death: Multiple Risk Factor Trial. *JAMA* 1987;258:2388-2395.

131. Levy MN, DeGeest H, Zieske H. Effects of respiratory center activity on the heart. *Circ Res* 1966;18:67-78.

132. Levy WC, Cerqueira MD, Harp GD, Johannessen KA, Abrass IB, Schwarts RS, Stratton JR. Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. *Am J Cardiol* 1998;82:1236-1241.

133. Lewis SF, Nylander E, Gad P, Areskog NH. Non-autonomic component in bradycardia of endurance trained men at rest and during exercise. *Acta Physiol Scand* 1980;109:297-305.

134. Lindqvist A, Parviainen P, Kolari P, Tuominen J, Välimäki I, Antila K, et al. A non-invasive method for testing neural circulatory control in man. *Cardiovas Res* 1989;23:262-272.

135. Loewy AD. Central autonomic pathways. En *"Central Regulation of Autonomic functions"*. Eds. Loewy AD, Spyer KM, Oxford University Press. 1990;, pp 88-103.

136. Lombardi F, Malliani A, Pagani M, Cerutti S. Heart rate variability and its sympatho-vagal modulation. *Cardiovasc Res* 1996;32:208-216.

137. Lombardi F, Sandrone G, Spinnler MT, et al. Heart rate variability in the early hours of an acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1996;77:1037-1044.

138. Longhurst JC, Allan AR, Gonyea WJ, Mitchell JH. Cardiovascular responses to static exercise in distance runners and weight lifters. *J Appl Physiol* Respirat. Environ. Exercise Physiol 1980;49:676-683.

139. Luczak H, Lauring W. An analysis of heart rate variability. *Ergonomics* 1973;16:85-97.

140. Ludbrook J, Faris IB, Iannos J, Jamieson GG, Russell WJ. Lack of effect of isometric handgrip exercise on the responses of the carotid sinus baroreceptor reflex in man. *Clin Sci Mol Med* 1978;55:189-194.

141. Ludbrook J. Reflex control of blood pressure during exercise. *Ann Rev Physiol* 1983;45:155-168.

142. Luttke A. REPLI: A program in basic for determination of approximate sample size. *Int J Biomed Comput* 1991;27:193-200.

143. Maciel BC, Gallo L, Marin-Neto JA, Lima-Filho EC, Terra-Filho J, Manço JC. Parasympathetic contribution to bradycardia induced by endurance training in man. *Cardiovasc Res* 1985;19:642-648.

144. Maciel BC, Gallo L, Marin-Neto JA, Lima-Filho EC, Martins LEB. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. Clin Sci 1986;71:457-460.

145. Maciel BC, Gallo L, Marin-Neto JA, Martins LEB. Autonomic nervous control of the heart rate during isometric exercise in normal man. *Pflügers Arch* 1987;408:173-177.

146. Mack GW, Nose WH, Nadel ER. Role of cardiopulmonary baroreflexes during dynamic exercise. *J Appl Physiol* 1988;65:1827-1832.

147. Macor F, Fagard R, Amery A. Power spectral analysis of RR interval and blood pressure short-term variability at rest and during dynamic exercise: Comparison between cyclist and controls. *Int J Sports Med* 1996;17:175-181.

148. Madwed JB, Albrecht P, Mark RG, Cohen RJ. Low frequency oscillations in arterial pressure and heart rate: a simple computer model. *Am J Physiol* 1989;25:H1573-H1579.

149. Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*, 1991;84:482-492.

150. Malliani A, et al. Physiology and clinical implications of variability of cardiovascular parameters with focus on heart rate and blood pressure. *Am J Cardiol* 1994;73:3C-9C.

151. Mark AL, Victor RG, Nerhed C, Wallin G. Microneurographic studies of the mechanisms of sympathetic nerve responses to static exercise in humans. *Circ Res* 1985;57:461-469.

152. Martin CE, Shaver JA, Leon DF, Thompson ME, Reddy PS, Leonard JJ. Autonomic mechanisms in hemodynamic responses to isometric exercise. *J Clin Invest* 1974;54:104-115.

153. McAllen RM. Central respiratory modulation of subretrofacial bulbospinal neurons in the cat. *J Physiol* 1987;388:533-545.

154. McAllen RM, Spyer KM. The location of cardiac vagal preganglionic motoneuronesin the medulla of the cat. *J Physiol* 1976;258:187-204.

155. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Exercise Physiology. Energy, nutrition and human performance. Lea & Febiger, 1991, 3a. edición.

156. McCabe PM, Younge BG, Ackles PK, Porges SW. Changes in heart rate period , herart rate variability, and a spectral estimate of respiratory sinus arrhythmia in response to pharmacological manipulation of the baroreceptor reflex in cats. *Psychophysiology* 1985:22;195-203.

157. McCartney N, McKelvie RS, Haslam DRS, Jones NL. Usefulness of weightlifting training in improving strength and maximal power output in coronary artery disease *Am J Cardiol* 1991:67:939-945.

158. McClain J, hardy JC, Sinoway LI. Forearm compression during exercise increases sympathetic nerve traffic. *J Appl Physiol* 1994;77:2612-2617.

159. McCloskey DI, Centrally-generated commands and cardiovascular control in man. *Clin Exp Hyperten* 1981;3:369-378.

160. Melcher A. Respiratory sinus arrhythmia in man. A study in heart rate regulation mechanisms. *Acta Physiol Scand* (Suppl) 1976;435:1-31.

161. Melcher A, Donald DE. Maintained ability of carotid baroreflex to regulate arterial pressure during exercise. *Am J Physiol* 1981;10:H838-H849.

162. Misner JE, Going SB Massey BH, Ball TE, Bemben MG, Essandoh LK. Cardiovascular responses to sustained maximal voluntary static muscle contraction. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22:194-199.

163. Mitchell JH, Kaufman MP, Iwamoto GA. The exercise pressor reflex: Its cardiovascular effects, afferent mechanisms, and central pathways. *Ann Rev Physiol* 1983;45:229-242.

164. Mitchell JH, Scibye B, Payne FC, Saltin B. Response of arterial blood pressure to static exercise in relation to muscle mass, force development, and electromyographic activity. *Circ Res* 1981 (Suppl. I);48:70-75.

165. Mitchell JH, Victor RG. Neural control of the cardiovascular system: insights from muscle sympathetic nerve recordings in humans. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28:S60-S69.

166. Mitchell JH, Wildenthal K. Static (isometric) exercise and the heart: Physiological and clinical considerations. *Ann Rev Med* 1974;25:369-381.

167. Mitchell JH. Cardiovascular control during exercise: central and reflex neural mechanisms. *Am J Cardiol* 1985;34d-41d.

168. Mitchell JH. Neural control of the circulation during exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22:141-154.

169. Molgaard H, Sorensen KE, Bjerregaard P. Circadian variation and influence of risk factors on heart rate variability in healthy subjects. *Am J Cardiol* 1991;68:777-784.

170. Morgan BJ, Brammell HL, Sable DL, Morton ML, Hoewitz LD. Effect of aerobic conditioning on cardiovascular response to isometric exercise. *J Appl Physiol* 1982;52:1257-1260.

171. Morganroth J, Maron BJ, Henry WL, Epstein SE. Comparative left ventricular dimensions in trained athletes. *Ann Inter Med* 1975;82:521-526.

172. Morris JF, Koski A, Johnson LC. Spirometric standard for healthy nonsmoking adults. *Am Rev Respir Dis* 1971;103:57-67.

173. Negrao CE, Moreira ED, Santos MCLM, Farah VMA, Krieger EM. Vagal function impairment after exercise training. *J Appl Physiol* 1992;72:1749-53.

174. Niklasson U, Wiklund U, Bjerle P, Olofsson BO. Heart rate variation: what are we measuring?. *Clin Physiol* 1993;13:71-79.

175. Nishiyasu T, Tan N, Morimoto K, Nishiyasu M, Yamaguchi Y, Murakami N. Enhancement of parasympathetic cardiac activity during activation of muscle metaboreflex in humans. *J Appl Physiol* 1994;77:2778-2783.

176. Norton KH, Boushel R, Strange S, Saltin B, Raven PB. Resetting of the carotid arterial baroreflex during dynamic exercise in humans. *J Appl Physiol* 1999;87:332-338.

177. Novak V, Novak P, Schondorf R. Accuracy of beat-to-beat noninvasive measurement of finger arterial pressure using the Finapres arterial pressure: a spectral analysis approach. *J Clin Monit* 1994;10:118-126.

178. O'Leary DS, Seamans DP. Effect of exercise on autonomic mechanisms of baroreflex control of heart rate. *J Appl Physiol* 1993;75:2251-2257.

179. O'Leary DS. Heart rate control during exercise by baroreceptors and smuscle afferents. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28:210-217.

180. Olsen CO, Tyson GS, Maier GW, Davis JW, Rankin JS. Diminished stroke volume during inspiration: a reverse thoracic pump. *Circulation* 1985;72:668-679.

181. Omboni S, Parati G, Frattola A, Mutti E, Di Rienzo M, Castiglioni P, Mancia G. Spectral and sequence analysis of finger blood pressure variability. *Hypertension* 1993;22:26-33.

182. Örı Z, Monir G, Weiss J, Sayhouni X, Singer DH. Heart rate variability. Frequency domain analysis. *Cardiol Clin* 1992;10:499-533.

183. Pagani M, Lombardi F, Guzzetti F, Rimoldi O, Furlan R, Pizzinelli P, et al. 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.

184. Pagani M, Lucini D, Rimoldi O, Furlan R, Piazza S, Biancardi L. Effects of physical and mental exercise on heart rate variability. In: *Heart Rate Variability*. Malik M y Camm AJ (Eds,): Armonk, NY: Futura Publishing Company, 1995, pp. 250-252.

185. Pagani M, Somers V, Furlan R, Dell'Orto S, Conway J, Baselli G, Cerutti S, Sleight P, Malliani A. Changes in autonomic regulation induced by physical training in mild hypertension. *Hypertension* 1988;12:600-610.

186. Papelier Y, Escourrou P, Gauthier JP, Rowell LB. Carotid baroreflex control of blood pressure and heart rate in men during dynamic exercise. *J Appl Physiol* 1994;77:502-506.

187. Parati G, Casaedi R, Groppelli A, Di Rienzo M, Mancia G. Comparison of finger and intra-arterial blood pressure monitoring at rest and during laboratory testing. *Hypertension* 1989;13:647-655.

188. Parati G, Saul JP, Di Rienzo M, Mancia G. Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal. *Hypertension* 1995;25:1276-1286.

189. Pawelczyk JA, Pawelczyk RA, Warberg J, Mitchell JH. Cardiovascular and catecholamines responses to static exercise in partially curarized humans. *Acta Physiol Scand* 1997;160:23-28.

190. Penáz J. Mayer waves: history and methodology. *Automedica* 1978;2:135-141.

191. Perez-Gonzalez JF. Factors determining the blood pressure response to isometric exercise. *Circ Res* 1981(Suppl. I);48:76-86.

192. Perini R, Orizio C, Baselli G, Cerutti S, Veicsteinas A. The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. Eur *J Appl Physiol* 1990;61:143-148.

193. Péronnet F, Cléroux J, Perrault H, Cousineau D, de Champlain J, Nadeau R. Plasma norepinephrine response to exercise before and after training in humans. *J Appl Physiol* 1981;51:812-815.

194. Pickering TG, Gribbin B, Petersen ES, Cunningham JC, Sleight P. Effects of autonomic blockade on the baroreflex in man at rest and during exercise. *Circ Res* 1972;30:177-185.

195. Pieper SJ, Hammill SC. Heart rate variability: technique and investigational applications in cardiovascular medicine. *Mayo Clin Proc* 1995;70:955-964.

196. Piha SJ. Cardiovascular autonomic reflex test: normal responses and age-related reference values. *Clin Physiol* 1991;11:277-290.

197. Pomeranz B, Macaulay RJB, Caudill MA, Kutz I, Adam D, Gordon D, et al. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol* 1985;248:H151-H153.

198. Potts JT, Shi XR, Raven PB. Carotid baroreflex responsiveness during dynamic exercise in humans. *Am J Physiol* 1993;265:H1928-1938.

199. Potts JT, Shi XR, Raven PB. Cardiopulmonary baroreceptors modulate carotid baroreflex control of heart rate during dynamic exercise in humans. *Am J Physiol* 1995;265:H1567-1576.

200. Puig J, Freitas J, Carvalho MJ, Puga N, Ramos J, Fernandes P, Costa O, Falcao-de-Freitas A. Spectral analysis of heart rate variability in athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 1993;33:44-48.

201. Radaelli A, Perlangeli S, Cerutti MC, Mircoli L, Mori I, Boselli L, Bonaita M, Terzoli L, Candotti G, Signirini G, Rerrari AU. Altered blood pressure variability in patients with congestive heart failure. *J Hypertens* 1999;17:1905-1910.

202. Raven PB, Potts JT, Shi X. Baroreflex regulation of blood pressure during dynamic exercise. *Exerc Sports Sci Rev* 1997;25:365-389.

203. Ray CA, Mark AL. Augmentation of muscle sympathetic nerve activity during fatiguing isometric leg exercise. *J Appl Physiol* 1993;75:228-232.

204. Ray CA, Rea RF, Clary MP, Mark AL. Muscle sympathetic nerve responses to static leg exercise. *J Appl Physiol* 1992;73:1523-1529.

205. Ray CA. Muscle sympathetic nerve responses to prolonged one-legged exercise. *J Appl Physiol* 1993;74:1719-1722.

206. Ribeiro JP, Ibáñez JM, Stein R. Autonomic nervous control of the heart rate response to dynamic incremental excercise: evaluation of the Rosenblueth-Simeone model. *Eur J Appl Physiol.* 1991;62:140-144.

207. Rimoldi O, Pierini S, Ferrari A, Cerutti S, Pagani M, Malliani A. Analysis of short-term oscillations of R-R and arterial pressure in conscious dogs. *Am J Physiol* 1990;258:H967-H976.

208. Rimoldi O, Furlan R, Pagani MR, Piazza S, Guazzi M, Pagani M, Malliani A. Analysis of neural mechanics accompanying different intensities of dynamic exercise. *Chest* 1992;101:226S-230S.

209. Robbe HWJ, Mulder R, Ruddel H, Langewitz W, Veldman J, Mulder G. Assessment of baroreceptor reflex sensitivity by means of spectral analysis. *Hypertension* 1987;10:538-43.

210. Robinson BF, Epstein SE, Beiser GD, Braunwald E. Control of heart rate by the autonomic nervous system: studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. *Circ Res* 1966;19:400-411.

211. Roca J, Sanchis J, Agusti-Vidal A, Segarra F, Navajas D, Rodríguez-Roisin R, Casan P, Sans S. Spirometric reference values from a mediterranean population. *Bull Eur Physiopathol Resp* 1986;, 22:217-224.

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

213. Rowell LB, O'Leary DS. Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *J Appl Physiol* 1990;69:407-418.

214. Rowell LB. Reflex control of the circulation during exercise. *Int J Sports Med* 1992;13:S25-S27.

215. Sable DL, Brammell HL, Seehan MW, Nies AS, Gerber J, Horwitz LD. Attenuation of exercise conditioning by beta-adrenergic blockade. *Circulation* 1982;65:679-684.

216. Sacknoff DM, Gleim GW, Stachemfeld N, Coplan NL. Effect of athletic training on heart rate variability. *Am Heart J* 1994;127:1275-1278.

217. Saito M. Differences in muscle sympathetic nerve response to isometric exercise in different muscle groups. *Eur J Appl Physiol* 1995;70:26-35.

218. Saito M, Iwase S, Mano T. Different responses of muscle sympathetic nerve activity to sustained and rhythmic handgrip exercises. *Japanese J Physiol* 1986;36:1053-1057.

219. Saito M, Tsukanaka A, Yanagihara D, Mano T. Muscle sympathetic nerve responses to graded leg cycling. *J Appl Physiol* 1993;75:663-667.

220. Salmons S, Henriksson J. Adaptive response of skeletal muscle to increased use. *Muscle Nerv* 1981;4:94-102.

221. Saltin B. Hemodynamic adaptations to exercise. *Am J Cardiol* 1985;55:42d-47d.

222. Sanders JS, Ferguson D. Cardiopulmonary baroreflex fail to modulate sympathetic responses during isometric exercise in humans: direct evidence from microneurographic studies. *J Am Coll Cardiol* 1988;12:1241-1251.

223. Sato I, Hasegawa Y, Hotta K. Autonomic nervous control of the heart in exercising man. *Pflugers Arch* 1980;384:1-7.

224. Saul JP, Berger RD, Albretch P, Stein SP, Chen MH, Cohen RJ. Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation. *Am J Physiol* 1991;261:H1231-H1245.

225. Saul JP, Berger RD, Chen MH, Cohen RJ. Transfer function analysis of autonomic regulation II. Respiratory sinus arrhythmia. *Am J Physiol* 1989;256:H153-H161.

226. Saul JP, Rea RF, Eckberg DL, et al. Heart rate and muscle sympathetic nerve variability during reflex changes of autonomic activity. *Am J Physiol* 1990;258:H713-H721.

227. Saul JP, Berger RD, Triedman JT. Transfer function analysis: insights into heart rate and blood pressure control. *Proccedings of Workshop on Spectral Analysis of Heart Rate Variability*. Veruno Italy, 1991, pp 103-114.

228. Saul JP. Beat-to-beat variations of heart rate reflect modulation of cardiac autonomic outflow. *NIPS* 1990, 5:32-37.

229. Saul JP, Cohen RJ. Respiratory sinus arrhythmia. From "*Vagal Control of the heart: Experimental Basis and Clinical Implications*" Edited by MN Levy, PJ Schwartz. 1994, Chapt.30, pp 511-536.

230. Sayers BM. Analysis of heart rate variability. *Ergonomics* 1973;16:17-32.

231. Scherrer U, Vissing FS, Victor RG. Effects of lower body negative pressure on sympathetic nerve responses to static exercise in humans. *Circulation* 1988;78:49-59.

232. Scherrer U, Pryor SL, Bertocci LA, Victor RG. Arterial baroreflex buffering of sympathetic activation during exercise-induced elevation in arterial pressure. *J Clin Invest* 1990;86:1855-1861.

233. Schuit AJ, vanAmelsvoort LGPM, Verheij TC, Rijneke RD, Maan AC, Swenne CA, Schouten EG. Exercise training and heart rate variability in older people. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:816-821.

234. Seals DR. Cardiopulmonary baroreflexes do not modulate exercise-induced sympathoexcitation. *J Appl Physiol* 1988;64:2197-2203.

235. Seals DR, Chase PB. Influence of physical training on heart rate variability and baroreflex circulatory control. *J Appl Physiol* 1989;66:1886-1895.

236. Seals DR, Chase PB, Taylor JA. Autonomic mediation of the pressor responses to isometric exercise in humans. *J Appl Physiol* 1988_a;64:2190-2196.

237. Seals DR, Taylor JA, Ng AV, Esler MD. Exercise and aging: autonomic control of the circulation. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26:568-576.

238. Seals DR, Victor RG, Mark AL. Plasma norepinephrine and muscle sympathetic discharge during rhythmic exercise in humans. *J Appl Physiol* 1988_b;65:940-944.

239. Seals DR, Victor RG. Regulation of muscle sympathetic nerve activity during exercise in humans. *Exerc Sport Sci Rev* 1991;19:313-349.

240. Seals DR. Influence of muscle mass on sympathtic neural activation during isometric exercise. *J Appl Physiol* 1989;67:1801-1806.

241. Shanon DC, Carley DW, Benson H. Aging of modulation of heart rate. *Am J Physiol* 1987;253:H874-H877.

242. Sheldahl LM, Ebert TJ, Cox B, Tristani FE. Effect of aerobic training on baroreflex regulation of cardiac and sympathetic function. *J Appl Physiol* 1994;76:158-165.

243. Shepherd JT, Blomqvist CG, Lind AR, Mitchell JH, Saltin B. Static (isometric) exercise. Retrospection and introspection. *Circ Res* 1981 (Suppl. I);48):179-188.

244. Shepherd JT. Circulatory response to exercise in health. *Circulation* 1987;76(Suppl VI):3-10.

245. Shin K, Minamitani H, Onishi S, Yamazaki H, Lee M. The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise-Part II. *Clin Cardiol* 1995;18:664-668.

246. Shin K, Minamitani H, Onishi S, Yamazaki H, Lee M. The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise-Part I. *Clin Cardiol* 1995;18:583-586.

247. Shin K, Minamitani H, Onishi S, Yamazaki H, Lee M. Autonomic differences between athletes and nonathletes: spectral analysis approach. *Med Sci Sports Exerc* 1997_a;29:1482-1490.

248. Shin KS, Jeong KS, Choi SJ, Lee JW, Lee MH, Hayashi S, Minamitani H. Evaluation of the spontaneous baroreflex sensitivity during submaximal exercise. *Comp Cardiol* 1997_b;24:120-123.

249. Shi X, Andresen JM, Potts JT, Foresman H, Stern SA, Raven PB. Aortic baroreflex control of heart rate during hypertensive stimuli: effect of fitness. *J Appl Physiol* 1993;74:1555-1562.

250. Shi X, Potts JT, Raven PB, Foresman BH. Aortic-cardiac reflex during dynamic exercise. *J Appl Physiol* 1995_a;78:1569-1574.

251. Shi X, Stevens GHJ, Foresman BH, Stern SA, Raven PB. Autonomic nervous system control of the heart: endurance exercise training. *Med Sci Sports Exerc* 1995_b;27:1406-1413.

252. Skinner JE, Pratt CM, Vybiral T. A reduction in the correlation dimension of heartbeat intervals precedes imminent ventricular fibrillation in human subjects. *Am Heart J* 1993;125:731-743.

253. Sleight P, LaRovere MT, Mortara A, Pinna G, Maestri R, Leuzzi S, Bianchini B, Tavazzi L. Physiology and pathophysiology of heart rate and blood pressure variability in humans: is power spectral analysis largely an index of baroreflex gain?. *Clin Sci* 1995;88:103-109.

254. Smith EE, Guyton AC, Manning RD, White RJ. Integrated mechanisms of cardiovascular response and control during exercise in the normal human. *Prog Cardiovasc Dis* 1976;18;421-443.

255. Smith ML, Graitzer HM, Hudson DL, Raven PB. Baroreflex function in endurance -and static exercise-trained men. *J Appl Physiol* 1988;64:585-591.

256. Smith ML, Hudson DL, Graitzer H, Raven PB. Exercise training bradycardia: the role of autonomic balance. Med Sci Sports Exerc 1989;21:40-44.

257. Sokal RR. *"Biometry: The principles of Statistics in Biological Research"*. 2ª. Ed., Freeman WH Co., San Francisco, 1983, pp. 263.

258. Spalding TW, Jeffers LS, Porges SW, Hatfield BD. Vagal ans cardiac reactivity to psychological stressors in trained and untrained men. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:581-591.

259. Spyer KM. Central nervous mechanisms contributing to cardiovascular control. J Physiol 1994;474:1-19.

260. Staessen J, Fiocchi R, Fagard R, Hespel P, Amery A. Progressive attenuation of the carotid baroreflex control of blood pressure and heart rate during exercise. *Am Heart J* 1987;114:765-772.

261. Stauss HM, Persson PB. Power spectral analysis of heart rate and blood pressure: markers for autonomic balance or indicators of baroreflex control. Clin Sci 1995;88:1-2.

262. Steel RGD, Torrie JH. Bioestadística: Principios y procedimientos. McGraw Hill, 1a. edición, 1985.

263. Stein PK, Bosner MS, Kleiger RE, Conger BM. Heart rate variability: A measure of cardiac autonomic tone. *Am Heart J* 1994;127:1376-1381.

264. Stein PK, Domitrovich PP, Kleiger RE, Schechtman KB, Rottman JN. Clinical and demographic determinants of heart rate variability in patients post myocardial infarction: insights from the cardiac arrhythmia suppression trial (CAST). *Clin Cardiol* 2000;23:187-194.

265. Stone HL, Dormer KJ, Foreman RD, Thies R, Blair RW. Neural regulation of the cardiovascular system during exercise. Federation Proc 1985;44:2271-2278.

266. Strano S, Lino S, Calcagnini G, Di Virgilio V, et al. Respiratory sinus arrhythmia and cardiovascular neural regulation in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:215-219.

267. Strobel G. Friedmann B, Siebold R, Bärtsch P. Effect of severe exercise on plasma catecholamines in differently trained athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:560-565.

268. Svedenhag J, Wallin BG, Sundlöf G, Henriksson J. Skeletal muscle sympathetic activity at rest in trained and untrained subjects. *Acta Physiol Scand* 1984;120:499-504.

269. 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;93:1043-1065.

270. Thorstensson AG, Grimby AG, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 1976;40:12-16.

271. Triedman JK, Perrott MH, Cohen RJ, Saul JP. Respiratory sinus arrhythmia: time domain characterization using autoregresive moving average analysis. *Am J Physiol* 1995;37:H2232-H2238.

272. Triedman JK, Saul JP. Blood pressure modelation by central venous pressure and respiration. Buffering effects of the heart rate reflexes. *Circulation* 1994;89:169-179.

273. Tuttle WW, Horvath SM. Comparison of effects of static and dynamic work on blood pressure and heart rate. *J Appl Physiol* 1957;10:294-296.

274. Urhausen A, Weiler B, Coen B, Kindermann W. Plasma catecholamines during endurance exercise of different intensities as related to the individual anaerobic threshold. *Eu J Appl Physiol* 1994;69:16-20.

275. Uusitalo ALT, Tahvanainen KUO, Uusitalo AJ, Rusko HK. Non-invasive evaluation of sympatovagal balance in athletes by time and frequency domain analyses of heart rate and blood pressure variability. *Clin Physiol* 1996;16:575-578.

276. 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;21:45-53.

277. van Ravenswaaij CMA, Kollée LAA, Hopman JCW, Stoelinga GBA, van Geijn HP. Heart rate variability. Ann Int Med 1993;118:436-447.

278. Vecht RJ, Graham GWS, Sever PS. Plasma noradrenaline concentrations during isometric exercise. *Br Heart J* 1978;40:1216-1220.

279. Victor RG, Seals DR, Mark AL. Differential control of heart rate and sympathetic nerve activity during dynamic exercise: Insight from intraneural recordings in humans. *J Clin Invest* 1987;79:508-516.

280. Victor RG, Secher NH, Lyson T, Mitchell JH. Central command increases muscle sympathetic nerve activity during intense intermittent isometric exercise in humans. *Circ Res* 1995;76:127-131.

281. Vissing SF, Scherrer U, Victor RG. Relationship between sympathetic outflow and vardiovascular resistance in the calf during perturbations in central venous pressure: evidence for cardiopulmonary afferent regulation of calf vascular resistance in humans. *Circ Res* 1989;65:1710-1717.

282. Vitcenda M, Hanson P, Folts J, Besozzi M. Impairment of left ventricular function during maximal isometric dead lifting. *J Appl Physiol* 1990;69:2062-2066.

283. Von Euler US, Hellner. Excretion of noradrenaline and adrenaline in muscular work. *Acta Phys Scandinav* 1952;26:183-191.

284. Walgenbach SC, Donald DE. Inhibition by carotid barorefelx of exercise-induced increases in arterial pressure. *Circ Res* 1983;52:253-262.

285. Warren JH, Jaffe RS, Wraa CE, Stebbins CL. Effect of autonomic blockade on power spectrum of heart rate variability during exercise. *Am J Physiol* 1997;42:R495-R502.

286. Watson RDS, Littler WA, Eriksson BM. Changes in plasma noradrenaline and adrenaline during isometric exercise. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 1980;7:399-402.

287. Welch PD. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Trans., AU.* 1967;15:70-73.

288. Weltman A. Wood CM, Womack CJ, Davis SE, Blumer JL, Alvarez J, Sauer K, Gaesser GA. Catecholamine and blood lactate responses to incremental rowing and running exercise. *J Appl Physiol* 1994;76:1144-1149.

289. Wennerblom B, Lurje L, Tygesen T, Vahisalo R, Hjalmarson A. Patients with uncomplicated coronary artery disease have reduced heart rate variability mainly affecting vagal tone. *Heart* 2000;83:290-294.

290. Wesseling KH, Settels JJ, van der Hoeven GMA, Nijboer JA, Butijn MWT, Dorlas JC. Effects of peripheral vasoconstriction on the measurement of blood pressure in a finger. *Cardiovasc Res* 1985;19:139-145,

291. Wesseling KH, Settels JJ, De Wit B. The measurement of continuous finger arterial pressure noninvasively in stationary subjects. En *"Biological and Psychological Factors in Cardiovascular Disease"*. Schmidt TH, Dembroski TM, Bluemchen G, eds. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1986;355-375.

292. Whipp JB, Wasserman K. Exercise. Pulmonary and Pathophysiology. Dekker 1991.

293. Williamson JW, Raven PB. Unilateral carotid-cardiac baroreflex responses in exercise trained and untrained men. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26:217-223.

294. Winder WW, Hagberg JM, Hickson RC, Ehsani AA, McLane JA. Time course of sympathoadrenal adaptation to endurance exercise training in man. *J Appl Physiol* 1978;45:370-374.

295. Yamamoto Y, Hughson RL, Nakamura Y. Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. *Chest* 1992;101:206s-210s.

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

APÉNDICE A

Densidad espectral de potencia de los sujetos del estudio piloto

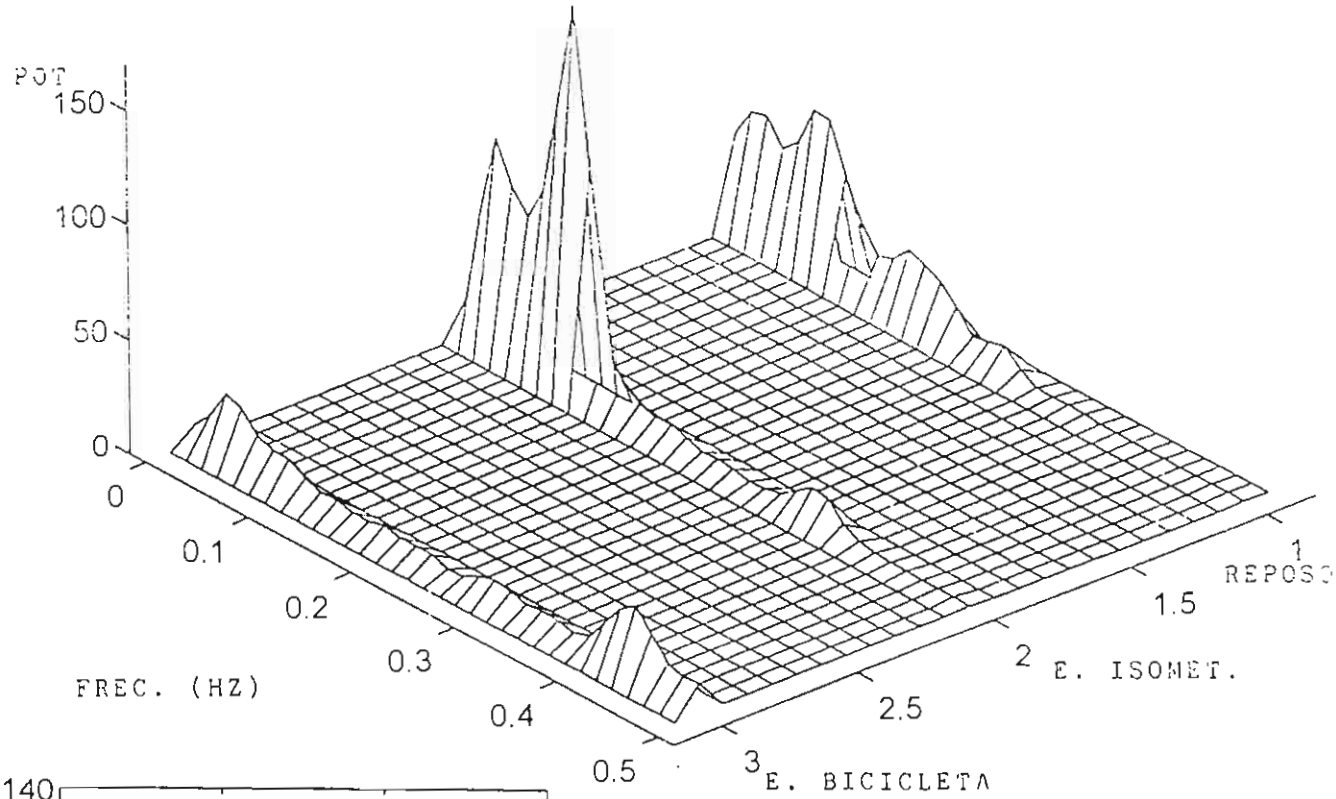
SUJETO Nº. 1 (ceb)

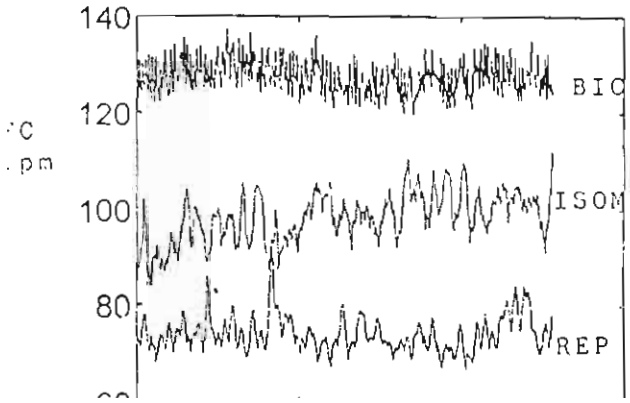
ANALISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Frecuencia cardiaca.	x	74.3	98.4	127.5
	d.e.	3.62	5.32	3.21
	CV	4.88	5.41	2.52
	RMSSD	1.56	2.0	3.7

ANALISIS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Potencia Espectral	Total	1331	1222	195
	Baja(%)	882 (46)	1024 (62)	56 (22)
	Alta(%)	449 (23)	198 (12)	138 (55)
	B/A	1.97	5.19	0.40





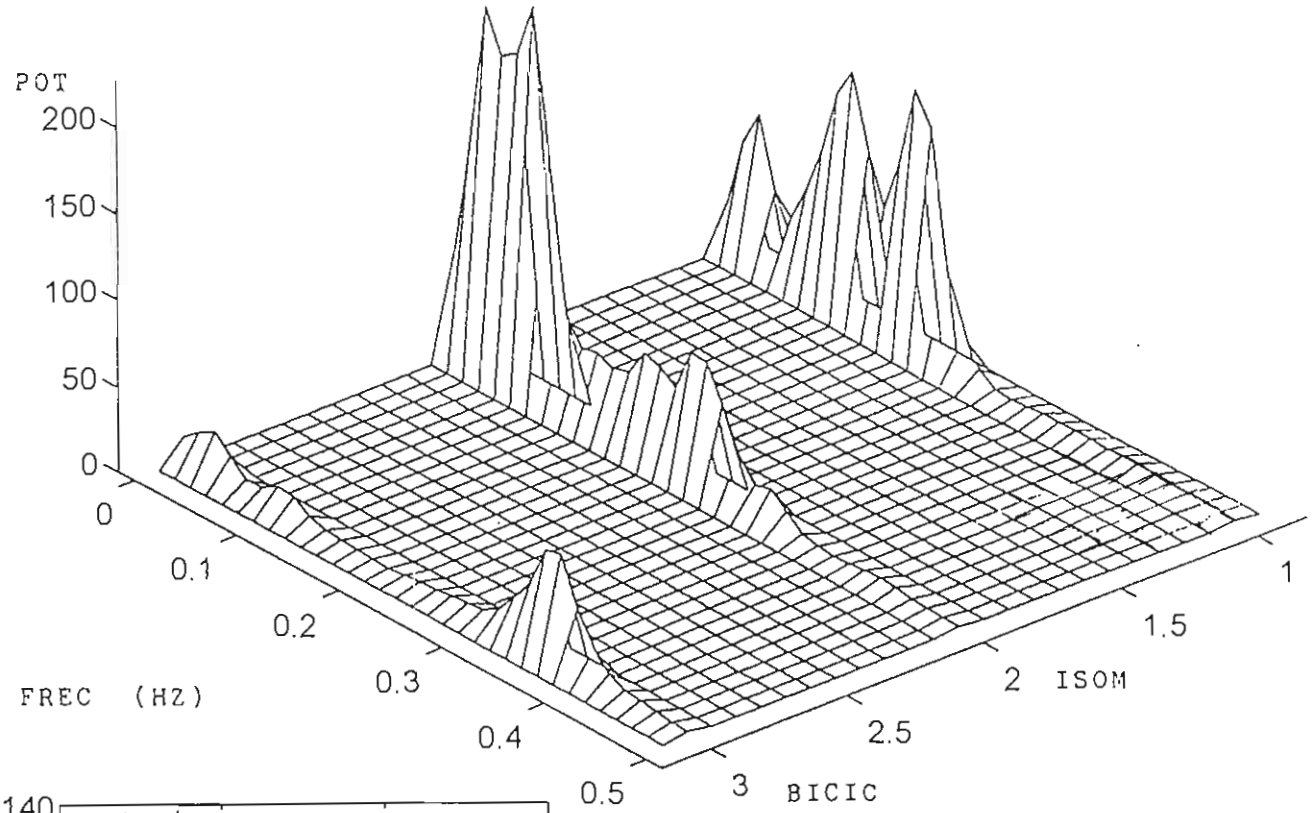
SUJETO No. 2 (CSH)

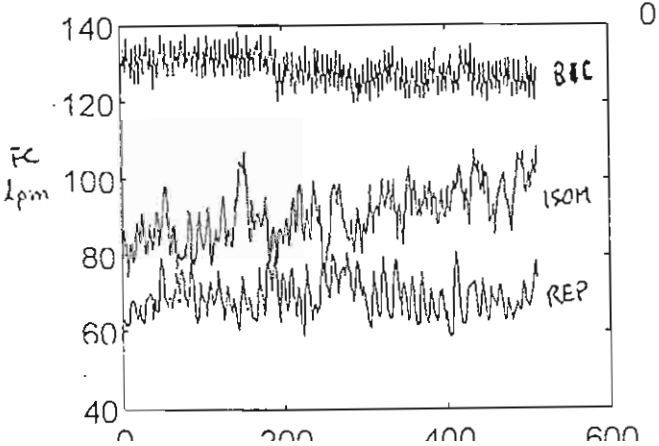
DOMINIO DEL TIEMPO

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Frecuencia cardiaca	x	69.1	98.4	128.3
	d.e.	5.02	5.32	3.86
	CV	7.27	5.41	3.01
	RMMSD	2.83	2.0	3.7

DOMINIO DE LA FRECUENCIA

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Potencia Espectral	Total	909	1222	269
	Baja(%)	476 (40)	1025 (62)	51 (15)
	Alta(%)	433 (37)	198 (12)	219 (66)
	B/A	1.10	5.19	0.23





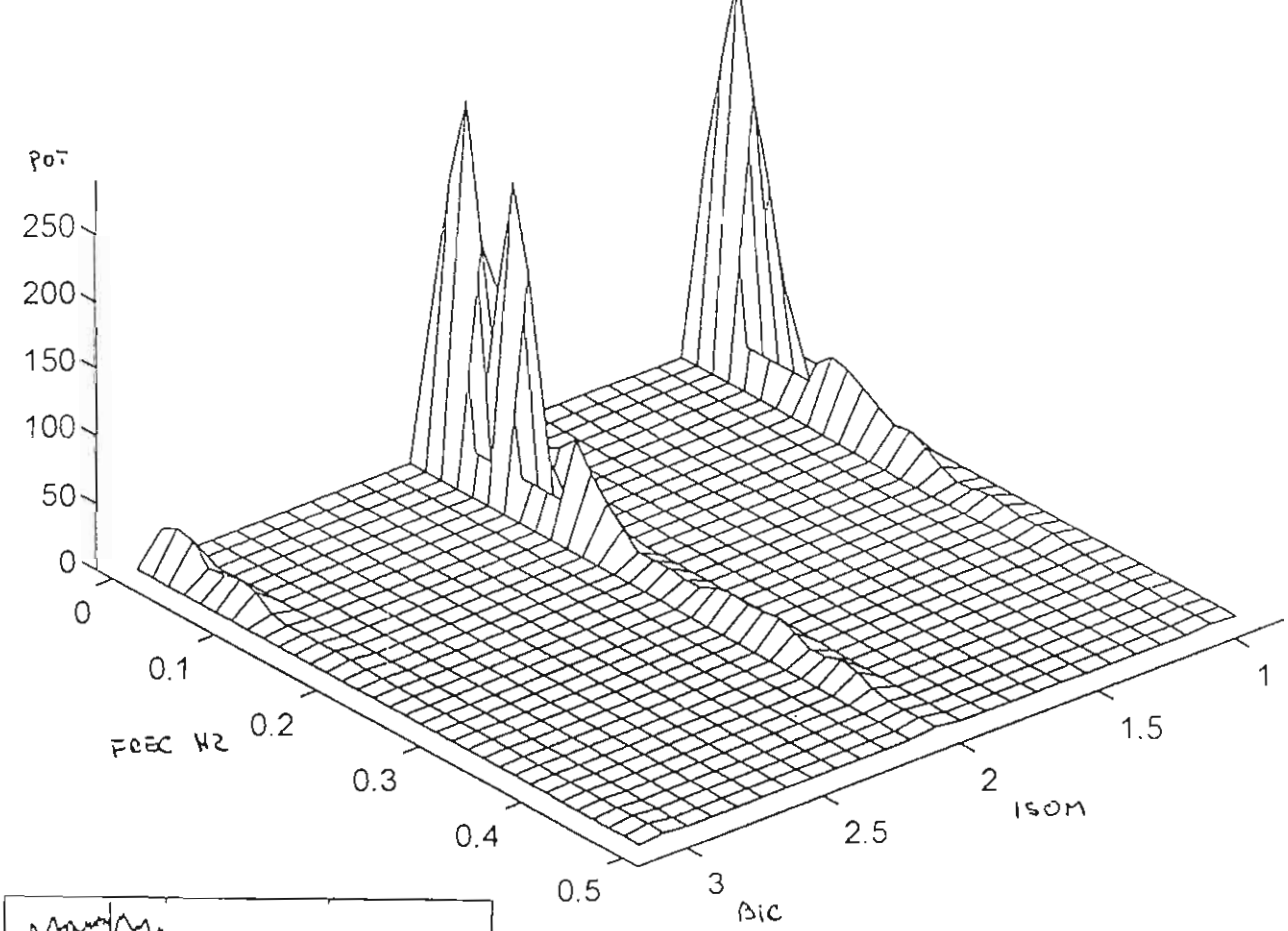
SUJETO No. 3 (SAR)

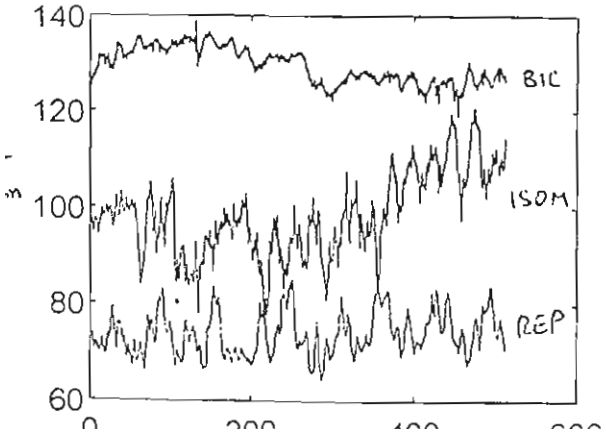
DOMINIO DEL TIEMPO

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Frecuencia cardiaca	x	73.9	98.3	129.6
	d.e.	4.52	8.69	3.60
	CV	6.12	8.85	2.78
	RMMSD	1.74	2.7	1.04

DOMINIO DE LA FRECUENCIA

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Potencia Espectral	Total	1363	788	539
	Baja(%)	1086 (55)	611 (38)	437 (33)
	Alta(%)	277 (14)	177 (11)	102 (8)
	B/A	3.93	3.46	4.26





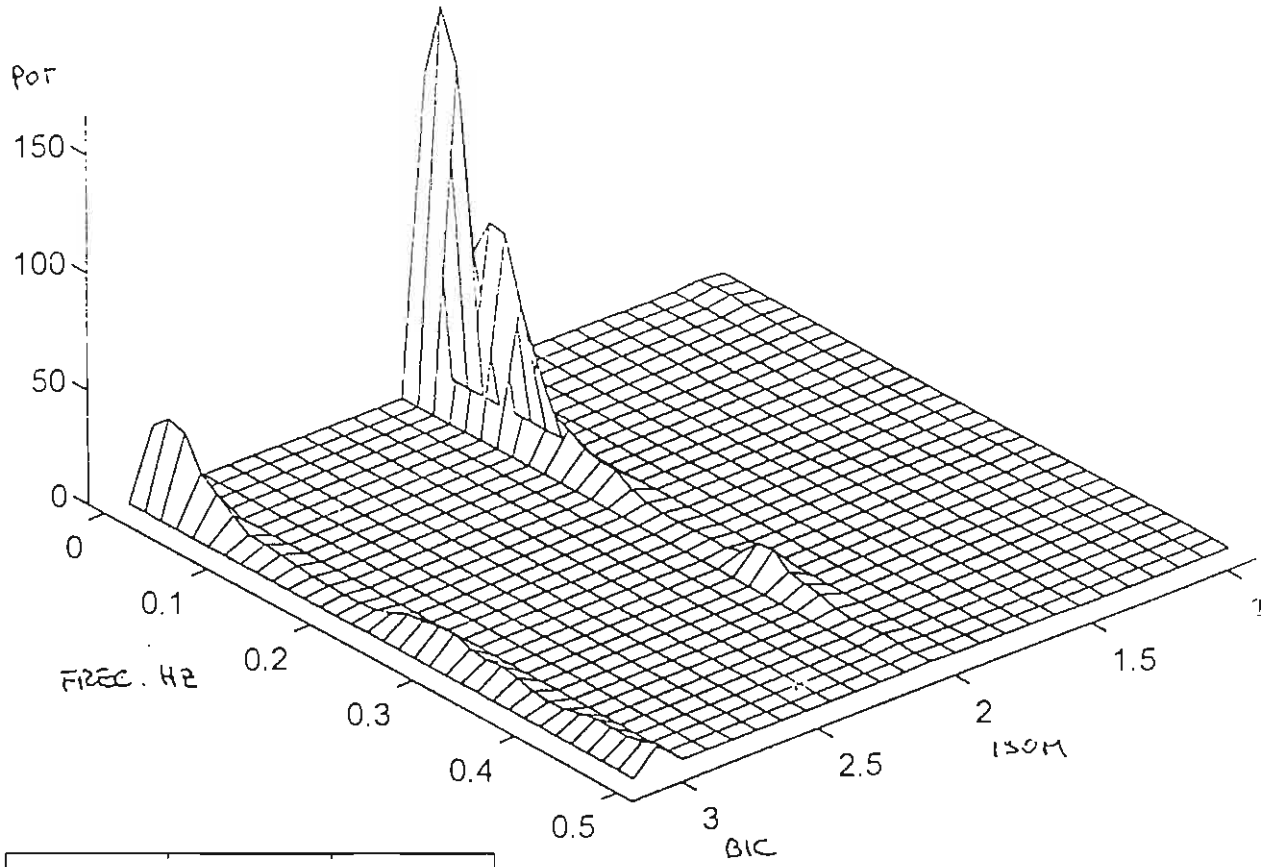
SUJETO No. 4 (DOS)

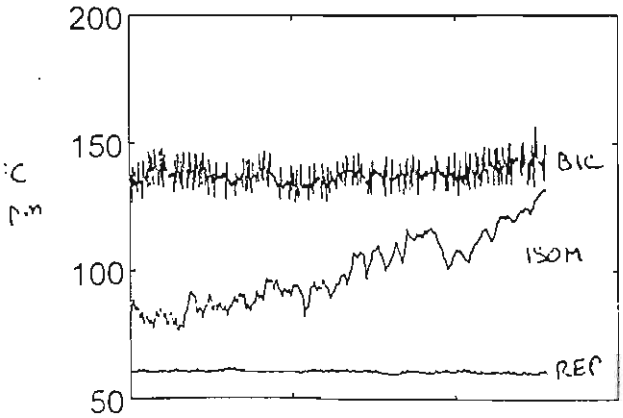
DOMINIO DEL TIEMPO

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Frecuencia cardiaca	x	60.7	99.9	137.9
	d.e.	0.47	14.15	4.59
	CV	0.77	14.17	3.33
	RMSSD	0.32	1.40	6.25

DOMINIO DE LA FRECUENCIA

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Potencia Espectral	Total	539	1430	75
	Baja(%)	266 (30)	1191 (36)	24 (17)
	Alta(%)	273 (31)	239 (7)	52 (37)
	B/A	0.98	4.99	0.45





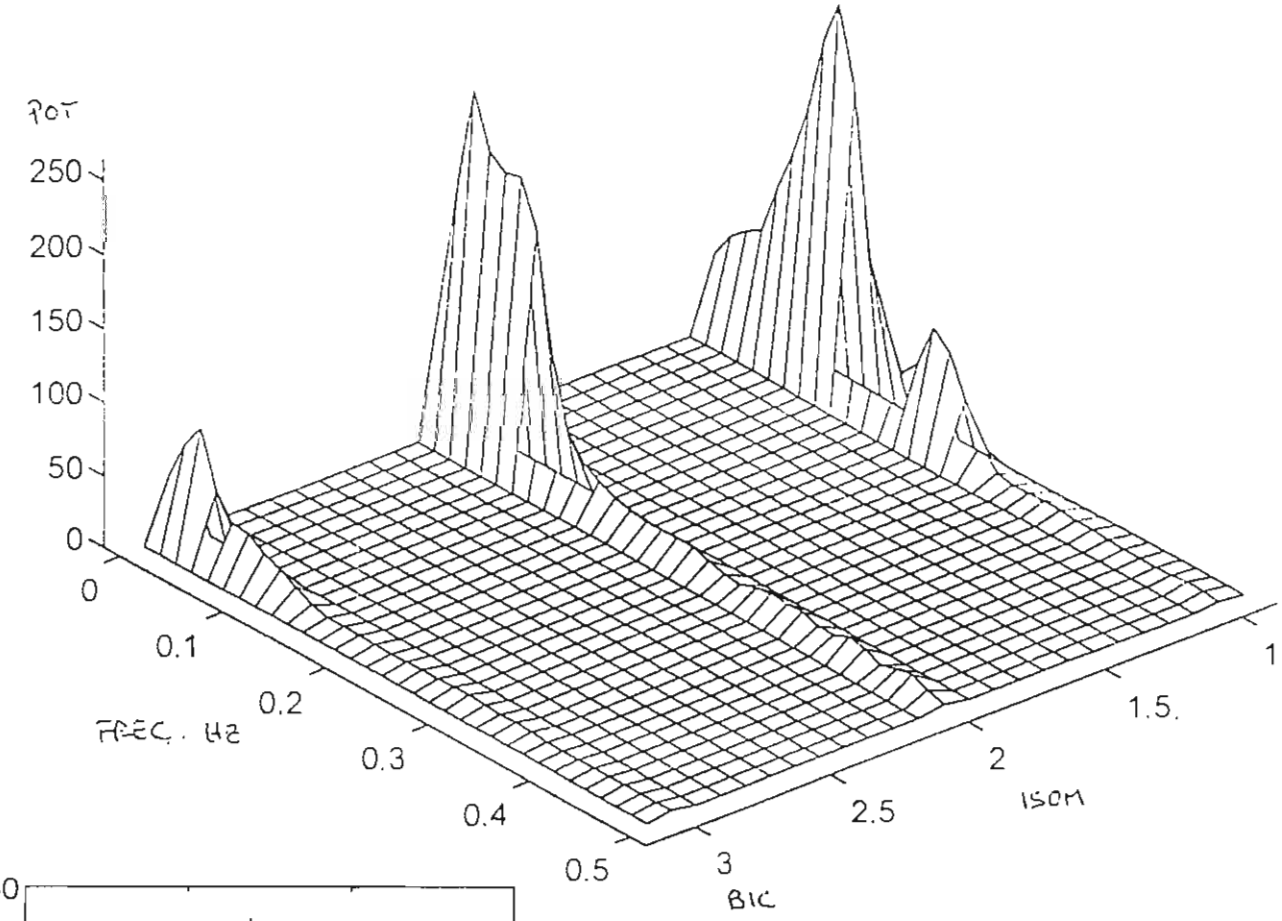
SUJETO No. 5 (SMM)

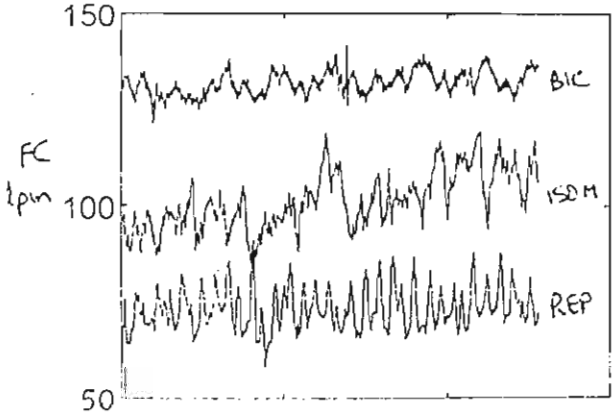
DOMINIO DEL TIEMPO

		REPOSO	E.ISOMET.	E. BICICLETA
Frecuencia cardiaca	x	73.2	101.2	131.9
	d.e.	5.58	7.56	3.05
	CV	7.61	7.46	2.32
	RMSSD	3.04	2.51	1.77

DOMINIO DE LA FRECUENCIA

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Potencia Espectral	Total	1112	1020	423
	Baja(%)	804 (65)	791 (52)	332 (50)
	Alta(%)	311 (25)	229 (15)	91 (14)
	B/A	2.58	3.46	3.67





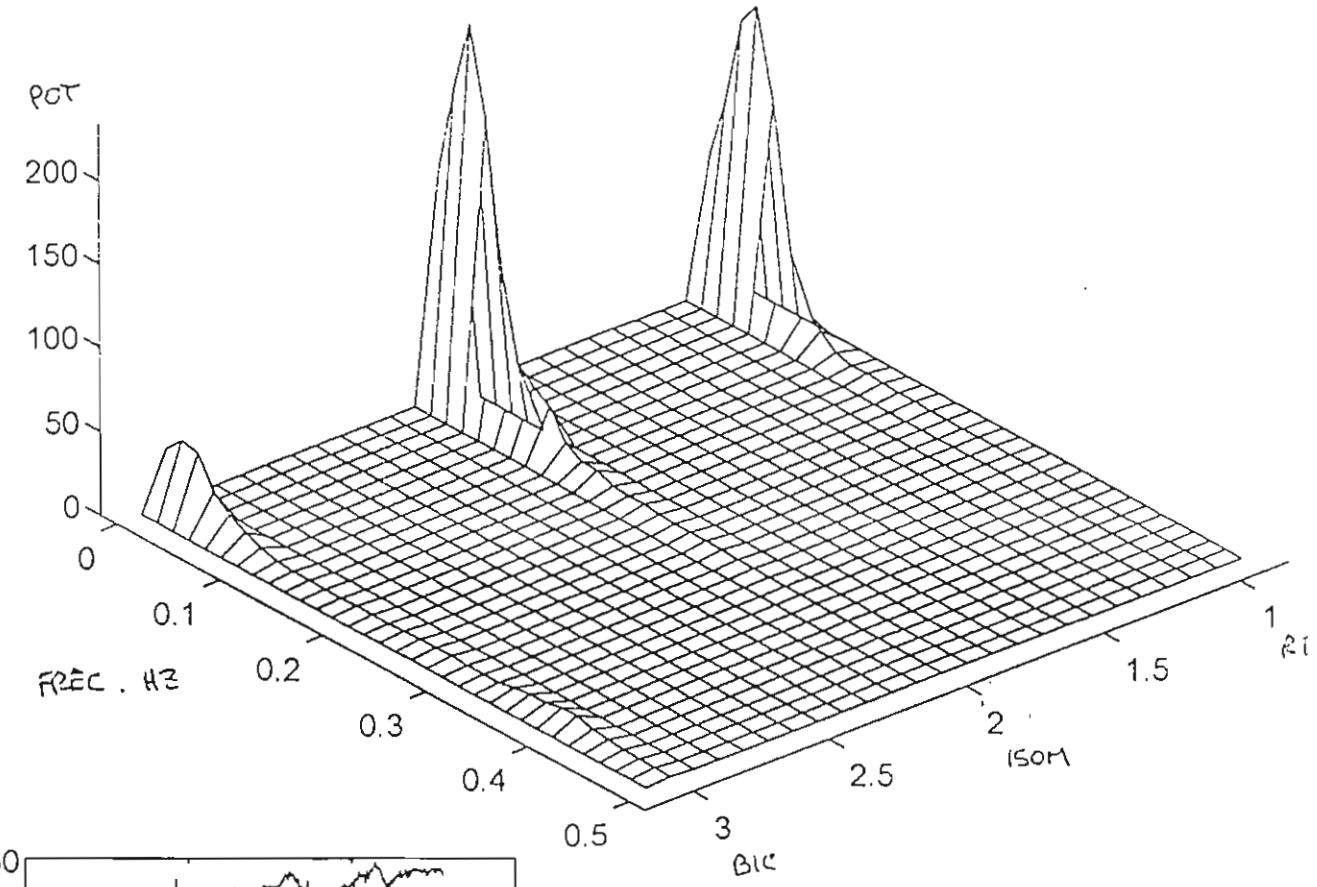
SUJETO No. 6 (RAE)

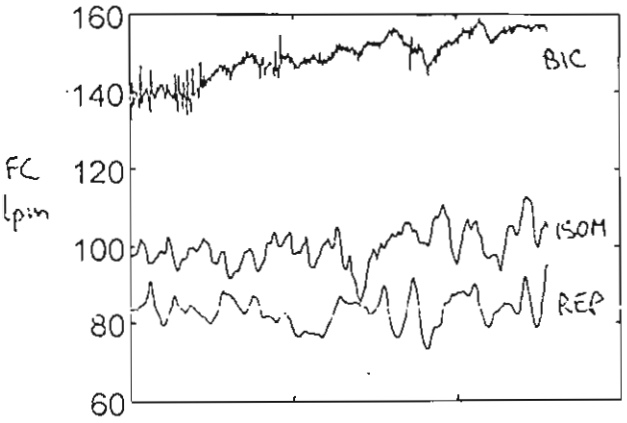
DOMINIO DEL TIEMPO

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
FRECUENCIA CARDIACA	x	83.3	100.0	149.0
	d.e.	3.95	4.68	5.81
	CV	4.75	4.68	3.90
	RMSSD	0.74	0.86	1.98

DOMINIO DE LA FRECUENCIA

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Potencia Espectral	Total	7655	4470	211
	Baja(%)	7503 (56)	4215 (43)	106 (20)
	Alta(%)	152 (1.1)	254 (2.6)	105 (20)
	B/A	49.3	16.6	1.02





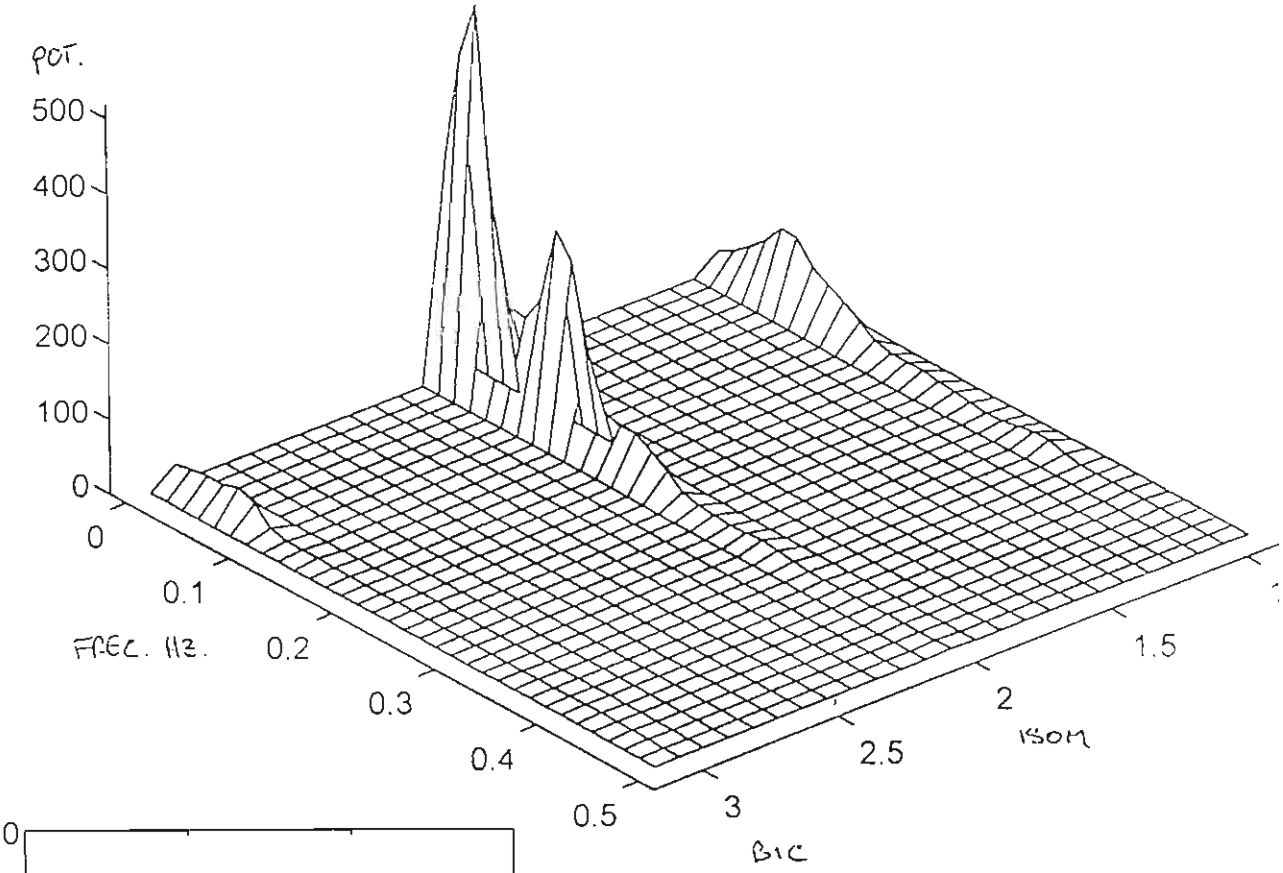
SUJETO No. 7 (RRG)

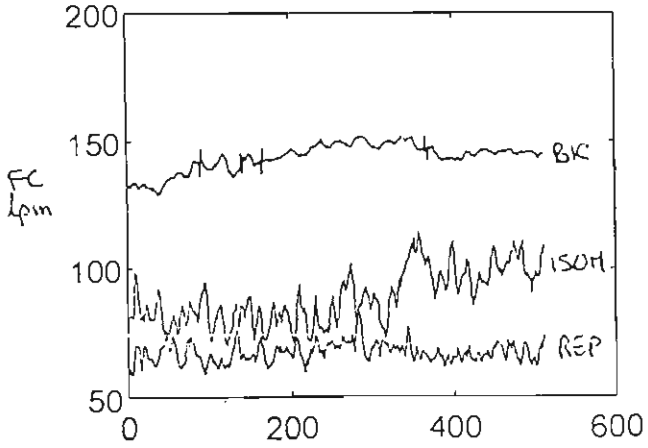
DOMINIO DEL TIEMPO

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Frecuencia cardiaca	x	67.4	88.7	143.5
	d.e.	3.88	10.5	5.38
	CV	5.76	11.8	3.75
	RMSSD	1.92	2.67	1.26

DOMINIO DE LA FRECUENCIA

		REPOSO	E. ISOMET.	E. BICICLETA
Potencia Espectral	Total	902	1261	458
	Baja(%)	678 (54)	1002 (41)	394 (25)
	Alta(%)	224 (18)	259 (11)	64 (4)
	B/A	3.02	3.88	6.19





APÉNDICE B

Escalas de percepción del esfuerzo

Escala original (Borg, 1973)	
6	
7	Muy, muy ligero
8	
9	Muy ligero
10	
11	Moderadamente ligero
12	
13	Algo pesado
14	
15	Pesado
16	
17	Muy pesado
18	
19	Muy, muy pesado

Escala revisada (Borg, 1982)	
0	Absolutamente nada
0.5	Muy, muy suave
1	Muy suave
2	Suave
3	Moderado
4	Algo fuerte
5	Fuerte
6	
7	Muy fuerte
8	
9	
10	Muy, muy fuerte
•	Máximo

La escala original de percepción de esfuerzo manejaba una puntuación del 6 al 20 en una secuencia con apariencia lineal, en tanto que la escala actual se basa en una puntuación del 0 al 10 con una asignación de apariencia exponencial.

APÉNDICE C

Consentimiento Informado.

Para cada estudio se hicieron formatos de consentimiento informado con pequeñas variantes, de acuerdo a los protocolos planeados. Por ejemplo, en el estudio piloto y el primer estudio formal no se hicieron evaluaciones de la capacidad máxima, no se registró la presión arterial ni se utilizó la carga para ejercicio dinámico al 30%. A continuación se transcribe el formato firmado por los participante en el segundo estudio formal, ya que éste fue el más completo.

HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Con objeto de estudiar el efecto de diferentes tipos de ejercicio sobre el comportamiento del sistema nervioso autónomo, cada individuo aceptará voluntariamente someterse a estudios específicos no-invasivos para analizar la variabilidad de su frecuencia cardiaca y de su presión arterial. Para ello, la persona deberá realizar pruebas de capacidad máxima; primero, por medición del peso máximo que puede soportar entre los tobillos, manteniendo las rodillas extendidas y estando en posición sentada; segundo, por valoración de su consumo de oxígeno máximo realizando ejercicio por pedaleo en un ergómetro de bicicleta contra una carga progresiva de trabajo hasta llegar al límite de la fatiga o hasta que el sujeto indique por gesticulaciones o por manifestaciones funcionales que no puede continuar con el ejercicio. Después de los estudios de capacidad física los sujetos deberán asistir en días prefijados para ser evaluados durante a) el reposo en posición sentada, b) ejercicio de extensión de las rodillas contra una carga equivalente al 25-35% de su fuerza de contracción máxima, c) ejercicio sobre ergómetro de bicicleta contra una carga del 25-35% de su consumo de oxígeno máximo, d) ejercicio sobre ergómetro de bicicleta contra una carga del 55-65% de su consumo de oxígeno máximo. Antes de poder realizar cualquiera de las pruebas, cada persona será interrogada y examinada por un médico, se le tomará un electrocardiograma en reposo y se le hará una espirometría, con la intención de esclarecer un diagnóstico de salud previo a la realización de los

estudios. En todo momento de las pruebas de ejercicio se mantendrá la vigilancia médica por monitoreo continuo del electrocardiograma. A este monitoreo se agregará el registro, también continuo, de la frecuencia cardiaca derivada del electrocardiograma, la respiración por sensor piezoeléctrico alrededor del tórax y la presión arterial por técnica indirecta con brazalete en el dedo medio de una mano.

LOS RIESGOS de los estudios por realizar prácticamente no existen, salvo para las pruebas que requieran esfuerzo máximo. Bajo estas condiciones, el ritmo de los latidos cardiacos puede presentar cambios ocasionales que se normalizan al estar el sujeto en reposo. Durante la recuperación inmediata de los esfuerzos máximos puede existir malestar muscular y mareos momentáneos que ceden a los pocos minutos de suspendido el ejercicio.

LOS BENEFICIOS derivados de los estudios incluyen:

a) Valoración cuantitativa de la capacidad para hacer esfuerzos físicos.
b) Identificación de alteraciones funcionales que pudiesen estar alterando dicha capacidad.
c) Establecimiento del margen de seguridad o área de menor riesgo para poder realizar ejercicio o iniciar algún programa de entrenamiento.
d) Valoración cuantitativa de la capacidad funcional pulmonar.
e) Análisis e interpretación del electrocardiograma de reposo.

Se garantiza que la información obtenida de estos estudios se dará a conocer a cada sujeto en forma particular, y en ningún momento se usará en su contra, así como el que la información derivada no podrá ser divulgada a personas no-médicas (tales como empleados y agentes de seguros) sin el consentimiento por escrito de la persona examinada. La seguridad y el bienestar de cada persona serán protegidos. Los resultados, tanto individuales como grupales, serán dados a conocer en reuniones y publicaciones de tipo científico, respetando el anonimato de los participantes.

CONSENTIMIENTO

Habiendo leído la información anterior y habiendo tenido la oportunidad de preguntar mis dudas, he aceptado consciente y libremente ser estudiado y agrupado para los fines de investigación del Laboratorio de Fisiología Humana, del Area de Investigación Médica del Departamento de Ciencias de la Salud, de la División de Ciencias Biológicas y de la Salud, en la Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa.

México D.F., a _____ de _____, 2000.

Nombre y firma del participante Nombre y firma del testigo

APÉNDICE D

Datos originales del primer estudio formal

ROW	COND-EXP	PROMFC	DEFC	CVFC	RMSSD
1	1	74.30	3.62	4.88	1.56
2	2	98.40	5.32	5.41	2.00
3	3	127.50	3.21	2.52	3.67
4	1	69.05	5.02	7.27	2.83
5	2	90.20	7.17	7.97	3.06
6	3	128.30	3.86	3.01	2.69
7	1	67.77	3.88	5.76	1.22
8	2	88.68	10.48	11.85	2.67
9	3	143.50	5.73	3.75	1.26
10	1	73.95	4.52	6.12	1.74
11	2	98.29	8.69	8.85	2.70
12	3	129.56	3.60	2.78	1.04
13	1	73.18	5.58	7.62	3.04
14	2	101.24	7.56	7.46	2.51
15	3	131.86	3.05	2.32	1.77
16	1	68.95	4.14	6.01	1.75
17	2	96.90	2.82	3.25	0.84
18	3	145.39	2.54	1.75	1.05
19	1	57.92	3.61	4.51	1.42
20	2	85.46	5.59	6.54	3.05
21	3	144.56	2.51	1.72	1.01
CONTINUED					
22	1	77.28	3.99	5.17	1.90
23	2	103.74	6.26	6.03	2.69
24	3	144.58	2.63	1.82	1.04
25	1	57.44	2.43	4.23	1.13
26	2	77.70	4.67	6.31	2.82
27	3	145.64	2.17	1.48	1.01
28	1	52.94	3.29	6.22	1.84
29	2	80.86	5.02	6.21	2.23
30	3	137.49	3.32	2.42	0.99
31	1	59.75	7.77	6.25	3.21
32	2	86.92	6.01	6.92	3.16
33	3	155.97	2.59	1.66	1.28
34	1	58.90	3.15	5.35	1.50
35	2	76.31	4.61	6.04	1.78
36	3	123.22	1.87	1.52	1.02

ROW	COND-EXP	BAJA	INTERM	SUM-BAJ	ALTA	POT-TOT	BAS
1	1	18.9	44.2	63.2	36.8	482	1.72
2	2	17.6	62.4	79.9	20.1	755	3.98
3	3	3.5	11.0	14.4	85.6	510	0.24
4	1	7.3	41.1	48.4	51.6	1283	0.94
5	2	28.8	28.5	57.3	42.7	1472	1.34
6	3	3.7	8.9	12.6	87.4	533	0.14
7	1	29.2	42.5	71.7	28.3	595	2.53
8	2	21.4	55.7	77.1	22.9	1622	3.37
9	3	46.7	20.6	67.3	32.7	147	2.06
10	1	43.4	31.1	74.6	25.4	649	2.97
11	2	32.8	39.5	72.3	27.7	1244	2.61
12	3	31.4	36.0	67.5	32.5	108	2.07
13	1	12.7	56.9	69.6	30.5	1755	2.28
14	2	34.6	39.5	74.2	25.8	1163	2.87
15	3	20.5	38.7	58.2	41.8	270	1.39
16	1	55.2	33.4	88.6	11.4	531	7.73
17	2	29.3	58.8	88.1	11.9	211	7.43
18	3	30.3	19.5	49.8	50.2	45	0.99
19	1	19.0	27.2	46.2	53.9	261	0.86
20	2	19.0	32.6	51.6	38.4	1[illegible]	1.[illegible]
21	3	30.9	17.7	48.6	51.4	56	0.95
CONTINUED							
22	1	25.1	29.8	54.0	46.0	693	1.17
23	2	20.0	42.8	62.9	37.1	1791	1.69
24	3	35.1	19.8	54.9	45.2	132	1.21
25	1	30.0	42.1	72.1	27.9	247	2.58
26	2	10.9	12.2	23.1	76.9	541	0.32
27	3	27.4	13.5	40.9	59.1	38	0.65
[illegible]	1	26.7	35.8	62.5	37.5	773	1.67
29	2	26.2	46.7	72.9	27.1	771	2.[illegible]
30	3	33.0	28.6	61.6	38.4	79	1.61
31	1	13.0	14.7	27.7	72.3	577	0.38
32	2	14.8	43.3	58.1	41.9	1062	1.38
33	3	41.0	24.3	65.2	34.8	101	1.88
34	1	35.3	31.2	66.5	33.5	365	1.99
35	2	24.4	61.3	85.7	14.3	329	6.01
36	3	32.6	26.0	58.6	41.4	71	1.41

```
ANALYSIS OF VARIANCE ON PROMFC
SOURCE       DF        SS         MS        F        p
COND-EXP      2   32843.5    16421.8   187.10    0.000
ERROR        33    2896.4       87.8
TOTAL        35   35739.9

                                        INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                                        BASED ON POOLED STDEV
 LEVEL       N      MEAN      STDEV    ------+---------+---------+---------+
     1      12     65.91       8.13    (-*--)
     2      12     89.24       9.72            (--*-)
     3      12    138.38      10.13                                (-*--)
                                        ------+---------+---------+---------+
POOLED STDEV =      9.37                     75        100       125       150
MTB >

MTB >
ANALYSIS OF VARIANCE ON DEFC
SOURCE       DF        SS         MS        F        p
COND-EXP      2     63.37      31.69    16.03    0.000
ERROR        33     65.23       1.98
TOTAL        35    128.60

                                        INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                                        BASED ON POOLED STDEV
 LEVEL       N      MEAN      STDEV    ------+---------+---------+---------+
     1      12     3.830      0.921          (------*------)
     2      12     6.180      2.052                          (----*------)
     3      12     3.061      0.934   (----*------)
                                        ------+---------+---------+---------+
POOLED STDEV =     1.406                    3.0       4.5       6.0       7.5
MTB >
ANALYSIS OF VARIANCE ON CVFC
SOURCE       DF        SS         MS        F        p
COND-EXP      2    142.61      71.31    36.45    0.000
ERROR        33     64.56       1.96
TOTAL        35    207.18

                                        INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                                        BASED ON POOLED STDEV
 LEVEL       N      MEAN      STDEV    ---+---------+---------+---------+---
     1      12     5.783      1.026                      (---*---)
     2      12     6.897      2.080                           (---*----)
     3      12     2.229      0.701   (---*---)
                                        ---+---------+---------+---------+---
POOLED STDEV =     1.399                 2.0       4.0       6.0       8.0
MTB >

ANALYSIS OF VARIANCE ON RMSSD
SOURCE       DF        SS         MS        F        p
COND-EXP      2     4.812      2.406     3.71    0.035
ERROR        33    21.400      0.648
TOTAL        35    26.212

                                        INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                                        BASED ON POOLED STDEV
 LEVEL       N      MEAN      STDEV    ---------+---------+---------+--------
     1      12    1.9533     0.6927            (---------*---------)
     2      12    2.4633     0.6616                      (---------*----------)
     3      12    1.5708     1.0139   (---------*---------)
                                        ---------+---------+---------+--------
POOLED STDEV =    0.8053                       1.50      2.00      2.50
```

ANALYSIS OF VARIANCE ON BAJA

SOURCE	DF	SS	MS	F	p
COND-EXP	2	200	100	0.78	0.468
ERROR	33	4246	129		
TOTAL	35	4446			

LEVEL	N	MEAN	STDEV
1	12	26.32	13.70
2	12	23.32	7.29
3	12	29.09	12.05

POOLED STDEV = 11.34

```
                    INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                    BASED ON POOLED STDEV
---+---------+---------+---------+---
       (-----------*-----------)
 (-----------*-----------)
           (-----------*-----------)
---+---------+---------+---------+---
18.0      24.0      30.0      36.0
```

ANALYSIS OF VARIANCE ON INTERM

SOURCE	DF	SS	MS	F	p
COND-EXP	2	3298	1649	12.99	0.000
ERROR	33	4190	127		
TOTAL	35	7488			

LEVEL	N	MEAN	STDEV
1	12	35.75	10.64
2	12	44.53	14.25
3	12	21.31	8.03

POOLED STDEV = 11.27

```
                    INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                    BASED ON POOLED STDEV
------+---------+---------+---------+
                (------*------)
                          (------*------)
 (-----*------)
------+---------+---------+---------+
     20        30        40        50
```

MTB >

ANALYSIS OF VARIANCE ON SUM-BAJ

SOURCE	DF	SS	MS	F	p
COND-EXP	2	1903	951	3.27	0.051
ERROR	33	9598	291		
TOTAL	35	11501			

LEVEL	N	MEAN	STDEV
1	12	62.08	16.00
2	12	67.85	17.13
3	12	50.38	17.97

POOLED STDEV = 17.05

```
                    INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                    BASED ON POOLED STDEV
-------+---------+---------+---------+
           (---------*---------)
                (---------*---------)
 (---------*---------)
-------+---------+---------+---------+
      48        60        72
```

ANALYSIS OF VARIANCE ON ALTA

SOURCE	DF	SS	MS	F	p
COND-EXP	2	1903	951	3.27	0.051
ERROR	33	9598	291		
TOTAL	35	11501			

LEVEL	N	MEAN	STDEV
1	12	37.92	16.00
2	12	32.15	17.13
3	12	49.63	17.97

POOLED STDEV = 17.05

```
                    INDIVIDUAL 95 PCT CI'S FOR MEAN
                    BASED ON POOLED STDEV
--+---------+---------+---------+----
     (---------*---------)
(---------*---------)
                (---------*---------)
--+---------+---------+---------+----
 24        36        48        60
```

APÉNDICE E

Datos originales del segundo estudio formal

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Minimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
119.28	4.48	109.69	135.37	25.68	3.75	1.73	0.37

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

92.80	3.66	84.21	107.42	23.21	3.95	1.50	0.78

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

80.00	3.45	71.36	94.69	23.32	4.31	2.47	0.80

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

59.75	3.73	49.60	72.58	22.98	6.25	3.21	0.37

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.577	0.0547	56.6	56.7
Intermedia	3.153	0.0703	39.0	39.1
Baja G.	7.729	0.0547	95.5	95.7
Alta1	0.344	0.1562	4.3	4.3
Alta2	0.016	0.4062	0.2	
Alta3	0.360	0.1562	4.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.146
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 14.162
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 22.48
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 21.47

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.040	0.0547	58.5	58.9
Intermedia	1.890	0.0703	36.4	36.6
Baja G.	4.930	0.0547	94.9	95.6
Alta1	0.228	0.1562	4.4	4.4
Alta2	0.036	0.4062	0.7	
Alta3	0.264	0.1562	5.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 9.437
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 9.473
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 21.61
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 18.65

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.487	0.0547	46.2	48.0
Intermedia	1.555	0.0703	28.9	30.0
Baja G.	4.042	0.0547	75.1	78.1
Alta1	1.134	0.3750	21.1	21.9
Alta2	0.206	0.4062	3.8	
Alta3	1.340	0.3750	24.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.334
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 8.540
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 3.56
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 3.02

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.937	0.0625	10.3	13.5
Intermedia	1.672	0.0703	18.4	24.1
Baja G.	2.609	0.0625	28.8	37.6
Alta1	4.333	0.3672	47.8	62.4
Alta2	2.121	0.4141	23.4	
Alta3	6.455	0.3672	71.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 7.678
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 9.799
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 0.60
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.40
Frecuencia Respiratoria= 22.0
BAROS inter= 0.728 lpm/mmHg
BAROS inter= 12.268 ms/mmHg coher. media=0.45 (0.24 0.63)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
170.86	7.86	150.81	192.03	41.22	4.60	2.27	5.05

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

131.66	6.05	117.40	147.28	29.89	4.59	1.91	4.08

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

115.81	5.53	103.01	133.01	30.01	4.77	2.23	4.32

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

86.92	6.01	74.69	102.94	28.25	6.92	3.16	4.01

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.633	0.0625	17.7	18.2
Intermedia	10.309	0.0938	69.3	71.2
Baja G.	12.941	0.0938	86.9	89.4
Alta1	1.529	0.1562	10.3	10.6
Alta2	0.415	0.4531	2.8	
Alta3	1.944	0.1562	13.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 17.259
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.674
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.47
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 6.66

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.840	0.0625	21.5	22.1
Intermedia	9.163	0.0938	69.4	71.3
Baja G.	12.003	0.0938	90.9	93.4
Alta1	0.846	0.1641	6.4	6.6
Alta2	0.356	0.5000	2.7	
Alta3	1.203	0.1641	9.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.649
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 15.005
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 14.18
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 9.98

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.467	0.0625	20.4	21.7
Intermedia	7.917	0.0938	65.3	69.5
Baja G.	10.385	0.0938	85.7	91.2
Alta1	1.005	0.1641	8.3	8.8
Alta2	0.733	0.4453	6.0	
Alta3	1.738	0.1641	14.3	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.673
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 13.406
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 10.33
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 5.98

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.763	0.0547	10.8	12.8
Intermedia	8.023	0.0938	49.2	58.3
Baja G.	9.786	0.0938	60.0	71.1
Alta1	3.978	0.1562	24.4	28.9
Alta2	2.556	0.4375	15.7	
Alta3	6.534	0.1562	40.0	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 22.780
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 25.336
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.46
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.50
Frecuencia Respiratoria= 26.7
BAROS inter= 0.882 lpm/mmHg
BAROS inter= 6.848 ms/mmHg coher. media=0.75 (0.46 0.92)

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Mínimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  149.28          6.74          131.67  167.50      35.83        4.51     2.89     2.67
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  104.34          5.85           89.35  121.32      31.98        5.60     1.93     3.48
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   81.60          5.85           65.54  101.10      35.56        7.17     2.67     4.73
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   95.85          3.43           83.96  109.21      25.25        3.58     1.48     1.08

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja|10.035       0.0625           36.7            38.8
Intermedia|14.570       0.0703           53.3            56.3
   Baja G.|24.605       0.0625           90.1            95.1
     Alta1| 1.278       0.3594            4.7             4.9
     Alta2| 1.437       0.4844            5.3
     Alta3| 2.715       0.4844            9.9
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 32.145
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 33.582
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   19.25
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    9.06
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 9.045       0.0625           37.7            38.4
Intermedia|14.076       0.0703           58.7            59.7
   Baja G.|23.121       0.0625           96.5            98.0
     Alta1| 0.461       0.1797            1.9             2.0
     Alta2| 0.382       0.4609            1.6
     Alta3| 0.843       0.1797            3.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 27.991
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 28.373
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   50.16
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   27.42
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 8.506       0.0625           35.1            36.8
Intermedia|13.525       0.0703           55.8            58.5
   Baja G.|22.031       0.0703           90.9            95.3
     Alta1| 1.092       0.2266            4.5             4.7
     Alta2| 1.125       0.4453            4.6
     Alta3| 2.217       0.4453            9.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 27.415
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 28.540
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   20.18
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    9.94
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.536       0.0625           24.5            27.2
Intermedia| 3.630       0.0859           57.8            64.4
   Baja G.| 5.166       0.0859           82.3            91.6
     Alta1| 0.474       0.1562            7.5             8.4
     Alta2| 0.641       0.4766           10.2
     Alta3| 1.114       0.4766           17.7
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.372
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.013
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   10.91
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    4.64
                        Frecuencia Respiratoria=   40.8
                        BAROS inter=  0.499 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  2.990 ms/mmHg     coher. media=0.66 (0.47 0.85)
```

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
180.48	7.12	159.72	201.74	42.03	3.95	3.35	3.65

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

132.85	5.13	119.98	151.88	31.90	3.86	4.97	2.87

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

113.84	5.73	99.09	132.58	33.49	5.03	4.95	5.54

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

155.97	2.59	149.33	163.32	13.99	1.66	1.28	0.45

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.067	0.0625	21.6	28.0
Intermedia	6.788	0.0781	47.8	61.9
Baja G.	9.855	0.0781	69.4	89.9
Alta1	1.108	0.1719	7.8	10.1
Alta2	3.228	0.9609	22.7	
Alta3	4.336	0.9609	30.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 19.842
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 23.070
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.89
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.27

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.834	0.0625	13.4	23.6
Intermedia	5.103	0.0781	37.4	65.6
Baja G.	6.937	0.0781	50.8	89.2
Alta1	0.838	0.1562	6.1	10.8
Alta2	5.873	0.9531	43.0	
Alta3	6.711	0.9531	49.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.295
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 16.168
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.27
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.03

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.785	0.0625	11.4	24.1
Intermedia	4.418	0.0781	28.3	59.7
Baja G.	6.203	0.0781	39.8	83.8
Alta1	1.201	0.1797	7.7	16.2
Alta2	8.195	0.9609	52.5	
Alta3	9.396	0.9609	60.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.831
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.026
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 5.16
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.66

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.441	0.0625	29.3	43.5
Intermedia	0.505	0.0703	33.5	49.8
Baja G.	0.946	0.0703	62.8	93.3
Alta1	0.068	0.1562	4.5	6.7
Alta2	0.491	0.6797	32.6	
Alta3	0.559	0.6797	37.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 3.406
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 3.898
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 13.88
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.69
Frecuencia Respiratoria= 37.0
BAROS inter= 0.273 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.666 ms/mmHg coher. media=0.42 (0.05 0.72)

Archivo : REP

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
109.69	5.37	95.92	125.79	29.87 .	4.89	2.33	4.12

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

82.62	3.99	71.86	94.71	22.85	4.83	1.37	3.27

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

69.70	3.54	59.23	80.57	21.34	5.08	1.33	2.95

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

68.95	4.14	58.37	81.68	23.31	6.01	1.35	0.01

Método de (B)urg o (F)ourier: f

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.303	0.0625	34.7	36.2
Intermedia	4.559	0.0703	47.9	49.9
Baja G.	7.862	0.0703	82.6	86.1
Alta1	1.271	0.3906	13.3	13.9
Alta2	0.387	0.4062	4.1	
Alta3	1.658	0.3906	17.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 18.048
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 18.435
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 6.19
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 4.74

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.941	0.0625	38.8	39.4
Intermedia	2.612	0.0703	52.2	53.1
Baja G.	4.553	0.0703	90.9	92.5
Alta1	0.368	0.1562	7.3	7.5
Alta2	0.086	0.4062	1.7	
Alta3	0.454	0.1562	9.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.394
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 10.481
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 12.38
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 10.02

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.610	0.0625	40.8	42.3
Intermedia	1.988	0.0703	50.4	52.2
Baja G.	3.598	0.0703	91.2	94.4
Alta1	0.211	0.1562	5.4	5.6
Alta2	0.134	0.4609	3.4	
Alta3	0.346	0.1562	8.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.500
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 8.634
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 17.01
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 10.41

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.060	0.0625	48.2	50.3
Intermedia	3.393	0.0703	40.3	42.0
Baja G.	7.453	0.0625	88.4	92.3
Alta1	0.621	0.1719	7.4	7.7
Alta2	0.355	0.4062	4.2	
Alta3	0.976	0.1719	11.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 13.134
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 13.489
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 12.00
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 7.64
Frecuencia Respiratoria= 24.4
BAROS inter= 0.863 lpm/mmHg
BAROS inter= 10.836 ms/mmHg coher. media=0.67 (0.47 0.92)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
142.99	5.02	131.99	158.13	26.14	3.51	1.45	2.82

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

108.43	4.03	98.90	120.42	21.52	3.71	1.23	3.24

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

92.14	3.59	82.47	103.03	20.56	3.89	1.39	3.14

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

86.90	2.82	77.30	94.89	17.59	3.25	0.84	1.91

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.440	0.0625	20.4	20.6
Intermedia	8.963	0.0781	75.0	75.7
Baja G.	11.403	0.0781	95.5	96.4
Alta1	0.431	0.1562	3.6	3.6
Alta2	0.112	0.4844	0.9	
Alta3	0.543	0.1562	4.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.233
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 14.345
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 26.45
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 20.99

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.159	0.0625	22.4	22.6
Intermedia	7.212	0.0781	74.7	75.4
Baja G.	9.371	0.0781	97.1	98.0
Alta1	0.190	0.1562	2.0	2.0
Alta2	0.090	0.5469	0.9	
Alta3	0.279	0.1562	2.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.873
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 10.962
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 49.43
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 33.57

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.750	0.0625	21.4	22.0
Intermedia	6.048	0.0781	73.8	76.2
Baja G.	7.798	0.0781	95.2	98.2
Alta1	0.143	0.1562	1.7	1.8
Alta2	0.252	0.5781	3.1	
Alta3	0.396	0.1562	4.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.988
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 9.241
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 54.41
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 19.71

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.496	0.0625	15.6	16.2
Intermedia	2.315	0.0859	72.7	75.7
Baja G.	2.811	0.0859	88.4	91.9
Alta1	0.248	0.1562	7.8	8.1
Alta2	0.122	0.5391	3.8	
Alta3	0.371	0.1562	11.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 4.414
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 4.536
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 11.32
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 7.58
Frecuencia Respiratoria= 33.8
BAROS inter= 0.508 lpm/mmHg
BAROS inter= 4.257 ms/mmHg coher. media=0.63 (0.33 0.83)

```
 ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Mínimo- Máximo      Dif Rango     CoefVar    RMSSD    Estac.
  165.84          8.18          146.43  193.88       47.45         4.93      4.62      2.15
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  108.20          5.47           94.86  126.08       31.22         5.05      2.76      2.47
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   85.43          4.38           75.47  100.62       25.15         5.13      3.35      2.37
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
  121.33          4.24          108.99  130.41       21.42         3.50      1.64      4.06

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 8.587       0.0625           24.7            28.9
Intermedia|17.913       0.0938           51.5            60.2
   Baja G.|26.501       0.0938           76.2            89.1
     Alta1| 3.231       0.1562            9.3            10.9
     Alta2| 5.052       0.4531           14.5
     Alta3| 8.284       0.4531           23.8
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 57.150
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 62.202
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    8.20
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    3.20
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 4.971       0.0625           26.9            29.2
Intermedia|10.729       0.0938           58.1            63.1
   Baja G.|15.700       0.0938           85.0            92.3
     Alta1| 1.310       0.1562            7.1             7.7
     Alta2| 1.451       0.4531            7.9
     Alta3| 2.761       0.1562           15.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 27.155
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 28.605
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   11.98
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    5.69
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 2.889       0.0625           24.5            28.9
Intermedia| 6.254       0.0703           53.0            62.6
   Baja G.| 9.143       0.0703           77.5            91.6
     Alta1| 0.840       0.1562            7.1             8.4
     Alta2| 1.814       1.0000           15.4
     Alta3| 2.655       1.0000           22.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.570
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.385
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   10.88
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    3.44
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.180       0.0625           19.8            23.6
Intermedia| 3.134       0.0938           52.6            62.7
   Baja G.| 4.314       0.0938           72.4            86.3
     Alta1| 0.687       0.1797           11.5            13.7
     Alta2| 0.954       0.4531           16.0
     Alta3| 1.641       0.4531           27.6
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  7.876
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  8.830
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    6.28
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    2.63
                        Frecuencia Respiratoria=   40.8
                        BAROS inter=  0.418 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  1.779 ms/mmHg     coher. media=0.70 (0.44 0.94)
```

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
163.21	9.45	145.12	197.77	52.66	5.79	4.69	7.98

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

109.39	4.84	98.34	133.96	35.62	4.43	4.32	4.59

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

88.70	4.59	77.89	106.74	28.85	5.18	5.42	3.42

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

145.39	2.54	139.84	150.77	10.93	1.75	1.05	1.88

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.635	0.0625	15.6	27.3
Intermedia	5.330	0.0703	31.6	55.3
Baja G.	7.965	0.0703	47.2	82.6
Alta1	1.675	0.1875	9.9	17.4
Alta2	7.234	0.5547	42.9	
Alta3	8.908	0.5547	52.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.146
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 22.380
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 4.76
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.89

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.423	0.0625	15.3	28.7
Intermedia	2.836	0.0703	30.5	57.3
Baja G.	4.259	0.0703	45.9	86.0
Alta1	0.691	0.1875	7.4	14.0
Alta2	4.337	0.7656	46.7	
Alta3	5.029	0.7656	54.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 6.742
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.079
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 6.16
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.85

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.255	0.0625	9.9	29.0
Intermedia	2.018	0.0703	15.8	46.6
Baja G.	3.274	0.0703	25.7	75.6
Alta1	1.055	0.1953	8.3	24.4
Alta2	8.408	1.0000	66.0	
Alta3	9.463	1.0000	74.3	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 5.796
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 14.204
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 3.10
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.35

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.155	0.0625	23.2	42.4
Intermedia	0.161	0.0703	24.1	44.1
Baja G.	0.316	0.0703	47.3	86.5
Alta1	0.049	0.1953	7.4	13.5
Alta2	0.304	0.7734	45.4	
Alta3	0.353	0.7734	52.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 1.611
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 1.914
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 6.42
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.90
Frecuencia Respiratoria= 46.4
BAROS inter= 0.174 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.499 ms/mmHg coher. media=0.49 (0.25 0.75)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
116.58	6.74	101.07	139.35	38.27	5.78	4.16	1.18

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

85.69	4.39	75.95	101.90	25.95	5.12	2.20	1.16

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

72.09	3.80	64.09	86.85	22.76	5.28	1.64	1.41

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

77.28	3.99	67.42	87.84	20.42	5.17	1.90	0.66

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	5.858	0.0547	20.8	21.1
Intermedia	5.753	0.0703	20.5	20.8
Baja G.	11.611	0.0547	41.3	41.9
Alta1	16.111	0.2031	57.3	58.1
Alta2	0.390	0.4219	1.4	
Alta3	16.502	0.2031	58.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 34.963
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 35.353
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 0.72
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.70

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.976	0.0547	32.6	32.8
Intermedia	4.047	0.0703	33.2	33.4
Baja G.	8.024	0.0547	65.8	66.3
Alta1	4.084	0.2031	33.5	33.7
Alta2	0.086	0.4375	0.7	
Alta3	4.170	0.2031	34.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 16.049
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 16.135
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.96
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.92

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.514	0.0547	39.6	40.1
Intermedia	3.647	0.0703	41.1	41.7
Baja G.	7.162	0.0547	80.7	81.8
Alta1	1.592	0.1953	17.9	18.2
Alta2	0.118	0.4375	1.3	
Alta3	1.710	0.1953	19.3	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.131
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 12.249
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 4.50
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 4.19

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.375	0.0625	22.1	22.8
Intermedia	3.322	0.0703	30.9	31.9
Baja G.	5.697	0.0625	53.0	54.8
Alta1	4.706	0.2031	43.8	45.2
Alta2	0.346	0.8750	3.2	
Alta3	5.052	0.2031	47.0	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.678
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 13.025
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.21
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.13
Frecuencia Respiratoria= 12.2
BAROS inter= 0.760 lpm/mmHg
BAROS inter= 7.800 ms/mmHg coher. media=0.68 (0.18 0.90)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
187.03	9.57	149.01	213.20	64.20 .	5.12	4.26	2.71

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

126.93	6.65	107.82	144.50	36.68	5.24	2.35	1.81

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

103.51	5.41	90.28	119.97	29.68	5.22	2.04	1.51

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

103.74	6.26	81.85	116.98	35.13	6.03	2.69	2.05

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	14.327	0.0625	22.8	23.4
Intermedia	29.009	0.0703	46.1	47.4
Baja G.	43.336	0.0625	68.8	70.8
Alta1	17.898	0.2109	28.4	29.2
Alta2	1.733	0.4219	2.8	
Alta3	19.631	0.2109	31.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 83.793
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 85.525
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.42
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.21

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	9.340	0.0625	29.0	29.2
Intermedia	18.491	0.0859	57.3	57.8
Baja G.	27.832	0.0859	86.3	87.1
Alta1	4.139	0.2109	12.8	12.9
Alta2	0.291	0.4219	0.9	
Alta3	4.430	0.2109	13.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 42.626
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 42.917
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 6.72
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 6.28

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	6.097	0.0625	27.7	28.1
Intermedia	13.098	0.0859	59.5	60.3
Baja G.	19.194	0.0859	87.1	88.3
Alta1	2.540	0.2109	11.5	11.7
Alta2	0.291	0.4453	1.3	
Alta3	2.831	0.2109	12.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 28.210
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 28.502
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.56
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 6.78

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.611	0.0625	12.8	13.1
Intermedia	13.826	0.0859	49.1	50.1
Baja G.	17.437	0.0859	61.9	63.1
Alta1	10.183	0.2109	36.1	36.9
Alta2	0.550	0.4609	2.0	
Alta3	10.733	0.2109	38.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 35.503
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 36.053
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.71
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.62
Frecuencia Respiratoria= 13.1
BAROS inter= 0.690 lpm/mmHg
BAROS inter= 4.119 ms/mmHg coher. media=0.65 (0.35 0.84)

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Minimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  137.91          4.99          124.99  153.27      28.29        3.62     2.49    2.30
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  107:25          4.31           96.45  121.56      25.10        4.02     1.65    1.66
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   88.66          3.87           79.79  101.15      21.36        4.37     2.14    1.40
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   91.64          3.36           83.24  100.83      17.59        3.66     1.21    1.30

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 5.307       0.0547           37.3            41.2
Intermedia| 6.862       0.0703           48.2            53.2
   Baja G.|12.169       0.0547           85.5            94.4
     Alta1| 0.720       0.2031            5.1             5.6
     Alta2| 1.339       0.4375            9.4
     Alta3| 2.059       0.4375           14.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 19.538
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 20.876
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   16.89
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    5.91
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 4.985       0.0547           42.5            44.6
Intermedia| 5.892       0.0703           50.2            52.7
   Baja G.|10.878       0.0547           92.8            97.3
     Alta1| 0.303       0.1719            2.6             2.7
     Alta2| 0.546       0.4375            4.7
     Alta3| 0.850       0.4375            7.2
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.511
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 16.058
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   35.85
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   12.80
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 3.887       0.0547           40.1            44.0
Intermedia| 4.394       0.0703           45.4            49.8
   Baja G.| 8.281       0.0547           85.5            93.8
     Alta1| 0.548       0.1797            5.7             6.2
     Alta2| 0.854       0.5938            8.8
     Alta3| 1.402       0.1797           14.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 11.981
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 12.835
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   15.10
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    5.91
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.649       0.0547           38.4            42.7
Intermedia| 1.908       0.0859           44.5            49.5
   Baja G.| 3.557       0.0547           82.9            92.2
     Alta1| 0.300       0.1562            7.0             7.8
     Alta2| 0.434       0.4531           10.1
     Alta3| 0.734       0.4531           17.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  8.038
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  8.472
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   11.86
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    4.85
                        Frecuencia Respiratoria=   40.8
                        BAROS inter=  0.527 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  3.844 ms/mmHg     coher. media=0.58 (0.26 0.75)
```

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
160.42	9.72	137.52	188.70	51.18	6.06	4.16	6.77

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

108.80	6.82	92.38	129.98	37.60	6.27	6.13	5.40

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

84.68	5.81	69.59	101.34	31.75	6.86	4.38	5.30

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

144.58	2.63	136.57	151.55	14.98	1.82	1.04	1.79

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	9.773	0.0547	35.0	43.4
Intermedia	6.529	0.0703	23.4	29.0
Baja G.	16.302	0.0547	58.4	72.3
Alta1	6.234	0.3359	22.3	27.7
Alta2	5.380	0.5234	19.3	
Alta3	11.615	0.3359	41.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 47.233
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 52.613
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.61
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.40

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.860	0.0547	24.3	39.9
Intermedia	3.441	0.0703	17.2	28.3
Baja G.	8.301	0.0547	41.5	68.2
Alta1	3.875	0.3359	19.4	31.8
Alta2	7.839	1.0000	39.2	
Alta3	11.714	1.0000	58.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 23.912
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 31.752
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.14
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.71

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.602	0.0547	20.2	29.3
Intermedia	2.929	0.0859	16.4	23.8
Baja G.	6.531	0.0547	36.6	53.1
Alta1	5.763	0.3359	32.3	46.9
Alta2	5.544	1.0000	31.1	
Alta3	11.307	0.3359	63.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 20.182
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 25.726
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.13
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.58

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.446	0.0547	24.6	25.7
Intermedia	0.435	0.0938	23.9	25.0
Baja G.	0.880	0.0547	48.5	50.7
Alta1	0.857	0.3359	47.2	49.3
Alta2	0.079	0.6641	4.3	
Alta3	0.935	0.3359	51.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 4.018
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 4.096
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.03
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.94
Frecuencia Respiratoria= 20.2
BAROS inter= 0.258 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.741 ms/mmHg coher. media=0.39 (0.07 0.77)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
126.05	4.48	114.39	136.96	22.57	3.56	2.41	0.98

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

93.89	3.24	86.26	103.48	17.22	3.45	1.76	0.61

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

77.09	2.94	71.15	86.66	15.51	3.81	1.98	0.25

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

52.94	3.29	46.39	64.64	18.26	6.22	1.84	1.71

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.994	0.0547	28.7	29.2
Intermedia	3.742	0.0781	53.9	54.8
Baja G.	5.736	0.0547	82.6	83.9
Alta1	1.097	0.1562	15.8	16.1
Alta2	0.111	0.4062	1.6	
Alta3	1.208	0.1562	17.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.037
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 15.148
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 5.23
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 4.75

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.228	0.0547	30.7	31.4
Intermedia	2.174	0.0781	54.4	55.6
Baja G.	3.401	0.0547	85.2	86.9
Alta1	0.511	0.3984	12.8	13.1
Alta2	0.080	0.4062	2.0	
Alta3	0.592	0.3984	14.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.914
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 8.995
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 6.65
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 5.75

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.059	0.0547	27.2	28.2
Intermedia	2.051	0.0781	52.6	54.5
Baja G.	3.111	0.0781	79.8	82.7
Alta1	0.651	0.3984	16.7	17.3
Alta2	0.134	0.4062	3.4	
Alta3	0.786	0.3984	20.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 7.630
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 7.764
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 4.77
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 3.96

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.942	0.0625	15.9	18.1
Intermedia	2.742	0.0781	46.3	52.6
Baja G.	3.684	0.0781	62.2	70.7
Alta1	1.530	0.3203	25.8	29.3
Alta2	0.705	0.4062	11.9	
Alta3	2.235	0.3203	37.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.020
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 8.725
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.41
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.65
Frecuencia Respiratoria= 23.4
BAROS inter= 0.856 lpm/mmHg
BAROS inter= 18.398 ms/mmHg coher. media=0.66 (0.50 0.80)

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Mínimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  165.10          4.98          155.05  181.05      26.01 ·      3.02    2.69     2.53
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  124.07          4.25          115.22  137.75      22.53        3.42    1.83     2.43
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
  103.22          3.89           94.26  113.71      19.46        3.77    1.92     2.45
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   80.86          5.02           61.76   92.84      31.08        6.21    2.28     5.83

Método de (B)urg o (F)ourier: F
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 3.364       0.0625           22.2            23.1
Intermedia| 9.275       0.0859           61.2            63.7
   Baja G.|12.638       0.0859           83.4            86.8
     Alta1| 1.914       0.3438           12.6            13.2
     Alta2| 0.597       0.4062            3.9
     Alta3| 2.511       0.3438           16.6
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 16.825
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.423
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    6.60
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    5.03
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 3.123       0.0625           27.9            28.5
Intermedia| 7.202       0.0781           64.2            65.7
   Baja G.|10.324       0.0781           92.1            94.2
     Alta1| 0.631       0.1562            5.6             5.8
     Alta2| 0.256       0.4062            2.3
     Alta3| 0.888       0.1562            7.9
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.766
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 13.022
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   16.36
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   11.63
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 2.705       0.0625           27.6            28.6
Intermedia| 6.063       0.0859           61.8            64.1
   Baja G.| 8.767       0.0859           89.4            92.7
     Alta1| 0.686       0.1562            7.0             7.3
     Alta2| 0.358       0.4062            3.6
     Alta3| 1.043       0.1562           10.6
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.953
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.311
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   12.79
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    8.40
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 2.093       0.0547           16.6            18.0
Intermedia| 7.260       0.0938           57.6            62.4
   Baja G.| 9.353       0.0938           74.2            80.4
     Alta1| 2.281       0.3438           18.1            19.6
     Alta2| 0.968       0.4062            7.7
     Alta3| 3.249       0.3438           25.8
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.841
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 15.810
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    4.10
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    2.88
                        Frecuencia Respiratoria=   20.6
                        BAROS inter=  0.885 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  9.157 ms/mmHg     coher. media=0.66 (0.35 0.83)
```

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
154.30	11.18	131.48	191.14	59.66	7.24	3.04	3.27

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

110.07	7.59	95.93	137.90	41.97	6.90	2.02	2.48

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

90.69	6.18	78.66	113.55	34.89	6.81	2.71	2.20

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

116.86	3.11	92.06	123.14	31.08	2.66	1.32	0.12

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	10.657	0.0625	29.4	30.7
Intermedia	21.604	0.0781	59.5	62.2
Baja G.	32.261	0.0781	88.9	92.9
Alta1	2.477	0.1641	6.8	7.1
Alta2	1.570	0.4922	4.3	
Alta3	4.047	0.1641	11.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 61.935
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 63.506
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 13.03
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 7.97

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	7.654	0.0625	24.1	24.5
Intermedia	22.424	0.0781	70.7	71.8
Baja G.	30.078	0.0781	94.8	96.3
Alta1	1.164	0.1641	3.7	3.7
Alta2	0.486	0.5000	1.5	
Alta3	1.649	0.1641	5.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 41.191
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 41.677
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 25.85
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 18.24

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	5.773	0.0625	23.4	24.6
Intermedia	16.557	0.0781	67.2	70.6
Baja G.	22.330	0.0781	90.6	95.2
Alta1	1.129	0.1641	4.6	4.8
Alta2	1.195	0.5000	4.8	
Alta3	2.325	0.1641	9.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 28.790
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 29.986
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 19.77
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 9.61

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.733	0.0625	11.3	12.0
Intermedia	4.487	0.0859	69.1	73.7
Baja G.	5.220	0.0859	80.4	85.8
Alta1	0.864	0.1641	13.3	14.2
Alta2	0.410	0.5000	6.3	
Alta3	1.274	0.1641	19.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.096
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 8.505
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 6.04
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 4.10
Frecuencia Respiratoria= 40.8
BAROS inter= 0.456 lpm/mmHg
BAROS inter= 2.237 ms/mmHg coher. media=0.57 (0.28 0.83)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
183.00	12.17	157.84	213.10	55.26 .	6.65	4.21	7.73

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

128.55	6.94	113.00	146.39	33.39	5.39	3.95	5.55

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

104.20	6.11	90.45	123.62	33.17	5.86	4.43	5.74

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

137.49	3.32	131.24	144.95	13.71	2.42	0.99	3.84

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	8.330	0.0547	30.9	41.0
Intermedia	8.615	0.0703	32.0	42.4
Baja G.	16.945	0.0547	62.9	83.3
Alta1	3.388	0.3125	12.6	16.7
Alta2	6.618	0.5078	24.6	
Alta3	10.007	0.5078	37.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 42.186
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 48.804
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 5.00
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.69

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.290	0.0547	30.5	47.4
Intermedia	3.843	0.0703	27.3	42.5
Baja G.	8.133	0.0547	57.8	89.8
Alta1	0.920	0.3828	6.5	10.2
Alta2	5.006	0.5000	35.6	
Alta3	5.926	0.5000	42.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.383
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 20.390
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.84
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.37

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.161	0.0547	20.6	32.3
Intermedia	2.699	0.0703	17.6	27.6
Baja G.	5.860	0.0547	38.2	59.9
Alta1	3.916	0.3203	25.5	40.1
Alta2	5.569	1.0000	36.3	
Alta3	9.485	0.3203	61.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.205
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 19.774
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.50
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.62

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.297	0.0625	23.8	35.1
Intermedia	0.476	0.0703	38.2	56.3
Baja G.	0.773	0.0703	62.0	91.3
Alta1	0.073	0.1562	5.9	8.7
Alta2	0.400	0.5078	32.1	
Alta3	0.473	0.5078	38.0	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 1.186
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 1.585
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 10.53
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.63
Frecuencia Respiratoria= 30.0
BAROS inter= 0.235 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.743 ms/mmHg coher. media=0.42 (0.09 0.57)

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Mínimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  130.89          4.14          118.30  139.16      20.85        3.16     2.79     2.25
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
   97.69          3.15           88.66  104.36      15.71        3.23     1.58     2.80
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   81.83          2.73           74.74   87.39      12.64        3.34     1.02     3.20
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   57.92          2.61           52.10   67.53      15.43        4.51     1.42     3.45

Método de (B)urg o (F)ourier: F
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 2.191       0.0547           26.0            26.3
Intermedia| 2.228       0.0703           26.5            26.8
   Baja G.| 4.419       0.0547           52.5            53.1
     Alta1| 3.906       0.2344           46.4            46.9
     Alta2| 0.088       0.4297            1.0
     Alta3| 3.995       0.2344           47.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.291
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 12.380
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    1.13
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    1.11
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.936       0.0547           42.7            43.1
Intermedia| 1.595       0.0703           35.2            35.5
   Baja G.| 3.531       0.0547           77.9            78.5
     Alta1| 0.965       0.2344           21.3            21.5
     Alta2| 0.038       0.4297            0.8
     Alta3| 1.003       0.2344           22.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  6.595
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  6.633
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    3.66
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    3.52
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.573       0.0547           51.9            52.4
Intermedia| 1.267       0.0703           41.8            42.2
   Baja G.| 2.840       0.0547           93.7            94.6
     Alta1| 0.162       0.2344            5.3             5.4
     Alta2| 0.028       0.4766            0.9
     Alta3| 0.189       0.2344            6.3
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  4.538
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  4.566
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   17.56
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   14.99
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 0.568       0.0625           14.0            14.9
Intermedia| 1.388       0.0781           34.2            36.4
   Baja G.| 1.956       0.0781           48.2            51.4
     Alta1| 1.853       0.2344           45.7            48.6
     Alta2| 0.248       0.8281            6.1
     Alta3| 2.101       0.2344           51.8
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  4.643
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  4.891
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    1.06
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    0.93
                        Frecuencia Respiratoria=   14.1
                        BAROS inter=  0.789 lpm/mmHg
                        BAROS inter= 14.448 ms/mmHg     coher. media=0.57 (0.10 0.78)
»
```

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Mínimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  183.91          5.77          161.30  200.91      39.61        3.14     2.87    1.31
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  139.00          4.43          124.81  150.51      25.70        3.19     1.99    0.52
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
  114.59          3.61          104.11  124.34      20.24        3.15     1.57    0.99
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   85.46          5.59           66.20   96.22      30.02        6.54     3.05    6.51

Método de (B)urg o (F)ourier: F
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 6.142       0.0625           31.5            32.1
Intermedia| 9.851       0.0703           50.5            51.4
   Baja G.|15.993       0.0703           81.9            83.5
     Alta1| 3.161       0.3750           16.2            16.5
     Alta2| 0.372       0.4141            1.9
     Alta3| 3.533       0.3750           18.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 24.130
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 24.502
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    5.06
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    4.53
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 6.009       0.0625           35.1            35.5
Intermedia| 9.825       0.0703           57.3            58.1
   Baja G.|15.834       0.0703           92.4            93.6
     Alta1| 1.088       0.2891            6.3             6.4
     Alta2| 0.210       0.4141            1.2
     Alta3| 1.298       0.2891            7.6
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 20.627
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 20.838
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   14.56
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   12.20
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 4.129       0.0625           34.9            35.4
Intermedia| 7.039       0.0703           59.6            60.4
   Baja G.|11.168       0.0703           94.5            95.9
     Alta1| 0.480       0.1562            4.1             4.1
     Alta2| 0.166       0.4531            1.4
     Alta3| 0.646       0.1562            5.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 13.881
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 14.047
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   23.27
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   17.29
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.753       0.0625           10.0            10.9
Intermedia| 8.839       0.0781           50.6            55.1
   Baja G.|10.592       0.0781           60.7            66.0
     Alta1| 5.450       0.3516           31.2            34.0
     Alta2| 1.421       0.4141            8.1
     Alta3| 6.871       0.3516           39.3
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 19.394
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 20.815
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    1.94
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    1.54
                        Frecuencia Respiratoria=   21.1
                        BAROS inter=  0.947 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  7.649 ms/mmHg     coher. media=0.69 (0.60 0.77)
»
```

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Mínimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  138.03          6.71          125.17  160.76      35.59        4.86     2.42     1.11
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
   98.55          4.49           89.00  113.70      24.70        4.56     1.52     0.21
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   78.11          3.93           68.68   91.95      23.27        5.03     1.82     0.15
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   92.26          3.28           79.18   99.44      20.26        3.55     1.59     3.43

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 2.619       0.0547           14.9            15.6
Intermedia|12.829       0.0938           73.1            76.5
   Baja G.|15.447       0.0938           88.0            92.1
     Alta1| 1.326       0.1562            7.6             7.9
     Alta2| 0.776       0.5078            4.4
     Alta3| 2.102       0.1562           12.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 34.885
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 35.661
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   11.65
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    7.35
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.353       0.0625           11.2            11.3
Intermedia|10.091       0.0938           83.5            84.4
   Baja G.|11.444       0.0938           94.7            95.7
     Alta1| 0.514       0.1562            4.3             4.3
     Alta2| 0.124       0.5078            1.0
     Alta3| 0.638       0.1562            5.3
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 18.634
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 18.758
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   22.26
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   17.93
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.088       0.0625           10.5            10.9
Intermedia| 8.358       0.0938           80.3            83.4
   Baja G.| 9.447       0.0938           90.8            94.3
     Alta1| 0.573       0.1562            5.5             5.7
     Alta2| 0.388       0.5078            3.7
     Alta3| 0.961       0.1562            9.2
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.466
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 14.853
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   16.48
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    9.83
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 0.593       0.0625           10.5            12.1
Intermedia| 3.934       0.0938           69.5            80.5
   Baja G.| 4.527       0.0938           79.9            92.7
     Alta1| 0.357       0.1562            6.3             7.3
     Alta2| 0.778       0.5078           13.7
     Alta3| 1.136       0.5078           20.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  6.122
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  6.900
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   12.67
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    3.39
                         Frecuencia Respiratoria=   40.8
                         BAROS inter=  0.554 lpm/mmHg
                         BAROS inter=  4.103 ms/mmHg     coher. media=0.65 (0.22 0.89)
»
```

Archivo : BIC

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
203.19	6.85	181.99	223.59	41.60	3.37	4.93	3.01

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

143.74	5.84	129.35	160.76	31.41	4.06	6.00	3.69

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

115.64	5.37	101.42	133.71	32.29	4.65	4.94	3.68

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

146.56	2.51	140.51	151.83	11.32	1.72	1.01	2.85

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	5.863	0.0547	22.2	46.3
Intermedia	5.383	0.0703	20.4	42.5
Baja G.	11.246	0.0547	42.6	88.7
Alta1	1.426	0.1797	5.4	11.3
Alta2	13.706	0.5078	52.0	
Alta3	15.131	0.5078	57.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 22.324
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 36.030
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.89
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.74

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.916	0.0547	22.2	44.9
Intermedia	3.783	0.0703	21.4	43.4
Baja G.	7.699	0.0547	43.6	88.3
Alta1	1.023	0.3281	5.8	11.7
Alta2	8.953	0.9219	50.7	
Alta3	9.976	0.9219	56.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 13.861
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 22.814
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.52
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.77

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.770	0.0547	14.3	34.8
Intermedia	3.000	0.0703	15.5	37.7
Baja G.	5.770	0.0547	29.8	72.5
Alta1	2.185	0.3047	11.3	27.5
Alta2	11.390	0.4609	58.9	
Alta3	13.576	0.4609	70.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 11.351
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 22.741
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.64
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.43

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.193	0.0547	23.0	40.6
Intermedia	0.208	0.0781	24.8	43.8
Baja G.	0.401	0.0547	47.8	84.5
Alta1	0.074	0.1562	8.8	15.5
Alta2	0.364	0.6016	43.4	
Alta3	0.438	0.6016	52.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 0.804
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 1.168
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 5.43
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.92
Frecuencia Respiratoria= ~~59.5~~ 36 x
BAROS inter= 0.197 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.552 ms/mmHg coher. media=0.29 (0.03 0.47)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
126.98	6.20	111.97	142.62	30.65	4.88	2.94	2.78

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

94.73	4.92	85.02	108.09	23.06	5.20	2.16	2.87

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

77.50	4.32	68.63	89.91	21.28	5.57	1.76	2.53

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

58.90	3.15	52.32	71.36	19.04	5.35	1.50	2.85

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.400	0.0547	37.7	38.0
Intermedia	3.552	0.0703	30.4	30.6
Baja G.	7.952	0.0547	68.1	68.6
Alta1	3.639	0.2422	31.2	31.4
Alta2	0.083	0.4297	0.7	
Alta3	3.722	0.2422	31.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 26.990
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 27.073
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.19
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.14

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.789	0.0547	45.6	46.1
Intermedia	3.010	0.0703	36.2	36.6
Baja G.	6.798	0.0547	81.8	82.8
Alta1	1.417	0.2422	17.0	17.2
Alta2	0.097	0.4297	1.2	
Alta3	1.514	0.2422	18.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.418
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 15.514
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 4.80
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 4.49

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.344	0.0547	50.9	52.1
Intermedia	2.671	0.0703	40.7	41.6
Baja G.	6.015	0.0547	91.6	93.7
Alta1	0.401	0.1641	6.1	6.3
Alta2	0.147	0.4219	2.2	
Alta3	0.549	0.1641	8.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 11.754
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.901
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 14.99
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 10.96

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.934	0.0625	34.2	36.8
Intermedia	1.873	0.0703	33.1	35.7
Baja G.	3.807	0.0625	67.3	72.5
Alta1	1.443	0.2188	25.5	27.5
Alta2	0.409	0.7656	7.2	
Alta3	1.852	0.2188	32.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 7.199
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 7.608
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.64
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.06
Frecuencia Respiratoria= 15.0
BAROS inter= 0.726 lpm/mmHg
BAROS inter= 12.394 ms/mmHg coher. media=0.78 (0.71 0.86)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
173.56	8.61	149.76	193.64	43.88	4.96	2.76	5.57

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

133.12	7.27	113.81	148.73	34.92	5.46	2.32	5.23

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

108.69	6.06	92.59	121.87	29.28	5.58	2.18	4.34

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

76.31	4.61	64.31	92.61	28.30	6.04	1.78	0.51

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.272	0.0625	15.5	15.6
Intermedia	21.632	0.0859	78.5	78.8
Baja G.	25.904	0.0859	94.0	94.4
Alta1	1.544	0.3359	5.6	5.6
Alta2	0.122	0.4062	0.4	
Alta3	1.666	0.3359	6.0	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 33.451
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 33.573
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 16.78
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 15.55

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.512	0.0625	15.0	15.0
Intermedia	19.284	0.0859	82.2	82.6
Baja G.	22.796	0.0859	97.2	97.6
Alta1	0.552	0.1562	2.4	2.4
Alta2	0.114	0.4062	0.5	
Alta3	0.665	0.1562	2.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 27.138
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 27.252
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 41.33
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 34.26

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.837	0.0625	15.0	15.2
Intermedia	15.410	0.0859	81.5	82.3
Baja G.	18.247	0.0859	96.5	97.5
Alta1	0.472	0.1562	2.5	2.5
Alta2	0.182	0.4219	1.0	
Alta3	0.654	0.1562	3.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 21.712
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 21.893
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 38.63
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 27.90

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.191	0.0625	10.3	10.7
Intermedia	8.562	0.0859	74.0	77.0
Baja G.	9.753	0.0859	84.3	87.7
Alta1	1.362	0.1797	11.8	12.3
Alta2	0.461	0.4062	4.0	
Alta3	1.822	0.1797	15.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.183
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 14.644
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.16
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 5.35
Frecuencia Respiratoria= 21.6
BAROS inter= 0.629 lpm/mmHg
BAROS inter= 6.412 ms/mmHg coher. media=0.71 (0.27 0.92)

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Mínimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  166.47          9.41          143.34  196.75      53.41        5.65     3.59     4.26
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  116.43          6.24          103.32  135.39      32.07        5.36     2.16     2.59
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   94.29          5.42           82.93  109.55      26.62        5.74     2.59     2.01
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   88.69          4.62           75.13   99.66      24.53        5.20     2.65     0.58

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja|12.308       0.0625           28.9            30.0
Intermedia|27.094       0.0938           63.6            66.0
   Baja G.|39.402       0.0938           92.5            96.0
     Alta1| 1.629       0.1562            3.8             4.0
     Alta2| 1.565       0.4375            3.7
     Alta3| 3.194       0.1562            7.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 65.765
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 67.330
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   24.18
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   12.34
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 7.012       0.0625           27.3            27.7
Intermedia|17.582       0.0938           68.5            69.4
   Baja G.|24.594       0.0938           95.8            97.1
     Alta1| 0.732       0.1562            2.9             2.9
     Alta2| 0.337       0.4375            1.3
     Alta3| 1.070       0.1562            4.2
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 37.218
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 37.556
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   33.59
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   22.99
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 5.321       0.0625           25.2            26.5
Intermedia|13.984       0.0938           66.3            69.7
   Baja G.|19.305       0.0938           91.5            96.2
     Alta1| 0.761       0.1562            3.6             3.8
     Alta2| 1.028       0.4531            4.9
     Alta3| 1.789       0.1562            8.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 28.510
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 29.538
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   25.36
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   10.79
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.917       0.0625           14.1            17.7
Intermedia| 8.092       0.1016           59.5            74.9
   Baja G.|10.009       0.1016           73.5            92.6
     Alta1| 0.799       0.1641            5.9             7.4
     Alta2| 2.802       0.4766           20.6
     Alta3| 3.601       0.4766           26.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 16.344
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 19.146
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   12.53
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    2.78
                        Frecuencia Respiratoria=   40.8
                        BAROS inter=  0.547 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  4.361 ms/mmHg     coher. media=0.83 (0.66 0.96)
»
```

Archivo : BIC

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
171.19	10.16	145.57	192.75	47.18	5.93	3.15	9.24

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

121.99	7.07	104.89	139.12	34.22	5.79	2.55	8.65

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

95.50	5.94	81.08	111.43	30.35	6.22	3.06	8.03

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

123.22	1.87	118.81	128.08	9.27	1.52	1.02	0.62

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.839	0.0625	26.9	32.4
Intermedia	8.308	0.0703	46.1	55.6
Baja G.	13.147	0.0625	73.0	88.0
Alta1	1.800	0.1562	10.0	12.0
Alta2	3.070	0.4609	17.0	
Alta3	4.870	0.4609	27.0	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 26.869
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 29.939
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.31
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.70

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.993	0.0625	32.4	40.4
Intermedia	5.169	0.0703	42.0	52.3
Baja G.	9.162	0.0703	74.4	92.7
Alta1	0.721	0.4062	5.9	7.3
Alta2	2.423	0.4609	19.7	
Alta3	3.145	0.4609	25.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.071
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.494
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 12.70
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.91

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.536	0.0625	23.9	29.2
Intermedia	7.051	0.0781	47.6	58.3
Baja G.	10.587	0.0781	71.5	87.5
Alta1	1.506	0.1562	10.2	12.5
Alta2	2.721	0.4609	18.4	
Alta3	4.227	0.4609	28.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.367
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 18.088
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.03
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.50

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.302	0.0547	26.6	39.4
Intermedia	0.372	0.0703	32.8	48.5
Baja G.	0.674	0.0547	59.4	87.9
Alta1	0.093	0.3984	8.2	12.1
Alta2	0.367	0.4609	32.4	
Alta3	0.460	0.4609	40.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 1.650
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 2.017
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.25
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.46
Frecuencia Respiratoria= 27.7
BAROS inter= 0.212 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.837 ms/mmHg coher. media=0.62 (0.42 0.84)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
152.89	6.17	135.29	168.38	33.09	4.03	3.26	1.33

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

111.77	4.74	99.16	123.74	24.58	4.25	1.74	0.33

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

97.40	4.26	85.91	107.73	21.82	4.37	1.27	0.73

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

75.49	1.20	73.08	78.57	5.49	1.58	0.34	1.88

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.585	0.0547	32.7	33.8
Intermedia	1.548	0.0703	14.1	14.6
Baja G.	5.133	0.0547	46.8	48.4
Alta1	5.479	0.2656	50.0	51.6
Alta2	0.354	0.4219	3.2	
Alta3	5.833	0.2656	53.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 21.630
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 21.984
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 0.94
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.88

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.332	0.0547	58.4	58.9
Intermedia	1.517	0.0703	20.5	20.6
Baja G.	5.849	0.0547	78.9	79.6
Alta1	1.501	0.2578	20.2	20.4
Alta2	0.066	0.4062	0.9	
Alta3	1.566	0.2578	21.1	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 16.938
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.004
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 3.90
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 3.73

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.641	0.0547	66.5	67.3
Intermedia	1.304	0.0703	23.8	24.1
Baja G.	4.945	0.0547	90.4	91.4
Alta1	0.463	0.2578	8.5	8.6
Alta2	0.065	0.4531	1.2	
Alta3	0.528	0.2578	9.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 13.632
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 13.697
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 10.68
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 9.37

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.073	0.0625	35.4	39.0
Intermedia	0.047	0.0703	22.7	25.0
Baja G.	0.119	0.0625	58.1	64.0
Alta1	0.067	0.2656	32.6	36.0
Alta2	0.019	1.0000	9.3	
Alta3	0.086	0.2656	41.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 0.401
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 0.420
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.78
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.39
Frecuencia Respiratoria= 16.4
BAROS inter= 0.173 lpm/mmHg
BAROS inter= 1.854 ms/mmHg coher. media=0.58 (0.34 0.82)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
199.26	9.26	172.49	218.73	46.24	4.64	3.24	6.16

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

143.13	6.78	124.36	158.34	33.98	4.74	2.03	5.86

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

121.59	5.36	106.92	133.90	26.97	4.41	1.50	5.16

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

86.85	7.75	75.52	106.60	31.08	8.93	2.29	13.16

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.710	0.0625	18.0	18.7
Intermedia	6.995	0.0781	46.4	48.4
Baja G.	9.705	0.0781	64.3	67.1
Alta1	4.751	0.3359	31.5	32.9
Alta2	0.631	0.4062	4.2	
Alta3	5.382	0.3359	35.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 20.456
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 21.087
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.04
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.80

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.318	0.0625	25.4	25.7
Intermedia	8.087	0.0703	62.0	62.8
Baja G.	11.405	0.0703	87.4	88.5
Alta1	1.480	0.3359	11.3	11.5
Alta2	0.162	0.4141	1.2	
Alta3	1.642	0.3359	12.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 16.410
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 16.572
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.70
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 6.95

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.596	0.0625	27.0	27.4
Intermedia	6.309	0.0703	65.7	66.7
Baja G.	8.904	0.0703	92.7	94.1
Alta1	0.555	0.1562	5.8	5.9
Alta2	0.144	0.6250	1.5	
Alta3	0.698	0.1562	7.3	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 11.794
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.938
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 16.06
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 12.75

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.182	0.0547	13.2	14.4
Intermedia	2.673	0.1016	29.9	32.5
Baja G.	3.855	0.1016	43.1	46.9
Alta1	4.360	0.3125	48.8	53.1
Alta2	0.722	0.4062	8.1	
Alta3	5.082	0.3125	56.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.543
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 16.264
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 0.88
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.76
Frecuencia Respiratoria= 20.2
BAROS inter= 0.618 lpm/mmHg
BAROS inter= 4.812 ms/mmHg coher. media=0.57 (0.09 0.86)

Archivo : D30

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
108.25	5.46	81.88	119.32	37.44	5.04	2.47	1.15

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

84.69	4.37	65.05	94.75	29.70	5.16	1.91	2.23

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

70.99	3.95	54.88	81.88	27.00	5.56	2.96	2.47

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

102.05	3.56	91.45	114.76	23.31	3.49	1.57	0.58

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	5.389	0.0625	32.7	35.3
Intermedia	8.403	0.0781	51.0	55.1
Baja G.	13.792	0.0781	83.6	90.4
Alta1	1.463	0.1719	8.9	9.6
Alta2	1.235	0.5000	7.5	
Alta3	2.698	0.1719	16.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 27.616
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 28.851
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 9.42
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 5.11

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.434	0.0625	29.8	32.2
Intermedia	6.791	0.0781	58.9	63.6
Baja G.	10.225	0.0781	88.6	95.8
Alta1	0.451	0.1562	3.9	4.2
Alta2	0.862	0.5000	7.5	
Alta3	1.313	0.5000	11.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 16.689
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.551
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 22.68
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 7.79

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.896	0.0625	17.8	22.5
Intermedia	5.153	0.0859	48.4	61.2
Baja G.	7.048	0.0859	66.2	83.7
Alta1	1.370	0.1953	12.9	16.3
Alta2	2.235	0.5000	21.0	
Alta3	3.605	0.5000	33.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 11.912
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 14.147
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 5.14
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.95

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.038	0.0625	12.0	12.7
Intermedia	5.864	0.0859	67.7	71.9
Baja G.	6.902	0.0859	79.6	84.6
Alta1	1.259	0.1562	14.5	15.4
Alta2	0.505	0.5000	5.8	
Alta3	1.764	0.1562	20.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 11.759
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 12.264
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 5.48
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 3.91
Frecuencia Respiratoria= 40.8
BAROS inter= 0.835 lpm/mmHg
BAROS inter= 5.050 ms/mmHg coher. media=0.50 (0.16 0.73)

»

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
189.66	11.41	164.49	227.13	62.64	6.01	3.89	5.09

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

135.49	7.94	118.38	162.91	44.53	5.86	4.82	4.75

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

112.96	6.97	99.73	135.08	35.35	6.17	2.69	5.69

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

150.09	3.51	140.45	158.27	17.81	2.34	1.52	2.35

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	6.674	0.0547	20.7	23.3
Intermedia	10.949	0.0781	33.9	38.2
Baja G.	17.624	0.0781	54.6	61.5
Alta1	11.053	0.2891	34.2	38.5
Alta2	3.629	0.5625	11.2	
Alta3	14.682	0.2891	45.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 53.693
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 57.323
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.59
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.20

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.110	0.0625	19.5	26.2
Intermedia	7.045	0.0781	33.3	44.9
Baja G.	11.155	0.0781	52.8	71.1
Alta1	4.538	0.2969	21.5	28.9
Alta2	5.438	1.0000	25.7	
Alta3	9.976	0.2969	47.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 26.763
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 32.201
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.46
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.12

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.529	0.0625	22.2	24.4
Intermedia	5.982	0.0781	37.6	41.4
Baja G.	9.511	0.0781	59.8	65.8
Alta1	4.943	0.2891	31.1	34.2
Alta2	1.439	1.0000	9.1	
Alta3	6.382	0.2891	40.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 22.215
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 23.654
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.92
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.49

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.667	0.0547	18.8	20.2
Intermedia	0.372	0.0703	10.5	11.3
Baja G.	1.039	0.0547	29.3	31.5
Alta1	2.258	0.2891	63.7	68.5
Alta2	0.246	1.0000	6.9	
Alta3	2.504	0.2891	70.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 5.674
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 5.920
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 0.46
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.41
Frecuencia Respiratoria= 17.3
BAROS inter= 0.184 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.497 ms/mmHg coher. media=0.44 (0.00 0.75)

Archivo : ISO

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
150.33	6.54	131.13	163.18	32.05	4.35	2.03	3.83

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

109.43	5.41	93.74	118.83	25.09	4.94	1.54	5.76

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

86.79	4.33	74.37	94.98	20.61	4.99	1.22	6.01

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

87.24	3.22	79.46	95.50	16.04	3.69	1.01	2.56

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	6.474	0.0625	39.6	40.2
Intermedia	7.831	0.0703	47.9	48.6
Baja G.	14.305	0.0625	87.4	88.8
Alta1	1.810	0.1562	11.1	11.2
Alta2	0.243	0.4062	1.5	
Alta3	2.054	0.1562	12.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 25.215
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 25.458
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 7.90
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 6.97

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.156	0.0547	39.2	39.7
Intermedia	5.452	0.0703	51.4	52.0
Baja G.	9.608	0.0547	90.6	91.7
Alta1	0.870	0.1562	8.2	8.3
Alta2	0.132	0.4062	1.2	
Alta3	1.002	0.1562	9.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 15.811
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 15.942
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 11.05
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 9.59

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.985	0.0547	42.1	42.8
Intermedia	3.598	0.0703	50.8	51.6
Baja G.	6.583	0.0547	93.0	94.5
Alta1	0.387	0.1562	5.5	5.5
Alta2	0.113	0.4297	1.6	
Alta3	0.499	0.1562	7.0	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.296
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 10.409
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 17.03
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 13.19

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.668	0.0625	28.4	29.1
Intermedia	3.545	0.0781	60.3	61.9
Baja G.	5.212	0.0781	88.7	91.0
Alta1	0.518	0.1562	8.8	9.0
Alta2	0.149	0.4141	2.5	
Alta3	0.667	0.1562	11.3	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 7.941
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 8.091
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 10.06
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 7.81
Frecuencia Respiratoria= 20.6
BAROS inter= 0.673 lpm/mmHg
BAROS inter= 5.558 ms/mmHg coher. media=0.64 (0.44 0.87)

```
                                        Archivo :    _30A
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Minimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar   RMSSD   Estac.
  121.94          5.22          108.86  145.25      36.39         4.28    3.64     2.61
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
   81.92          4.05           70.66  100.17      29.51         4.94    1.90    -0.99
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   61.83          3.86           51.37   77.54      26.17         6.25    2.75     0.64
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   85.90          3.55           74.80   98.72      23.92         4.13    1.31     3.73

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.303       0.0547           11.1            15.1
Intermedia| 5.652       0.1016           47.9            65.6
   Baja G.| 6.955       0.1016           59.0            80.7
     Alta1| 1.660       0.1562           14.1            19.3
     Alta2| 3.173       0.4609           26.9
     Alta3| 4.833       0.4609           41.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 13.060
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 16.233
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    4.19
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    1.44
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.047       0.0547           10.9            11.5
Intermedia| 7.574       0.0938           79.1            83.3
   Baja G.| 8.620       0.0938           90.0            94.8
     Alta1| 0.475       0.1562            5.0             5.2
     Alta2| 0.477       0.5000            5.0
     Alta3| 0.953       0.1562           10.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 11.122
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.599
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   18.14
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    9.05
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 0.954       0.0547           10.0            11.5
Intermedia| 6.601       0.0938           69.0            79.7
   Baja G.| 7.555       0.0938           78.9            91.2
     Alta1| 0.727       0.1562            7.6             8.8
     Alta2| 1.290       0.5625           13.5
     Alta3| 2.017       0.5625           21.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  9.730
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.020
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   10.40
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    3.75
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.381       0.0547           23.3            25.3
Intermedia| 3.835       0.0938           64.7            70.2
   Baja G.| 5.216       0.0938           88.0            95.5
     Alta1| 0.248       0.1562            4.2             4.5
     Alta2| 0.463       0.4531            7.8
     Alta3| 0.711       0.4531           12.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  9.189
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  9.652
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   21.01
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    7.33
                        Frecuencia Respiratoria=   40.8
                        BAROS inter=  0.824 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  6.547 ms/mmHg     coher. media=0.67 (0.26 0.91)
»
```

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Minimo- Máximo     Dif Rango    CoefVar    RMSSD   Estac.
  159.94          9.83          129.39  183.31      53.92         6.15     6.26     7.32
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  110.77          5.09           92.79  128.46      35.67         4.60     3.57     3.87
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   86.47          4.81           70.67  101.48      30.81         5.56     5.03     3.95
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
  146.88          3.11          140.51  154.16      13.65         2.12     0.51     2.68

Método de (B)urg o (F)ourier: F
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 5.959       0.0547           22.3            37.6
Intermedia| 6.864       0.0703           25.7            43.3
   Baja G.|12.823       0.0547           48.0            80.8
     Alta1| 3.043       0.1797           11.4            19.2
     Alta2|10.855       0.9688           40.6
     Alta3|13.898       0.9688           52.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 36.462
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 47.317
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    4.21
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    0.92
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 2.680       0.0547           25.0            36.7
Intermedia| 3.254       0.0703           30.4            44.6
   Baja G.| 5.933       0.0547           55.4            81.3
     Alta1| 1.366       0.1797           12.8            18.7
     Alta2| 3.404       0.9141           31.8
     Alta3| 4.770       0.9141           44.6
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.595
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.999
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    4.34
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    1.24
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.591       0.0547           13.5            30.7
Intermedia| 1.938       0.0703           16.5            37.4
   Baja G.| 3.529       0.0547           30.0            68.1
     Alta1| 1.657       0.1797           14.1            31.9
     Alta2| 6.573       0.9609           55.9
     Alta3| 8.230       0.9609           70.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.587
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.160
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    2.13
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    0.43
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 0.287       0.0547           45.4            50.4
Intermedia| 0.244       0.0703           38.6            42.8
   Baja G.| 0.531       0.0547           84.0            93.3
     Alta1| 0.038       0.1562            6.0             6.7
     Alta2| 0.063       0.6797           10.0
     Alta3| 0.101       0.1562           16.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  4.494
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  4.557
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   13.91
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    5.24
                         Frecuencia Respiratoria=   37.0
                         BAROS inter=  0.188 lpm/mmHg
                         BAROS inter=  0.539 ms/mmHg     coher. media=0.28 (0.03 0.78)
```

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv.Estd	Mínimo	Máximo	Dif.Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
189.[illegible]	[illegible]	164.4[illegible]	2[illegible].1	62.64	6.01	3.63	5.09

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

[illegible]	[illegible]	18.[illegible]	1[illegible].93	4[illegible].53	[illegible].6	4.82	4.85

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

[illegible].96	6.87	9[illegible].73	1[illegible]5.9[illegible]	26.35	[illegible].7	[illegible]	5.69

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

57.44	2.43	51.77	66.59	14.82	4.23	1.13	1.22

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	6.676	0.0547	20.7	23.3
Intermedia	10.949	0.0781	33.9	38.2
Baja G.	17.624	0.0781	54.6	61.5
Alta1	11.053	0.2891	34.2	38.5
Alta2	3.629	0.5625	11.2	
Alta3	14.682	0.2891	45.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 53.693
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 57.323
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.59
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.20

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.110	0.0625	19.5	26.2
Intermedia	7.045	0.0781	33.3	44.9
Baja G.	11.155	0.0781	52.8	71.1
Alta1	4.538	0.2969	21.5	28.9
Alta2	5.438	1.0000	25.7	
Alta3	9.976	0.2969	47.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 26.763
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 32.207
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 2.46
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.12

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	[illegible].589	0.0625	22.2	24.4
Intermedia	5.982	0.0781	37.6	41.[illegible]
Baja G.	9.511	0.0781	59.8	65.8
Alta1	4.943	0.2891	31.[illegible]	34.2
Alta2	1.439	1.0000	9.1	
Alta3	6.382	0.2891	40.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 22.215
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 23.654
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.92
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.40

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.988	0.0547	25.8	27.5
Intermedia	1.742	0.1016	45.6	48.4
Baja G.	2.730	0.0547	71.4	75.9
Alta1	0.867	0.1562	22.7	24.1
Alta2	0.225	0.7891	5.9	
Alta3	1.092	0.1562	28.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 4.793
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 5.018
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 3.15
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.50
Frecuencia Respiratoria= 14.5
BAROS [illegible]= 0.399 [illegible]/mmHg
[illegible] inter[illegible] 5.911 ms/mmHg [illegible] media 0.08 (0.00-0.29)

Archivo : .ISO

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
151.19	5.99	135.53	166.40	30.86	3.96	3.37	4.58

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

107.53	5.29	95.85	118.66	22.81	4.92	1.88	7.24

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

87.17	4.43	77.97	97.05	19.08	5.08	1.54	7.30

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

73.30	4.63	62.15	87.01	24.86	6.31	2.82	7.38

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.993	0.0547	30.2	30.6
Intermedia	4.796	0.0703	29.0	29.4
Baja G.	9.789	0.0547	59.3	60.0
Alta1	6.534	0.2969	39.6	40.0
Alta2	0.193	0.4219	1.2	
Alta3	6.727	0.2969	40.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 22.278
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 22.470
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 1.50
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.46

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.518	0.0547	34.4	34.9
Intermedia	3.302	0.0703	45.1	45.8
Baja G.	5.820	0.0703	79.5	80.8
Alta1	1.386	0.2969	18.9	19.2
Alta2	0.114	0.4922	1.6	
Alta3	1.500	0.2969	20.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.231
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 10.345
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 4.20
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 3.88

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.956	0.0547	36.5	37.2
Intermedia	2.637	0.0703	49.3	50.1
Baja G.	4.593	0.0703	85.8	87.2
Alta1	0.672	0.1562	12.6	12.8
Alta2	0.088	0.4922	1.6	
Alta3	0.760	0.1562	14.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 7.457
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 7.545
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 6.84
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 6.05

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.709	0.0625	8.0	9.5
Intermedia	1.446	0.0781	16.3	19.3
Baja G.	2.155	0.0781	24.3	28.8
Alta1	5.324	0.2969	60.1	71.2
Alta2	1.386	0.4375	15.6	
Alta3	6.710	0.2969	75.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 9.093
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 10.479
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 0.40
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.32
Frecuencia Respiratoria= 17.8
BAROS inter= 0.549 lpm/mmHg
BAROS inter= 6.347 ms/mmHg coher. media=0.69 (0.46 0.87)

Archivo : D30

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
164.29	4.71	150.51	179.60	29.09	2.86	3.13	0.88

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

118.71	4.41	106.59	132.66	26.07	3.71	1.93	1.63

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

94.59	4.25	81.78	108.02	26.25	4.49	2.60	1.54

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

96.34	3.93	86.45	109.54	23.09	4.07	1.72	2.46

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.170	0.0547	8.4	10.0
Intermedia	9.282	0.0938	66.9	79.6
Baja G.	10.452	0.0938	75.3	89.7
Alta1	1.204	0.2344	8.7	10.3
Alta2	2.217	0.5391	16.0	
Alta3	3.421	0.5391	24.7	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 13.748
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 15.965
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.68
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 3.06

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.273	0.0547	11.1	11.7
Intermedia	9.261	0.0938	81.1	85.0
Baja G.	10.534	0.0938	92.2	96.6
Alta1	0.367	0.1562	3.2	3.4
Alta2	0.526	0.5391	4.6	
Alta3	0.892	0.5391	7.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 13.307
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 13.833
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 28.74
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 11.81

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.990	0.0547	8.7	9.9
Intermedia	8.325	0.0938	73.0	83.3
Baja G.	9.315	0.0938	81.7	93.3
Alta1	0.674	0.1797	5.9	6.7
Alta2	1.415	0.5391	12.4	
Alta3	2.089	0.5391	18.3	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.199
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 13.614
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 13.83
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 4.46

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.750	0.0625	11.1	12.4
Intermedia	4.830	0.1016	71.6	80.1
Baja G.	5.581	0.1016	82.8	92.6
Alta1	0.448	0.1562	6.6	7.4
Alta2	0.715	0.5312	10.6	
Alta3	1.162	0.1562	17.2	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.365
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 11.080
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 12.46
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 4.80
Frecuencia Respiratoria= 40.8
BAROS inter= 0.721 lpm/mmHg
BAROS inter= 4.813 ms/mmHg coher. media=0.74 (0.29 0.90)

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
169.54	10.20	146.51	197.69	51.18	6.02	4.82	6.53

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

116.95	6.71	101.11	138.01	36.89	5.74	5.34	5.54

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

92.49	5.52	80.73	111.30	30.57	5.97	5.31	4.49

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

146.64	2.17	141.67	151.66	9.99	1.48	1.01	2.05

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	8.650	0.0625	31.6	45.7
Intermedia	8.242	0.0703	30.1	43.6
Baja G.	16.892	0.0625	61.6	89.3
Alta1	2.015	0.1797	7.4	10.7
Alta2	8.493	0.6484	31.0	
Alta3	10.509	0.6484	38.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 31.584
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 40.077
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.38
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.61

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.163	0.0625	25.9	43.9
Intermedia	4.321	0.0703	26.9	45.5
Baja G.	8.484	0.0625	52.7	89.4
Alta1	1.005	0.1719	6.2	10.6
Alta2	6.594	0.6641	41.0	
Alta3	7.599	0.6641	47.3	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 14.709
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 21.303
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.44
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 1.12

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.373	0.0625	13.8	36.1
Intermedia	2.984	0.0703	17.4	45.4
Baja G.	5.356	0.0703	31.2	81.5
Alta1	1.216	0.1562	7.1	18.5
Alta2	10.592	0.6641	61.7	
Alta3	11.808	0.6641	68.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 9.881
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 20.473
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 4.40
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.45

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.154	0.0547	24.8	52.0
Intermedia	0.110	0.0703	17.6	37.0
Baja G.	0.263	0.0547	42.4	89.0
Alta1	0.033	0.1641	5.2	11.0
Alta2	0.325	0.6641	52.4	
Alta3	0.358	0.6641	57.6	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 0.877
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 1.202
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 8.09
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 0.74
Frecuencia Respiratoria= 40.8
BAROS inter= 0.115 lpm/mmHg
BAROS inter= 0.321 ms/mmHg coher. media=0.47 (0.04 0.77)

Archivo : ISO

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv Estd	Mínimo-	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
175.59	7.56	160.25	196.97	36.72	4.31	2.98	5.90

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

120.00	5.92	106.84	135.41	28.57	4.93	1.76	7.07

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

95.21	4.64	84.35	108.53	24.18	4.87	1.76	6.11

ANALISIS EN FL TIEMPO taco

76.09	4.68	64.37	90.01	25.64	6.15	1.90	5.46

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	4.360	0.0547	30.3	30.9
Intermedia	6.354	0.0703	44.2	45.1
Baja G.	10.714	0.0547	74.5	76.1
Alta1	3.374	0.1562	23.4	23.9
Alta2	0.300	0.4062	2.1	
Alta3	3.674	0.1562	25.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 21.771
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 22.071
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 3.18
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.92

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.381	0.0547	40.0	40.6
Intermedia	4.282	0.0703	50.6	51.4
Baja G.	7.663	0.0547	90.6	92.0
Alta1	0.663	0.1562	7.8	8.0
Alta2	0.130	0.4062	1.5	
Alta3	0.793	0.1562	9.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.585
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 12.716
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 11.57
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 9.66

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.663	0.0547	38.6	39.7
Intermedia	3.623	0.0703	52.5	54.0
Baja G.	6.286	0.0547	91.1	93.8
Alta1	0.419	0.1562	6.1	6.2
Alta2	0.195	0.4062	2.8	
Alta3	0.614	0.1562	8.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.004
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 10.199
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 15.01
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 10.24

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.951	0.0625	13.4	14.8
Intermedia	3.867	0.0781	54.7	60.2
Baja G.	4.818	0.0781	68.1	75.1
Alta1	1.601	0.1562	22.6	24.9
Alta2	0.656	0.4297	9.3	
Alta3	2.256	0.1562	31.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 8.534
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 9.189
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 3.01
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.14
Frecuencia Respiratoria= 22.0
BAROS inter= 0.780 lpm/mmHg
BAROS inter= 7.959 ms/mmHg coher. media=0.67 (0.53 0.79)

```
ANALISIS EN EL TIEMPO  sisa
  Promedio      Desv Estd       Minimo- Máximo      Dif Rango     CoefVar    RMSSD    Estac.
  134.09          7.56          118.57  151.05      32.47          5.64      2.35     8.18
ANALISIS EN EL TIEMPO  meda
  101.56          6.24           86.58  115.61      29.03          6.14      1.81     7.35
ANALISIS EN EL TIEMPO  diaa
   82.63          5.60           67.98   97.83      29.84          6.77      2.32     7.01
ANALISIS EN EL TIEMPO  taco
   85.33          3.13           72.80   93.84      21.03          3.67      1.43     1.51

¿Método de (B)urg o (F)ourier?: f
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       sisa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 2.483       0.0625           19.2            20.8
Intermedia| 8.244       0.0781           63.7            69.0
   Baja G.|10.727       0.0781           82.9            89.8
     Alta1| 1.220       0.1562            9.4            10.2
     Alta2| 1.000       0.4922            7.7
     Alta3| 2.220       0.1562           17.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 16.704
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 17.704
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=    8.79
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    4.83
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       meda
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 3.554       0.0625           20.8            21.0
Intermedia|12.655       0.0859           74.1            74.8
   Baja G.|16.209       0.0859           94.9            95.8
     Alta1| 0.710       0.1562            4.2             4.2
     Alta2| 0.168       0.4062            1.0
     Alta3| 0.878       0.1562            5.1
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 20.890
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 21.058
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   22.83
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   18.46
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       diaa
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 3.026       0.0625           18.6            19.4
Intermedia|11.848       0.0859           72.9            75.8
   Baja G.|14.874       0.0859           91.5            95.2
     Alta1| 0.750       0.1562            4.6             4.8
     Alta2| 0.630       0.4375            3.9
     Alta3| 1.380       0.1562            8.5
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 18.458
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 19.087
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   19.82
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=   10.78
ANALISIS EN LA FRECUENCIA       taco
Componente|POTabsol     Frec.Cent.      POTn(.04-1.0)   POTn(.04-0.4)
-----------------------------------------------------------------
      Baja| 1.516       0.0547           25.9            28.2
Intermedia| 3.403       0.0938           58.1            63.2
   Baja G.| 4.919       0.0938           84.0            91.4
     Alta1| 0.465       0.3984            7.9             8.6
     Alta2| 0.475       0.4219            8.1
     Alta3| 0.940       0.4219           16.0
            Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)=  7.810
            Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)=  8.285
          Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta=   10.57
          Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta=    5.23
                        Frecuencia Respiratoria=   40.8
                        BAROS inter=  0.642 lpm/mmHg
                        BAROS inter=  5.697 ms/mmHg     coher. media=0.68 (0.43 0.92)
»
```

ANALISIS EN EL TIEMPO sisa

Promedio	Desv.Estd.	Mínimo	Máximo	Dif Rango	CoefVar	RMSSD	Estac.
17[illegible].89	[illegible].56	60.26	196.87	36.72	4.51	2.18	5.90

ANALISIS EN EL TIEMPO meda

12[illegible].00	5.92	16.[illegible]	115.41	28.57	4.93	1.78	7.07

ANALISIS EN EL TIEMPO diaa

99.21	4.84	91.85	20[illegible].03	21.18	4.87	1.76	6.01

ANALISIS EN EL TIEMPO taco

148.35	3.93	139.06	155.71	16.65	2.65	0.61	3.37

Método de (B)urg o (F)ourier: F

ANALISIS EN LA FRECUENCIA sisa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	1.3[illegible]	0.0547	30.3	30.9
Intermedia	6.354	0.0703	44.[illegible]	45.1
Baja G.	10.714	0.0547	74.5	76.1
Alta1	3.374	0.1562	23.4	23.9
Alta2	0.300	0.4062	2.1	
Alta3	3.674	0.1562	25.5	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 21.771
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 22.071
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 3.18
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 2.92

ANALISIS EN LA FRECUENCIA meda

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	3.381	0.0547	40.0	40.6
Intermedia	4.282	0.0703	50.6	51.4
Baja G.	7.663	0.0547	90.6	92.0
Alta1	0.663	0.1562	7.8	8.0
Alta2	0.130	0.4062	1.5	
Alta3	0.793	0.1562	9.4	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 12.588
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 12.716
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 11.57
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 9.66

ANALISIS EN LA FRECUENCIA diaa

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	2.663	0.0547	38.6	39.7
Intermedia	3.623	0.0703	52.5	54.0
Baja G.	6.286	0.0547	91.1	93.8
Alta1	0.419	0.1562	6.1	6.2
Alta2	0.195	0.4062	2.8	
Alta3	0.614	0.1562	8.9	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 10.004
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 10.199
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 15.01
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 10.24

ANALISIS EN LA FRECUENCIA taco

Componente	POTabsol	Frec.Cent.	POTn(.04-1.0)	POTn(.04-0.4)
Baja	0.492	0.0547	49.4	54.6
Intermedia	0.367	0.0703	36.8	40.7
Baja G.	0.859	0.0547	86.2	95.3
Alta1	0.042	0.1719	4.2	4.7
Alta2	0.095	1.0000	9.6	
Alta3	0.138	1.0000	13.8	

Potencia Espectral Total(0.0039-0.4)= 3.354
Potencia Espectral Total(0.0039-1.0)= 3.449
Relacion Potencia (0.04-0.4) Baja/Alta= 20.35
Relacion Potencia (0.04-1.0) Baja/Alta= 6.24
Frecuencia Respiratoria= 38.0
BAROS inter= 0.440 ms/mmHg
BAROS inter= 0.7[illegible] ms/mmHg [illegible] meda=0.[illegible] [illegible] 0.3[illegible]

APÉNDICE F

Artículos publicados relacionados con la Tesis

1. González-Camarena R, Carrasco Sosa S, Román-Ramos R, Medina Bañuelos V, Azpiroz Leehan J. Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante ejercicios estáticos y dinámicos. *Rev Mex Ing Biomed* 1995;16(2):15-34.

2. González-Camarena R, Carrasco Sosa S, Román-Ramos R, Gaitán-Gonález JM, Medina Bañuelos V, Azpiroz Leehan. Effect od static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variabilities. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(10): ------. (en prensa)

ANALISIS ESPECTRAL DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA DURANTE EJERCICIOS ESTATICOS Y DINAMICOS.

González-Camarena R, Carrasco-Sosa S, Román-Ramos R, Medina-Bañuelos V*, Azpiroz-Leehan J*.

Area de Investigación Médica, Departamento de Ciencias de la Salud. División de C.B.S.
* Area de Procesamiento de Señales e Imágenes Biomédicas. Depto. de Ingeniería Eléctrica. División de C.B.I.
UAM-Iztapalapa. Av. Purísima y Michoacán, 09340, México D.F. e-mail:rgc@xanum.uam.mx

Resumen: El objetivo del presente trabajo es examinar, mediante la utilización de técnicas de análisis espectral, la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante la realización de ejercicios estáticos y dinámicos, para determinar el patrón de respuesta del sistema nervioso simpático y parasimpático en los dos tipos de ejercicio. La población de estudio consistió en 12 jóvenes, sanos y no fumadores, a quienes se les sometió a ejercicio dinámico por pedaleo sobre un ergómetro de bicicleta, y a ejercicio estático por contracción sostenida del quadriceps sosteniendo un peso entre los tobillos. Durante el estado estable en las condiciones de reposo y el ejercicio se obtuvo el cardiotacograma instantáneo, el cual fue analizado tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia. El análisis espectral se efectuó por medio del periodograma promediado de Welch y se identificaron los siguientes parámetros: Frecuencias baja (FB- 0.03-0.08 Hz), intermedia (FI- 0.08 - 0.15 Hz) y alta (FA- 0.15 a 1.0 Hz) en unidades normalizadas, potencia total (PT- lpm2/Hz) en unidades absolutas, y relación (FB+FI)/FA. Los resultados mostraron que, en comparación contra el reposo, en el dominio del tiempo el ejercicio dinámico presenta una menor variabilidad ($p<0.05$), mientras que en el ejercicio estático la variabilidad aumentó ($p<0.05$). En relación al dominio de la frecuencia, la comparación entre los ejercicios indicó que la FB no fue significativamente diferente ($p>0.05$), mientras que FI, (FB+FI)/FA y la PT fueron mayores ($p<0.05$) en el ejercicio estático y la FA fue mayor ($p<0.05$) en el ejercicio dinámico. Mediante la información en el dominio del tiempo y el empleo del análisis espectral se concluyó que durante el ejercicio estático, en relación con el dinámico existe una mayor variabilidad de la frecuencia cardiaca y mayor actividad simpática, probablemente debida a factores funcionales que influyen sobre todo en el componente FI.

roducción

Un hecho fisiológico ampliamente aceptado en la literatura es que el ejercicio dinámico tónico), el cual consiste en contracciones rítmicas con variaciones en ángulos articulares, ice respuestas hemodinámicas cuyas magnitudes dependen de la intensidad de la carga de ajo realizada (1). Entre estas respuestas se pueden mencionar los incrementos de la frecuencia iaca (FC), de la presión arterial media (PAM) y del gasto cardiaco (GC), entre otros (2).

Durante el ejercicio estático (isométrico), es decir contracciones únicas sostenidas por un po determinado y sin variaciones de ángulos articulares, existen respuestas hemodinámicas

que se ajustan de acuerdo a la demanda metabólica por la carga física impuesta (3,4). Sin embargo, existen diferencias significativas con respecto al ejercicio dinámico, ya que la magnitud en los cambios de la FC y del GC son menores, en tanto que la elevación de la PAM es mayor (5). En consecuencia, se dice que el ejercicio dinámico implica una carga de volumen para el corazón, mientras que el ejercicio estático constituye una carga de presión.

Ya que el sistema nervioso autónomo (SNA) es el responsable de controlar los ajustes hemodinámicos en ambos tipos de ejercicio, estático y dinámico (6,7), dadas las diferencias cardiocirculatorias señaladas es de esperar que tambien la actividad simpática (AS), la actividad parasimpática (APS) y su equilibrio sean distintos entre los ejercicios de tipo estático y dinámico. Si bien, de manera experimental mediante bloqueos farmacológicos, se han descrito el aumento progresivo de la AS y el retiro de la APS tanto durante el ejercicio dinámico (8), como en el ejercicio estático (9), en la actualidad dicha semejanza o diferencia, en caso de existir, no ha sido corroborada.

El desarrollo de técnicas no-invasivas basadas en el análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) ha permitido valorar el grado de participación del simpático y del parasimpático en el control de la actividad del nodo sino-auricular, bajo diversas condiciones experimentales (10,11). Mediante éstas técnicas ha sido posible identificar principalmente dos componentes espectrales característicos: uno situado en la banda de frecuencias bajas (por debajo de 0.15 Hz), asociada a factores funcionales de control vasomotor (ondas de Mayer) que provocan incrementos en la actividad tanto simpática como parasimpática; y otro en la banda de frecuencias altas (por arriba de 0.15 Hz), que se dice estan modulados sobre todo por el sistema parasimpático, en respuesta a variaciones durante el ciclo respiratorio. En la banda de frecuencias bajas ha sido posible identificar tres rangos básicos, la banda de frecuencia ultrabaja que se encuentra por debajo de los 0.03 Hz, la de frecuencia baja entre 0.03 a 0.08 Hz) y la de frecuencia intermedia que va de 0.08 a 0.15 Hz (12,13).

El objetivo del presente estudio es examinar la modulación simpática y parasimpática de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, mediante la aplicación de estimadores espectrales, en sujetos jóvenes, clínicamente sanos, sometidos a ejercicio físico estático y dinámico, con la intención de comparar el comportamiento neurovegetativo entre estos tipos de ejercicio.

Método

Población de estudio. De un total de 17 sujetos, fueron seleccionados 12 jóvenes, a quienes se les pidió su aceptación de participar voluntariamente, previa información verbal de las características del estudio y consentimiento por escrito de acuerdo a los lineamientos de Helsinki para la realización de investigación en seres humanos. A cada sujeto se le realizó historia clínica general y exploración física, además de que se les practicó ECG estándar en reposo y pruebas de función respiratoria por espirometría. Los criterios de inclusión de los sujetos fueron, la edad entre 20 a 30 años, ausencia de tabaquismo, de toxicomanías e ingestión de fármacos, y estado de salud aceptado como funcional y clínicamente sano. La exclusión de los sujetos se decidió cuando existian evidencias de padecimientos cardiorespiratorios actuales o crónicos, así como

úsculo-esqueléticos que limitaran el ejercicio con piernas. • Para los estudios sobre la riabilidad de la frecuencia cardiaca se les solicitó a cada sujeto que se mantuviera en ayuno rante mínimo tres horas y que evitara la ingestión de café. De los 17 sujetos estudiados la uestra quedó en 12, ya que 3 fueron descartados debido a fallas en los registros de variabilidad 2 por presentarse desvelados y con ingestión abundante de café. Los datos generales, promedios desviaciones estándar, de los 12 sujetos finales se muestran en la Tabla 1.

TABLA 1. Características generales y espirometría de los sujetos estudiados (n=12).

	promedio ± d.e.
EDAD (años)	23.8 ± 1.4
PESO (Kg)	66.4 ± 8.1
ESTATURA (cm)	168.1 ± 5.3
SUP. CORP. (m^2)	1.753 ± 0.112
CVF (Litros)	5.34 ± 0.49
VEF_{1s}/CVF (%)	84.3 ± 2.5
FEFMax (L/s)	9.62 ± 1.36
FEFMed (L/s)	4.25 ± 0.44

reviaciones: Sup. Corp.=supeficie corporal, CVF=capacidad vital forzada, VEF_{1s}/CVF= ación entre volumen espiratorio forzado del primer segundo y CVF, FEFMax=flujo espiratorio zado máximo, FEFMed=flujo espiratorio forzado medio.
lores espirométricos expresados en unidades BTPS.

riables registradas. A partir del registro del ECG con electrodos flotantes y utilizando el ema de monitoreo y amplificación HP 78330A, se obtuvo la frecuencia cardiaca instantánea medio del contador de frecuencia HP8812A, cuya salida analógica es proporcional a la uencia cardiaca. Con objeto de obtener ondas 'R' fácilmente detectables se utilizó la ivación bipolar del tórax CM5 y se tuvo especial cuidado en la fijación de los electrodos. Para , la piel se limpió previamente con alcohol y se hicieron pequeños pinchazos con una aguja rompiera levemente la capa de queratina. La señal del contador fue derivada por una parte ia un registrador térmico, el cual sirvió para valorar continuamente la calidad del liotacograma, y por otra hacia la entrada de un convertidor A/D, montado en una PC pentium,

para su digitalización, almacenamiento y procesamiento posterior fuera de línea. La duración de los registros fue de 4.3 minutos.

Protocolo de estudio. Después de la determinación del estado de salud general de los sujetos, y con la intención de precisar la intensidad de trabajo a realizar en la condiciones experimentales evaluadas, también se valoró la fuerza de contracción máxima voluntaria (CMV), simultánea de ambos cuadríceps por extensión de las rodillas contra pesas jaladas con los tobillos, mientras que la frecuencia cardiaca máxima fue calculada de acuerdo a la edad, . Cada sujeto fue citado 1 ó 2 días después, entre las 10-12 am, para la ejecución de los estudios de VFC.

La secuencia de las condiciones bajo las cuales se obtuvieron los cardiotacogramas fueron a) reposo, b) ejercicio estático y c) ejercicio dinámico. En reposo, los sujetos estuvieron sentados y relajados durante 10 minutos, después de lo cual se registró el cardiotacograma (4.3 minutos). El ejercicio estático también se efectuó con los sujetos sentados en una silla a la cual fueron sostenidos por medio de una banda pélvica y con los brazos libres de manera que no tuvieran punto de soporte; el ejercicio isométrico consistió en extensión de las rodillas, por contracción de ambos cuadríceps, de manera que sostuvieran un peso entre los maleólos internos de los tobillos, equivalente al 25-30% de la CMV. Finalmente, después de 5 minutos de descanso, se inició el ejercicio dinámico sobre ergómetro de bicicleta, a 60 cpm, hasta lograr una frecuencia cardiaca promedio entre 55-60% de la frecuencia cardiaca máxima. En ambos tipos de ejercicio, el cardiotacograma se registró 2 a 3 minutos después de iniciada la actividad física, cuando visualmente se consideró que se había alcanzado el estado estable en la frecuencia cardiaca. Al terminar cada ejercicio, a los sujetos se les preguntaba que valoraran la intensidad del esfuerzo en base a una escala de percepción del 1 al 10. El ejercicio estático se efectuó a un porcentaje de intensidad menor al del ejercicio dinámico, ya que las cargas de trabajo por arriba del 30% de la CMV no pueden ser sostenidas por más de 5 minutos (14).

Procesamiento y análisis de la señal. La digitalización del cardiotacograma se hizo con una tarjeta convertidora A/D de 12 bits (PCLAB-812), a frecuencia de muestreo de 2 Hz para un total de 512 puntos. El resto del procesamiento y análisis de la señal se realizó de acuerdo a procedimientos previamente descritos (15). En breve, la señal de frecuencia cardiaca se procesó secuencialmente mediante, 1) filtrado analógico pasa-bajas tipo Butterwoth con corte a 2.0 Hz y ganancia de -40 dB/década, 2) eliminación de la tendencia lineal y el offset, 3) análisis en el dominio del tiempo y 4) análisis en el dominio de la frecuencia. Como estimador espectral se utilizó el periodograma promediado de Welch (16) con segmentos de 128 datos, sobrelapamiento de 51 puntos y ventanas de Hanning de 96 datos.

Los parámetros medidos en el dominio del tiempo fueron la frecuencia cardiaca promedio (PROMFC) en el registro completo, la desviación estándar (DEFC), el coeficiente de variación (CVFC) y la raíz cuadrada de las diferencias entre latidos consecutivos (RMSSD); mientras que en el dominio de la frecuencia se midieron la potencia total (PT) en lpm^2/Hz dentro del rango corto de 0.03 a 1.0 Hz, y los porcentajes correspondientes a la frecuencia baja (FB) definida entre 0.03 a 0.08 Hz, la frecuencia intermedia (FI) comprendida entre 0.08 a 0.15 Hz, y la frecuencia alta (FA) localizable entre 0.15 a 1.0 Hz. Finalmente, la relación entre baja y alta frecuencia se calculó como (FB+FI)/FA.

Análisis estadístico. Para cada índice en el dominio del tiempo y de la frecuencia se obtuvieron las medidas de tendencia central (media y desviación estándar). En resultados solo se consideran los valores normalizados (porcentaje de PT) de las bandas de frecuencia, mientras que la PT se cuantificó en valores absolutos. Las comparaciones estadísticas se hicieron por análisis de varianza de una vía, tomando como variable independiente la condición de actividad, reposo o ejercicio estático y dinámico. Las comparaciones múltiples se realizaron por prueba 't' de Dunnett, considerando el reposo como control, pero tambien se hizo comparación por prueba de Tukey para determinar las diferencias estadísticas entre el ejercicio estático y el dinámico por separado. El nivel de significancia estadística para todas las comparaciones fue con $p<0.05$.

Resultados

Análisis visual. La figura 1 muestra a manera de ejemplo el espectro de potencia y las series de tiempo de uno de los sujetos estudiados en las tres condiciones. Aunque del análisis visual de todos los espectros se desprendió que existen diferencias marcadas entre los sujetos en la distribución de densidad para las bandas, en general tanto por el análisis espectral como por los cardiotacogramas se observa la mayor VFC durante el ejercicio estático.

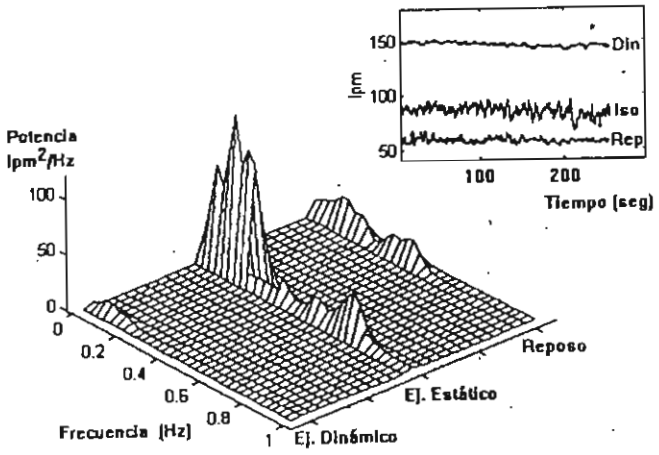


FIGURA 1. Ejemplo de espectro de potencia (esquina inferior izquierda) y series de tiempo (esquina superior derecha) observadas en reposo (Rep) y ejercicios estático (Iso) y dinámico (Din). Nótese la mayor variabilidad de la frecuencia cardiaca en ejercicio estático, tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia.

3 P/U. PCX

Análisis en el dominio del tiempo. La Tabla 2 y la Figura 2 presentan los resultados estadísticos en las condiciones estudiadas. Al comparar los valores de reposo contra los del ejercicio estático, todos los índices de tiempo fueron mayores significativamente ($p<0.005$) en este último; mientras que en relación al ejercicio dinámico la PROMFC fue mayor ($p<0.005$), el CVFC menor ($p<0.005$) y en DEFC y RMSSD no hubo diferencias ($p>0.05$). Cuando se compararon los índices entre los dos tipos de ejercicio, todos ellos presentaron diferencias significativas ($p<0.005$) ya que la PROMFC fue mayor en el ejercicio dinámico, pero DEFC, CVFC y RMSSD estuvieron estadísticamente por debajo de los valores del ejercicio estático.

TABLA 2. Promedios y desviaciones estándar de los índices de variabilidad de la frecuencia cardiaca (FC) en el dominio del tiempo, medidos en 12 sujetos en reposo y durante los ejercicios estático y dinámico.

INDICE	REPOSO	ESTATICO	DINAMICO
PROMFC (lpm)	65.9 (8.1)	89.2 (9.7)*	138.4 (10.1)* ✣
DEFC (lpm)	3.83 (0.92)	6.18 (2.05)*	3.06 (0.93) ✣
CVFC (%)	5.78 (1.02)	6.90 (2.08)*	2.23 (0.70)* ✣
RMSSD (lpm)	1.95(0.69)	2.46 (0.66)*	1.57 (1.01) ✣

* Diferencias significativas ($p<0.05$) con respecto al reposo.
✣ Diferencias significativas ($p<0.05$) entre ejercicio estático y dinámico.
Abreviaciones: PROMFC=promedio de la FC, DEFC= desviación estándar de la FC, CVFC=Coeficiente de variación de la FC, RMSSD=raíz cuadrada de la media de diferencias entre latidos subsecuentes.

Análisis en el dominio de la frecuencia. La Tabla 3 y la Figura 3 despliegan los resultados obtenidos por el análisis espectral. La tendencia de PT fue paralela a la de los índices en el tiempo; esto es, aumentó durante el ejercicio estático y disminuyó en el ejercicio dinámico. De hecho, existió una alta correlación entre la PT con DEFC, CVFC y RMSSD, pues los coeficientes de Pearson caycron en 0.83, 0.84 y 0.72, respectivamente. Al comparar reposo contra ejercicio estático, mientras FB, FB+FI y FA no indicaron diferencias significativas ($p>0.05$), la PT y la FI mostraron que los valores eran mayores en la condición de ejercicio estático (1048±456 vs 651±442 lpm²/Hz). La comparación entre reposo y ejercicio dinámico señaló que, con excepción de FB ($p>0.05$), el resto de los índices espectrales presentaron diferencias estádisticas, de tal manera que PT, FI, FB+FI y la relación (FB+FI)/FA disminuyeron durante el ejercicio dinámico, mientras que FA aumentó. Por último, al cotejar los valores entre los tipos de ejercicio estático y dinámico, nuevamente, con excepción de FB en los demás parámetros se encontraron diferencias estadísticas ($p<0.05$), de tal forma que PT, FI, FB+FI y la relación (FB+FI)/FA fueron mayores en el ejercicio estático, en tanto que FA fue menor.

236

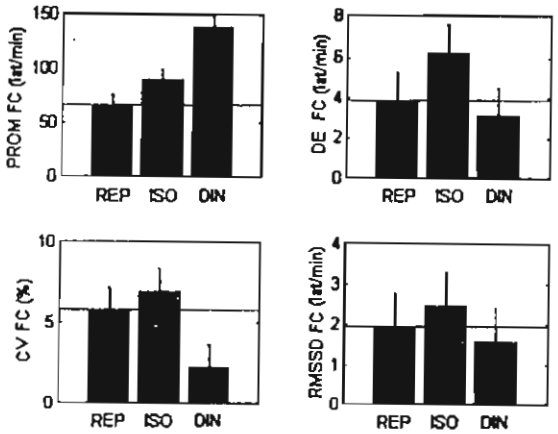


FIGURA 2. Comportamiento de los índices estadísticos en reposo (REP), ejercicio estático (ISO) y ejercicio dinámico (DIN).

TABLA 3. Promedios y desviaciones estándar de los índices de variabilidad de la frecuencia cardiaca (FC) en el dominio de la frecuencia, medidos en 12 sujetos en reposo y durante los ejercicios estático y dinámico.

INDICE	REPOSO	ESTATICO	DINAMICO
PT (lpm²/Hz)	651 (441)	1048 (456)*	175 (175)* ✣
FB (%)	26.32 (13.7)	23.32 (7.29)	29.09 (12.05)
FI (%)	35.75 (10.64)	44.53 (14.25)*	21.31 (8.03)* ✣
FB+FI (%)	62.08 (16.00)	67.85 (17.13)	50.38 (17.97)* ✣
FA(%)	37.92 (16.00)	32.15 (17.13)	49.63 (17.97)* ✣
(FB+FI)/FA	2.34 (1.91)	2.94 (2.05)	1.22 (0.65)* ✣

* Diferencias significativas ($p<0.05$) con respecto al reposo.
✣ Diferencias significativas ($p<0.05$) entre ejercicio estático y dinámico.
Abreviaciones: PT=potencia total; FB, FI y FA=frecuencias baja, intermedia y alta.

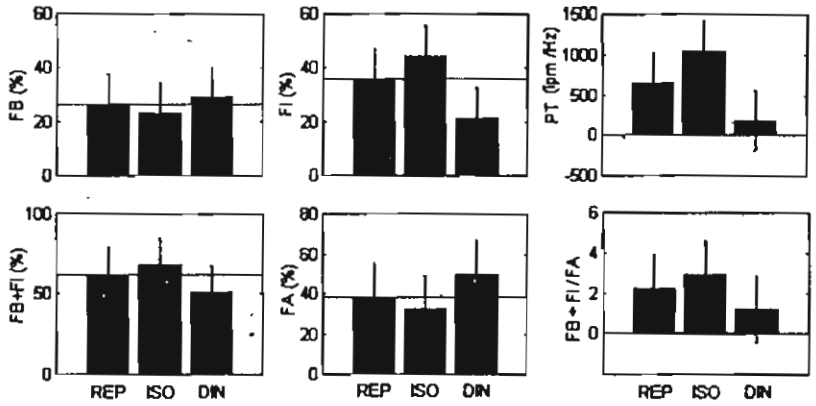


FIGURA 3. Comportamiento de los parámetros espectrales en las condiciones de reposo (REP), ejercicio estático (ISO) y ejercicio dinámico (DIN).

No obstante la diferencia de cargas efectuadas entre el ejercicio estático (25-30% de la CMV) y dinámico (55-60% de la FC máxima), la percepción del esfuerzo tuvo una relación de 2:1 a favor del ejercicio estático.

Discusión

De los resultados, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, puede observarse claramente el comportamiento neurovegetativo diferente entre los ejercicios estático y dinámico, manifestado por una mayor VFC dependiente sobre todo de la banda de frecuencias intermedias entre 0.08 y 0.15 Hz, las cuales son debidas al control vasomotor o presión arterial.

A partir de la información existente en la literatura, se puede ver que son pocos los estudios sobre la VFC en condiciones de ejercicio dinámico, y aún en la actualidad existen incongruencias en los resultados de cada autor. La tabla 4 presenta un resumen de los hallazgos reportados. En parte estas diferencias podrían ser explicadas por la diversidad de métodos de

estimación espectral utilizados (paramétricos y no-paramétricos, lineales y no-lineales), asi como por variaciones en los procedimientos de adquisición (número de datos) y del grado de estacionariedad del registro con ejercicio, estado estable o transitorios (17).

Arai y Cols. (19) procesaron registros con una duración de 64 segundos a partir de cargas progresivas que cambiaban de intensidad cada 2 minutos; en estas condiciones difícilmente se puede lograr el estado estable, y menos aún si se toma en cuenta que sus sujetos alcanzaron FCs de 160 lpm. Perini y Cols. (20) logran el estado estable, pero la intensidad de sus cargas son relativamente bajas, solo se alcanzó una FC promedio de 128 lpm. Otros autores (18,21,22,23) sostienen el estado estable con duraciones desde 5 hasta 14 minutos, pero emplean técnicas de análisis diferente, lo cual dificulta las comparaciones entre los estudios. Por otra parte, en el presente estudio se tomó un rango espectral total de 0.03 a 1.0 Hz, mientras que la mayoría de los autores considera solo el rango hasta 0.5 Hz. Tal reducción del rango puede afectar la ponderación de la banda FA en caso de que la frecuencia respiratoria este por arriba de 30 ciclos por minuto, situación que es bastante frecuente a las intensidades de trabajo que han sido empleadas en estos estudios. Esta observación resulta pertinente ya que en la Tabla 4 se puede apreciar que, de acuerdo a otros autores, la FA disminuye o no cambia, mientras que en el presente estudio sucedió lo opuesto. La posible explicación es que en los otros autores no consideraron las fluctuaciones de origen respiratorio arriba de 0.5 Hz.

Si la VFC durante ejercicio dinámico ha sido poco explorado, para el ejercicio estático la investigación es nula, ya que el único estudio reportado es el Lee Chang-Franw y Cols (24), quienes informan ausencia de cambios en la VFC en sujetos que realizaron ejercicio estático por apretón de mano. La diferencia con el estudio actual puede ser explicada por la intensidad de la carga a que sometieron a sus sujetos, ya que ésta fue solo el 10% de la CMV. Victor y Cols. (25), mediante estudios con microneurografía y bloqueo neuromuscular para determinar la participación de comandos centrales de control sobre la actividad neurovegetativa, sugieren que a cargas de trabajo estático por debajo del 15% de la CMV la percepción del esfuerzo y el reflejo presor muscular no son suficientes para afectar en gran medida la actividad simpática muscular ni la presión arterial.

A partir de los estudios clásicos de Sayers (26), Akselrod y Cols. (27) y de Pomeranz y Cols. (28), quienes sugieren que mediante análisis espectral se distinguen bandas de frecuencia asociadas con la actividad modulatoria del sistema nervioso autónomo, otros investigadores han confirmado sus resultados. Si bien, los trabajos de Sayer, Akselrod y de Pomeranz fueron realizados en reposo, y por lo tanto podrían no ser válidos en condiciones de ejercicio, Sato y Cols. (29), y Maciel y Cols. (8), mediante bloqueo farmacológico, reforzan la hipótesis de las distintas contribuciones del sistema nervioso autónomo en el control de la FC bajo condiciones de actividad física dinámica.

En base a estos estudios (8, 25-28) se ha asumido que durante el ejercicio dinámico con cargas crecientes de trabajo, paulatinamente se presentan el retiro de la actividad parasimpática y una mayor participación simpática que modulan el incremento de la FC, situación parecida a la descrita para el ejercicio estático (9). De acuerdo a los datos del presente estudio, por análisis espectral no fue posible corroborar estos fenómenos ya que la FB no se modificó y la FA

aumentó, mientras que la relación FB+FI/FA, aunque aumentó en el ejercicio estático, se redujo en el dinámico.

TABLA 4. Resultados de varios autores sobre los cambios en relación al reposo, en los parámetros espectrales que reflejan el control neurovegetativo de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante el ejercicio*.

Autor (Ref.)	PT	DEFC	FB	FA	FB/FA	FC media	Ejercicio	Estimador
Baselli (18)	↓		↓	↔	↔	148	Din.	AR
Arai (19)	↓		↓	↓	↔	160	Din.	TRF
Perini (20)	↓		↓	↔	↓	128	Din.	AR
Kamath (21)	↓		↓	↓	↑	140	Din.	AR
Yamamoto (22)	↓	↓	↓	↓	↑	155	Din.	CGSA
Rimoldi (23)	↓		↓	↓	↓	154	Din.	AR
Presente Estudio†	↓	↓	↔	↑	↓	138	Din.	PER
Lee (24)				↔	↔	78	Estat.	AR
Presente Estudio†	↑	↑	↔	↔	↑	89	Estat.	PER

* ↓↑indican cambios significativos; ↔ indican cambios no significativos.
† PT se tomó en el rango de 0.03 a 1.0 Hz, FB entre 0.03 a 0.08 y FA entre 0.15 a 1.0 Hz.
Abreviaciones: PT=potencia total, DEFC=desviación estándar de la FC, FB=frecuencia baja, FA=frecuencia alta, FB/FA=relación entre baja y alta frecuencia, FC= media de la FC, Din=ejercicio dinámico, Estat=ejercicio estático, TRF=transformada rápida de Fourier, AR=modelo autorregresivo, CGSA=análisis espectral de resolución gruesa, PER=periodograma promediado de Welch.

No obstante la dificultad para asignar de manera específica la modulación por alguna de las ramas autonómicas en los componentes espectrales, tanto por análisis en el tiempo como en el espectro de potencia se puede observar una menor capacidad de respuesta del corazón (menor VFC) en el ejercicio dinámico, contrapuesta a la evidente elevación de las fluctuaciones (mayor VFC) en el ejercicio estático. Tales comportamientos distinguen patrones de control neurovegetativo que merecen una mayor exploración. Es de notar que el componente de FI fue mayor en el ejercicio estático en comparación con el reposo, en tanto que en el ejercicio dinámico se redujo. Ya que este componente puede estar asociado a la modulación por baroreceptores, es posible que la mas alta VFC en el ejercicio estático sea inducida por baroreflejos, lo cual sería comprobable por la correlación entre los espectros de VFC y los de la presión arterial. Sin embargo, en el presente no se hicieron mediciones de esta variable hemodinámica.

En suma, no obstante las limitaciones actuales en los estimadores espectrales y la asociación de controles autonómicos específicos en cada componente espectral, se puede concluir que el ejercicio estático a 25-30 % de la CMV y el ejercicio dinámico a 55-60 % de la FC máxima presentan diferencias en la VFC manifestadas, tanto en el análisis de las señales de FC en el tiempo como en la frecuencia, por la mayor variabilidad de las fluctuaciones cardiacas en el ejercicio estático, con predominio del componente de frecuencias intermedias. Es probable que las diferencias sean inducidas por respuestas de retroalimentación neurovegetativa que influyen a través de modulación por baroreflejos.

Agradecimientos

Se agradece a Mabel E. Torres el diseño gráfico de las figuras y el manejo del paquete estadístico para el análisis de los resultados.

Referencias

1. ASTRAND PO, RODAHL K. Textbook of Work Physiology. Physiological bases of exercise. McGraw Hill 1986, 3a. edición.

2. WHIPP JB, WASSERMAN K. Exercise. Physiology and Pathophysiology. Dekker 1991, 1a. edición.

3. DONALD KW, LIND AR, McNICOL GW, HUMPHREYS PW, TAYLOR SH, STAUTON HP. Cardiovascular responses to sustained (static) contraction. Circ Res (Suppl I) 1967; 20-21:15-32.

4. MISNER JE, GOING SB, MASSEY BH, BALL TE, BEMBEN MG, ESSANDOH LK. Cardiovascular responses to sustained maximal voluntary static muscle contraction. Med Sci Sport Exerc 1990; 22:194-9.

5. BESUCHA GR, LENSER MC, HANSON PG. Comparison of hemodynamic responses to static and dynamic exercise. J Appl Physiol 1982; 53:1589-93.

6. STONE HL, DORMER KJ, FOREMAN RD, THIES R, BLAIR RW. Neural regulation of the cardiovascular system during exercise. Fed Proc 1985; 44:2271-8.

7. MITCHELL JH. Cardiovascular control during exercise:central and reflex neural mechanisms. Am J Cardiol 1985; 55:34d-41d.

8. MACIEL BC, GALLO L, MARIN-NETO JA, LIMA-FILHO EC, MARTINS LEB. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. Clin Sci 1986; 71:457-60.

9. MARTIN CE, SHAVER JA, LEON DF, THOMPSON ME, REDDY PS, LEONARD JJ. Autonomic mechanisms in hemodynamic responses to isometric exercise. J Clin Invest 1974; 54:104-15.

10. AKSELROD S, GORDON D, MADWED JB, SNIDMAN NC, SHANNON DC, COHEN RJ. Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. Am J Physiol 1985; 249: H867-75.

11. ÖRI Z, MONIR G, WEISS J, SAYHOUNI X, SINGER DH. Heart rate variability. Frequency domain analysis. Cardiol Clin 1992; 10:499-533.

12. AKSELROD S. Spectral analysis of fluctuations in cardiovascular parameters: A quantitative tool for the investigation of autonomic control. TIPS 1988; 9:6-9.

13. VAN RAVENSWAAIJ-ARTS CMA, KOLLEE LAA, HOPMAN JCW, STOELINGA GBA, VAN GEIJ HP. Heart rate variability. Ann Int Med 1993; 118:436-47.

14. ASMUSSEN E. Similarities and disimilarities between static and dynamic exercise. Circ Res 1981; 48:1-10.

15. CARRASCO-SOSA S, JIMENEZ-ALANIZ JR, GONZALEZ-CAMARENA R, RAMOS-MARTINEZ GR. Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante un protocolo de cinco etapas. Rev Mex Ing Biomed 1994; 15:87-98.

16. WELCH PD. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. IEEE Trans Audio Electroacoustics 1967; 15:70-73.

17. CARRASCO-SOSA S, JIMENEZ-ALANIZ JR, GONZALEZ-CAMARENA R, ROMAN-RAMOS R, MEDINA-BAÑUELOS V, AZPIROZ-LEEHAN J. Comparación del desempeño de tres técnicas de estimación espectral para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Rev Mex Ing Biomed 1995; Vol. 16 (En prensa).

18. BASELLI G, CERUTTI S, INTERDONATO T, ORIZIO C, PERINI R, VEICSTEINAS A. HRV during exercise in sedentary subjects and athletes. Comp Cardiol 1988; 15:319-22.

19. ARAI Y, SAUL JP, ALBRETCH P, HARTLEY LH, LILLY LS, COHEN RJ, COLUCCI WS. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. Am J Physiol 1989;256:H132-41.

20. PERINI R, ORIZIO C, BASELLI G, CERUTTI S, VEICSTEINAS A. The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. Eur J Appl Physiol 1990; 61:143-8.

. KAMATH MV, FALLEN EL, MCKELVIE R. Effects of steady steate exercise on the power spectrum of heart rate variability. 1991; 23:428-34.

. YAMAMOTO Y, HUGHSON RL, PETERSON JC. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. J Appl Physiol 1991; 71:1136-42.

. RIMOLDI O, FURLAN R, PAGANI MR, PIAZZA S, GUAZZI M, PAGANI M, MALLIANI A. Analysis of neural mechanisms accompanying different intensities of dynamic exercise. Chest 1992; 101:226S-30S.

. LEE CF. Effects of handgrip work and heat load on heart rate variability. Ann Physiol Anthrop 1994; 13:233-243.

. VICTOR RG, PRYOR SL, SECHER NH, MITCHELL JH. Effects of partial neuromuscular blockade on sympathetic nerve response to static exercise in humans. Circ Res 1989; 65:468-76.

. SAYERS BM. Analysis of heart rate variability. Ergonomics 1973; 16:17-32.

. AKSELROD S, GORDON D, UBEL FA, SHANNON DC, BARGER AC, COHEN RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science 1981; 213: 220-2.

. POMERANZ B, MACAULAY RJB, CAUDILL MA, KUTZ I, ADAM D, GORDON D, ET AL. Assesment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. Am J Physiol 1985; 248:H151-3.

. SATO I, HASEGAWA Y, HOTTA K. Autonomic nervous control of the heart exercising man. Pflugers Arch 1980; 384:1-7.

COMPARACIÓN DEL DESEMPEÑO DE TRES TÉCNICAS DE ESTIMACIÓN ESPECTRAL PARA EL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Carrasco Sosa, S.; Jiménez Alaniz, J.R.; González Camarena, R.; Román Ramos, R.; Medina Bañuelos, V.; Azpiroz Leehan, J.

Area de Investigación Médica. Depto. Ciencias de la Salud, C.B.S.
Area de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas.
Depto. de Ingeniería Eléctrica, C.B.I.
Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.

Resumen: Técnicas lineales de estimación espectral son usadas ampliamente para el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.(VFC).Los cientos de estudios en este campo utilizan indistintamente a la transformada discreta de Fourier, el periodograma y modelos autorregresivos. El espectro de potencia de la VFC es considerada una herramienta no invasiva para monitorizar el control autonómico del corazón, tanto de sujetos normales como de enfermos. Los índices espectrales con significado funcional son los componentes situados en banda de baja frecuencia, en la de alta y la relación de los componentes en la baja/alta, normalizadas en relación a la potencia espectral total. No existe un acuerdo general para la selección del rango de frecuencias que se utilizan para el cálculo de la potencia de los componentes de la banda de baja frecuencia y de la potencia espectral total.
Se propuso como objetivo la comparación de los índices espectrales obtenidos a partir de la transformada discreta de Fourier, el periodograma promediado y un modelo autorregresivo, con dos formas diferentes de normalización, rango estrecho y rango amplio.
Se formó un sistema para llevar a cabo el registro, la adquisición y el procesamiento de la VFC; basado en instrumentación analógica, una PC, una tarjeta de adquisición y programación desarrollada en base al MATLAB.
Se compararon los índices espectrales calculados por tres diferentes técnicas de estimación, en dos rangos de normalización, de 60 archivos obtenidos de 10 sujetos sanos, sometidos a 6 maniobras experimentales: acostado, parado, respiración controlada, ejercicio en bicicleta, recuperación y ejercicio con pesas.
Los resultados indicaron que los índices espectrales obtenidos por las tres técnicas solo fueron estadísticamente diferentes para el ejercicio en bicicleta en el rango amplio y que existen diferencias estadísticamente significativas entre los estimadores espectrales por los rangos de normalización amplio y estrecho, por las tres técnicas y para todas las condiciones. Sólo el periodograma redujo considerablemente los componentes de muy baja frecuencia. La ampliación del rango de frecuencias hasta 1.0 Hz. permitió considerar la influencia respiratoria sobre la VFC, sobre todo en el ejercicio en bicicleta.
Los resultados de este estudio demuestran que es crucial el procedimiento de normalización para poder hacer comparaciones entre diferentes técnicas de estimación y que es preferible la selección del rango estrecho, donde los estimadores espectrales dados por las tres técnicas resultaron semejantes y con mejores coeficientes de correlación para todas las condiciones experimentales empleadas. Se sugiere la ampliación del rango de análisis de la VFC hasta 1.0 Hz. cuando el protocolo incluya el ejercicio en bicicleta.

Introducción

Desde hace una década la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) de seres humanos y animales de experimentación, ha sido y es motivo de estudio intensivo en varias áreas del conocimiento biológico (1) como son: la fisiología, la farmacología y la clínica. Tal interés se debe en parte a su potencialidad de poder ser una herramienta no invasiva, confiable, y de

DAHL CORD SERV. DOC.

Volume 31, Number 10 October 1999

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

EDITORIAL BOARD

James Anholm
Anne E. Atwater
Kenneth M. Baldwin
Steven N. Blair
Claude Bouchard
George Brooks
Gail E. Butterfield
James L. Caffrey
Robert C. Cantu
Britton Chance
David L. Costill
Rod K. Dishman
Casey Donovan
Barbara L. Drinkwater
William E. Garrett
Carl V. Gisolfi
Robert J. Gregor
Gert de Groot
Patricia A. Gwartz
Brian Halpern
Emily M. Haynes
Stanley A. Herring
John L. Ivy
John M. Johnson
W. Larry Kenney
Steven J. Keteyian
W. Ben Kibler
Anne B. Loucks
Caroline Macera
Ronald L. Maughan
Robert C. McMurray
Stephen P. Messier
Katharina Meyer
Jere H. Mitchell
William P. Morgan
Aurelia Nattiv
John V. Nixon
Neil B. Oldridge
Ralph S. Paffenbarger
Kent B. Pandolf
David C. Poole
Scott K. Powers
James C. Puffer
Kenneth W. Rundell
Anthony J. Sargeant
Niels H. Secher
Gary S. Skrinar
Joseph W. Starnes
Charles Stebbins
Charlotte A. Tate
Richard D. Telford
Ronald L. Terjung
Steven P. Van Camp
Susan A. Ward
Jack H. Wilmore

Peter B. Raven
EDITOR-IN-CHIEF
University of North Texas Health Science Center at Fort Worth, Gibson D. Lewis Health Science Library
Fort Worth, Texas

Sondra L. England
MANAGING EDITOR
University of North Texas Health Science Center at Fort Worth, Gibson D. Lewis Health Science Library
Fort Worth, Texas

D. Mark Robertson
ASSISTANT EXECUTIVE VICE PRESIDENT, PUBLICATIONS AND CERTIFICATION
American College of Sports Medicine
Indianapolis, Indiana

CONSULTING EDITOR
Elsworth R. Buskirk
Pennsylvania State University
University Park, Pennsylvania

BOOK REVIEW EDITOR
Michael J. Berry
Wake Forest University
Winston-Salem, North Carolina

FOREIGN CONSULTING EDITORS

Per Olof Åstrand
Karolinska Institute
Stockholm, Sweden
Claudio G. S. de Araujo
Clinical de Medicina do Exercicio
Rio de Janeira, Brazil
Gaston Beunen
Katholieke Universiteit
Leuven, Belgium
Robert Fagard
University of Leuven
Leuven, Belgium
Claude Gharib
Université Claude Bernard
Lyon, France
Domhnall MacAuley
Queen's University of Belfast
Belfast, Northern Ireland

Paavo V. Komi
University of Jyväskylä
Jyvaskyla, Finland
Manfred J. Lehman
University of Ulm
Ulm, Germany
Mitsumasa Miyashita
University of Tokyo
Tokyo, Japan
Taketoshi Morimoto
Kyoto University Medical School
Kyoto, Japan
Alan R. Morton
University of Western Australia
Nedlands, Australia
Timothy Noakes
University of Cape Town
Cape Town, South Africa

Jacques R. Poortmans
Université Libre de Bruxelles
Brussels, Belgium
Victor Rogoskin
Institute of Physical Culture
St. Petersburg, USSR
Sadayoshi Taguchi
Kyoto University
Kyoto, Japan
Axel J. P. Urhausen
University of Saarland
Saarbrücken, Germany
Brian J. Whipp
St. George's Hospital Medical School
London, United Kingdom
Clyde Williams
University of Loughborough
Loughborough, United Kingdom

ASSOCIATE EDITORS

Ralph Beneke
Free University Berlin
Berlin, Germany
Thomas M. Best
University of Wisconsin
Madison, Wisconsin
Graham Caldwell
University of Massachusetts
Amherst, Massachusetts
Karen Carlberg
Eastern Washington University
Cheney, Washington
Carl Foster
University of Wisconsin
LaCrosse, Wisconsin
Glenn A. Gaesser
University of Virginia
Charlottesville, Virginia
Mark R. Hutchinson
University of Illinois
Chicago, Illinois

Harold W. Kohl, III
Baylor Sports Medicine Institute
Houston, Texas
William J. Kraemer
Ball State University
Muncie, IN
Kevin C. Kregel
University of Iowa
Iowa City, Iowa
Henry C. Lukaski
USDA, ARS, Human Nutr. Rsch. Ctr.
Grand Forks, North Dakota
Laurel T. Mackinnon
University of Queensland
Queensland, Australia
James L. Moeller
William Beaumont Hospital
Troy, MI
Timothy I. Musch
Kansas State University
Manhattan, Kansas

Patrick J. O'Connor
University of Georgia
Athens, Georgia
James M. Pivarnik
Michigan State University
East Lansing, Michigan
William O. Roberts
MinnHealth, PA
White Bear Lake, MN
Thomas W. Rowland
Baystate Medical Center
Children's Hospital
Springfield, Massachusetts
Anthony A. Vandervoort
University of Western Ontario
London, Ontario, Canada
Deborah Rohm Young
Johns Hopkins School of Medicine
Baltimore, Maryland

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE® (ISSN 0195-9131) is an official publication of the American College of Sports Medicine and is published monthly by Lippincott Williams & Wilkins, 12107 Insurance Way, Hagerstown, MD 21740. Business offices are located at 227 East Washington Square, Philadelphia, PA 19106-3780. Production offices are located at 351 West Camden Street, Baltimore, MD 21201-2436. Manuscripts dealing with original investigations, clinical studies, special communications, or comprehensive reviews on topics relevant to the areas of interest of the College will be considered for publication. All submitted manuscripts are subject to peer review. Copyright © 1999 American College of Sports Medicine, 401 West Michigan Street, Indianapolis, IN 46202. All rights reserved. No part of this journal can be reproduced without written consent of the publisher. Address all requests to Lippincott Williams & Wilkins, 12107 Insurance Way, Hagerstown, MD 21740. Nonmember subscription rate is $211.00/yr. (foreign $266.00), institutions $355.00 (foreign $376.00), institutional $108.00 (foreign $162.00). The GST number of Canadian subscribers is 895524239. C.P.C. International Publication Mail 0953962. Country of origin USA. Single copy $33.00. Foreign prices exclude Japan (see *Information for Subscribers*). Prices subject to change. Periodicals postage paid at Hagerstown, MD and additional sites. POSTMASTER: Send address changes to: MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®, Lippincott Williams & Wilkins, 12107 Insurance Way, Hagerstown, MD 21740. MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE® is a trademark owned by the American College of Sports Medicine.

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

OFFICIAL JOURNAL OF THE AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE

241

December 13, 1999

Dr. Ramon Gonzalez-Camarena
Lab. Human Physiology, Dept. Health Science
Metropolitan Autonomous University- Iztapalapa
Av. Michoacan y Purisima S/N, Col. Vincentia
Iztapalapa 09400
Mexico, D.F.

Dear Dr. Gonzalez-Camarena:

Congratulations on the acceptance of your manuscript 1199-64, *Effect of Static and Dynamic Exercise on Heart Rate and Blood Pressure Variabilities* for publication in *MSSE*®. I'm sure you are anxious to see your hard work in print. I do need to inform you that, due to a backlog of manuscripts we are currently assisting, manuscripts that are being accepted now will not appear until the June 2000 issue **at the earliest**. It is the editorial office's goal to bring this acceptance-to-publication timeframe down as we move into the new year.

For now, the editorial office is ensuring that all accepted manuscripts are complete and ready for the production process. I have reviewed your manuscript and found it complete.

I will be in touch regarding publication of your manuscript at a later date. If you have any questions, please feel free to call or e-mail me.

Sincerely,

Alisa W Perrel

Alisa Watson Perrel
MSSE® Managing Editor

Editor-in-Chief (1993-2000): Peter B. Raven, Ph.D., FACSM • University of North Texas Health Science Center • 3500 Camp Bowie Blvd
Fort Worth, TX 76107 • Phone: (817) 735-2074 or (817) 735-5008 • Fax: (817) 735-5084 • E-mail: praven@hsc.unt.edu

Managing Editor: Alisa Watson Perrel • American College of Sports Medicine • 401 West Michigan Street
Indianapolis, IN 46202-3233 • Phone: (317) 634-8932 • Fax: (317) 634-8827 • E-mail: awperrel@acsm.org

Web Site: www.msse.org • General correspondence: msse@acsm.org

Subject:
MSSE 1199-64 ACCEPT
Date:
Tue, 04 Jan 2000 10:19:30 -0600
From:
Carl Foster <foster.carl@uwlax.edu>
To:
rgc@xanum.uam.mx, awperrel@acsm.org

Dr Gonzalez-Camarena,
Your manuscript "Effect of static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variabilities" (MSSE 1199-64) is accepted for publication in Medicine and Science in Sports and Exericse. The editorial office will contact you in due course regarding the details of publication. Thank you for your contribution to Medicine and Science in Sports and Exercise.
Sincerely,
Carl Foster, Ph.D.
Associate Editor

EFFECT OF STATIC AND DYNAMIC EXERCISE ON HEART RATE AND BLOOD PRESSURE VARIABILITIES

RAMON GONZÁLEZ-CAMARENA, SALVADOR CARRASCO-SOSA,
RUBÉN ROMÁN-RAMOS, MERCEDES J. GAITÁN-GONZÁLEZ,
VERÓNICA MEDINA-BAÑUELOS, and JOAQUÍN AZPIROZ-LEEHAN.

Medical Research Area of the Department of Health Science, and Computer and Biomedical Signals Processing Research Area of the Department of Electrical Engineering, Metropolitan Autonomous University, Campus Iztapalapa, México City, MÉXICO

Address for Correspondence: *Ramón González-Camarena, M.D.*
Lab. Human Physiology, Dept. Health Science, DCBS.
Metropolitan Autonomous University-Iztapalapa
Av. Michoacan y Purisima S/N, Col. Vicentina,
Iztapalapa 09400, México, D.F.
email: rgc@xanum.uam.mx
Phone: (525) 804-4734
FAX: (525) 804-4727

Abbreviated title: **HRV AND BPV DURING STATIC AND DYNAMIC EXERCISE**

ABSTRACT

Purpose: This study examines the effect of static and dynamic leg exercises on heart rate variability (HRV) and blood pressure variability (BPV) in humans. **Methods:** 10 healthy male subjects were studied at rest, during static exercise performed at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and during dynamic cycling exercises done at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60). Respiration, heart rate, and blood pressure signals were digitized to analyze temporal and spectral parameters involving short and overall indexes (SD, ΔRANGE, RMSSD, Total power), power of the low (LF), middle (MF) and high (HF) frequency components, and the baroreceptor sensitivity by the α_{MF} index. **Results:** During SX30, indexes of HRV as SD, ΔRANGE, Total power, and MF in absolute units increased in relation with rest values and they were significantly higher ($P<0.001$) than during DX30 and DX60; HF during SX30, in normalized and absolute units, was not different of the rest condition, but it was higher ($P<0.001$) than HF during DX30 and DX60. Parameters of BPV as SD and ΔRANGE increased ($P<0.001$) during both type of exercises, and significant ($P<0.01$) increments were observed on MF during SX30 and DX30; systolic HF was attenuated during DX30 ($P<0.05$), while diastolic HF was augmented during DX60 ($P<0.001$). Compared with rest condition, the α_{MF} index decreased ($P<0.01$) only during dynamic exercises. **Conclusion:** Since HRV and BPV response is different when induced by static or dynamic exercise, differences in the autonomic activity can be advised. Instead of the vagal withdrawl and sympathetic augmentation observed during dynamic exercise, the increase in the overall HRV and the MF component during static exercise suggest an increased activity of both autonomic branches.

Key Words. SPECTRAL ANALYSIS, BARORECEPTOR SENSITIVITY, CARDIOVASCULAR CONTROL, AUTONOMIC ACTIVITY.

INTRODUCTION

Paragraph Number 1 The pressor and cardioaceleratory responses to exercise, noted during static and dynamic exercises, respectively, are intimately dependent of autonomic reflexes that control cardiovascular effectors. The level of autonomic activity depends on feedback mechanisms, which sense the hemodynamic conditions to adjust the offer according to the metabolic demand of the working muscles. As part of these adjustments, the heart rate (HR) and the arterial blood pressure (BP) fluctuate in a beat-to-beat mode, known as heart rate variability (HRV) and blood pressure variability (BPV), respectively. Pioneer studies based on spectral analysis have suggested that such fluctuations can be divided into frequency bands closely related to sympathetic and vagal modulation (1,19,23); those frequency bands scattered below 0.15 Hz (low frequency, LF, and middle frequency, MF), and that over 0.15 Hz (high frequency, HF).

Paragraph Number 2 Several studies have been done on spectral analysis of cardiovascular fluctuations during dynamic exercise, and although they have brought some interpretative controversies about the physiological meaning of specific spectral bands (7,34), the general image on HRV is consistent with a reduction of the total power in all frequency bands (2,3,10,14,22,25,35). For most of the authors, the power of these frequency bands and specially when they are expressed in normalized units, substantiated the general scheme of vagal withdrawal and sympathetic activation during light or moderate dynamic exercise (3,10,14,25,35), first described by Robinson et al in 1966 (27). On the other hand, the total power of systolic blood pressure variability (SBPV) increases during dynamic exercise (8,14,25), whereas LF power goes up (25) or LF power did not change while HF power increases (8,14).

Paragraph Number 3 Despite that the same sequence of vagal withdrawal and sympathetic activation has been described during static exercise after pharmacological blockade (13,15), different autonomic responses between static and dynamic exercises have also been proposed (29). However, using spectral analysis of the HRV, a non-significant difference has been reported between light static versus rhythmic handgrip (11), but it has also been referred that, compared with rhythmic handgrip, sustained moderate handgrip elicits a higher relative LF component (18).

Since this last study has been reported with no methodological details, whether or not during static exercise the spectral analysis of HRV and BPV resembles the behavior observed during dynamic activity remains unclear.

Paragraph Number 4 The purpose of the present study was to explore by means of spectral analysis possible differences on the HRV and BPV responses to static and dynamic leg exercises in healthy subjects. To accomplish this, the HRV and BPV responses to these type of exercises were first compared at matched relative workloads, thereafter at matched mean blood pressures.

MATERIAL AND METHODS

Subjects

Paragraph Number 5 Ten male volunteers (20-27 years old) were recruited at the Laboratory of Human Physiology of the Metropolitan Autonomous University, in México City. The healthy status of the volunteers was tested by means of an extensive clinical history, together with standard twelve lead ECG at rest and spirometry. Only sedentary, nonsmoker subjects without clinical evidence of endocrine, cardiac or respiratory disorders were chosen for the purpose of this study. Finally, they were added as participants, after signing an informed consent.

Study design

Paragraph Number 6 The study was designed to evaluate the response of heart rate and blood pressure variabilities when stimulation by static or dynamic exercise was applied at steady state conditions. Therefore, to facilitate the selection of the relative loads given to the subjects on the experimental protocol, they underwent preliminary tests, first for maximal voluntary contraction (MVC) and over two days later for maximal oxygen uptake (VO_{2max}). Finally, within one week of the preliminary tests, subjects returned to the laboratory to complete a set of submaximal static and dynamic protocols for HRV and BPV studies.

Paragraph Number 7 **Maximal preliminary tests.** MVC was tested on a training apparatus by extension of both knees against a weight, with the subject seated and without arm support. Verbal instructions were given to all subjects during the maximal contraction to use only the

quadriceps femoris muscle of both legs and to keep muscles of the arms and torso relaxed. Maximal contraction (in Kg) was considered the highest value of three to six tries. Each try lasted 2-3 seconds and resting periods of 3-5 minutes were left between tries.

Paragraph Number 8 VO_{2max} test was performed on a cycle ergometer (Monark 818E, Norway) based on a protocol with incremental loads of 25 W each minute. During a testing session, twenty second values of pulmonary ventilation, oxygen consumption, carbon dioxide production, and respiratory exchange ratio were computed. The major components of the gas analysis system were a Hewlett-Packard pneumotach package, a Beckman OM-11 oxygen analyzer, a Beckman LB-2 carbon dioxide analyzer, and a PC with A/D converter and specific software. The gas analyzers were calibrated with calibration gases and the pneumotach was calibrated with repeated pumps from a 3-l syringe. The criterion for VO_{2max} was achieving two of the following three conditions: 1) plateau or increase of ≤ 2.0 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ over two consecutive stages of increasing work, 2) heart rate $\geq 90\%$ of age-predicted maximum, and 3) respiratory exchange ratio value ≥ 1.1.

Paragraph Number 9 Continuous monitoring of the ECG (Hewlett-Packard 78330A monitor) was maintained by means of a CM_5 lead during maximal exercise tests. Table 1 summarizes the average physical characteristics of the volunteers studied, including their VO_{2max}, maximal HR at VO_{2max}, and MVC values.

Paragraph Number 10 **Static and dynamic exercise protocols.** In order to attenuate the possibility of an altered autonomic balance, participants were requested to keep a resting period the night before the study and to avoid any drug, coffee or fatiguing physical activity at least 24 hours before the study. Also, they were clinically free of signs and symptoms of any acute disease on the day of study. The subjects fasting for at least 3 hours entered at the laboratory around 9:00 a.m., according to their respective appointments.

Paragraph Number 11 After testing the rest condition, volunteers followed either static or dynamic exercises whose order was arranged to create a balanced design. Rest condition was tested during ten to fifteen minutes, while subjects stood seated and gently tied to a chair with a wide belt around the abdomen. Also at the sitting position, static exercise was performed at 30% of MVC (SX30) by holding isometric contractions of both quadriceps femoris muscles against a

weight sustained in between of the left and right medial malleolus of the ankles. This contraction caused the knee extension from 90° to 170° which was kept up for six minutes. The subjects were encouraged to uphold their legs extended, refraining from any arm contraction, and to hold an open glottis in order to avoid the Valsalva maneuver. Dynamic conditions were tested at 30% of VO_{2max} (DX30), to match the relative intensity of SX30 (5), and at 60% of VO_{2max} (DX60), to match as close as possible the SX30 mean blood pressure (5), while the subjects, seated on a cycle ergometer, were pedaling at 60 rpm for six minutes.

Paragraph Number 12 At the end of each exercise, the subjects were questioned about their fatigue feelings, according to the Borg's scale for rating perceived exertion. A recovery period of ten to fifteen minutes was left between exercises, until HR and BP returned to rest values.

Paragraph Number 13 For each test condition, ECG, instantaneous HR, indirect BP, and respiratory cycle (RESP) were continuously monitored. To record the ECG and the instantaneous HR, the CM5 electrocardiographic lead was processed through a monitor (Hewlett-Packard 78330A) and a rate computer (Hewlett Packard 8812A) with precision over one millisecond. Indirect BP wave was recorded from the index finger of the right hand via an optico-mechanical plethysmographic system (Finapres, Ohmeda-2300, Inc.), after patent ulnar and radial arteries were confirmed by the radial compression test of Allen. In all conditions, the right forearm and the hand were maintained horizontal and at a constant height, at the level of the fifth intercostal space, with the aid of a supporter. Extreme care was taken to insist that contractions of superior limbs were avoided. RESP was obtained from a sensor strap (Pro-Tech Services, Inc.) placed around the thorax. The sensor signal, based on a piezoelectric crystal transducer, was amplified and low-pass filtered at 30 Hz (Narco Bio-Systems Inc.).

Signal processing

Paragraph Number 14 Analog signals of instantaneous HR, indirect BP and RESP were digitized in a PC by means of a 12-bit A/D converter (Advantech Corp.), at a sample rate of 100 Hz. The indirect BP signal was processed to detect beat-to-beat systolic and diastolic blood pressures, and to compute the mean blood pressure. Values for systolic blood pressure (SBP) were defined as the highest peaks of pulse waves, while values for diastolic blood pressure

(DBP) were identified as the points of minimum intensity closer to the upstroke of the pulse waves. Mean blood pressure (MBP) was computed as the integral of the pulse waves. Finally, the time series of HR, SBP, DBP, and RESP were evenly resampled at 2 Hz after cubic spline interpolation. However, in order to approach the analysis under steady state conditions, only the last 512 points of the time series were processed. Stationarity of a time series was considered when the mean and the spectral power difference between the two halves of a series was <5% (19).

Paragraph Number 15 **Time domain measures.** Parameters measured on HR and BP records, as part of the time domain analysis, included the mean, the standard deviation (SD), the difference between the highest and the lowest value (ΔRANGE), and the square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent values (RMSSD). The temporal parameters SD and ΔRANGE were considered estimators of the overall long-term variability while RMSSD was of the beat-to-beat variability (33).

Paragraph Number 16 **Frequency domain measures.** The frequency domain analysis of the linearly detrended series was based in the estimation of the power spectral density by Welch's averaged periodogram method using Hanning windows of size 128, with an overlapping of 64 points.

Paragraph Number 17 Parameters obtained from the spectral estimation of HRV and BPV were, a) total power (P_{TOT}, up to 0.4 Hz), b) low frequency power (LF, 0.04-0.07 Hz) in absolute and normalized units, c) mid-frequency power (MF, 0.07-0.15 Hz) in absolute and normalized units, and d) high frequency power (HF, 0.15-0.4 Hz) in absolute and normalized units (21,33). The spectral components considered as low frequencies (LF and MF) were added to get the low over high frequency ratio (LF+MF/HF). In case of respiratory signals, instead of getting spectral parameters, their spectral power densities were used to compute the coherence with respect to HRV and SBPV spectral power densities. Coherence values higher than 0.5 indicated the frequency band where significant linear correlation existed between the frequency components of the signals.

Paragraph Number 18 An α_{MF} index in the range of 0.07 to 0.15 Hz was used to assess the spontaneous baroreceptor sensitivity during static and dynamic exercises. In brief, this index was

calculated as the square root of the HRV power over SBPV power ratio, provided that in the range of 0.07 to 0.15 Hz the coherence between the power spectral densities for HRV and SBPV was more than 0.5 (20,26).

Statistical analysis

Paragraph Number 19 For each parameter in the time and frequency domains, the averages and standard deviations were obtained to test statistical differences. The frequency domain parameters were normalized by logarithmic transformation whenever a skewed distribution was found. Comparisons were done by a repeated-measures one-way analysis of variance among the conditions that were explored (rest, SX30, DX30 and DX60) followed by post hoc Tukey's test to pinpoint differences. For all hypothesis test, $P<0.05$ was considered statistically significant.

RESULTS

Paragraph Number 20 Although during the last minutes of SX30 all subjects noted leg discomfort and the effort perception scored from 9 to 10, they were able to sustain the 30% of MVC contraction until the records were completed. Conversely, despite the relative intensity of dynamic exercises was equal (30% of VO_{2max}) or twofold (60% of VO_{2max}), the volunteers felt lighter the dynamic loads (3-5 and 5-7 scores, respectively) than the SX30 load.

Paragraph Number 21 Table 2 depicts the means and standard deviations of heart rate, mean blood pressure and respiration at rest and during the different type of exercises. SX30 showed small increases in mean HR, but it was significantly higher than the HR at rest. In comparison also to rest values, HR during dynamic exercises showed more substantial increases, so that these means were statistically higher than the mean HR during SX30.

Paragraph Number 22 The mean blood pressure increased during the two types of exercise when compared to rest values. The mean blood pressures were statistically similar for SX30 and DX60, and these both were higher ($P<0.001$) than for DX30.

Paragraph Number 23 The respiratory rate increased during SX30, DX30, and DX60, compared with rest values. The mean increment in the respiratory rate under SX30 condition was alike to

the mean of DX30, and significantly lower ($P<0.001$) than the mean of DX60.

Paragraph Number 24 **Effects of exercise on time domain measures of HRV and BPV.** The response of time domain parameters for HRV, SBPV and DBPV to static and dynamic exercises is presented as mean values in Figure 1. All HR time series accomplished the steady state condition, since the stationarity value was below 3%. Nevertheless, in case of static exercise, the DBP and more so the SBP held a slow upward trend, while during dynamic exercises the trend of the blood pressure time series was downward. Such trends in blood pressure were high enough to cause that, four subjects during static exercise and three subjects during dynamic exercise presented a difference around 6% between the mean of the two halves of the diastolic and systolic time series.

Paragraph Number 25 At SX30 the means of SD and ΔRANGE parameters for HRV increased significantly from rest values, while the change in RMSSD did not reach statistical significance. In case of dynamic exercises, at DX30 the time domain indexes tended to remain unchanged except ΔRANGE, which showed a small but significant increase. When exercising at 60% of VO_{2max}, a clear decline was observed on the three indexes. Contrasts among exercises remarked that SX30 got significantly higher SD, ΔRANGE and RMSSD values than DX60, and higher SD, and RMSSD values than DX30 ($P<0.001$).

Paragraph Number 26 During both static and dynamic activities, and for SBPV and DBPV, the temporal parameters SD and the ΔRANGE increased from rest values. The other parameter, RMSSD, for SBPV and DBPV, was unaltered during SX30, while it significantly augmented during DX60. RMSSD during DX30 augmented only for DBPV. Differences between exercises showed that SD, ΔRANGE and RMSSD values were lower for SX30 than for DX60 ($P<0.001$). Significant differences between SX30 and DX30 were only proved for RMSSD at DBPV as lower values were seen during SX30 ($P<0.001$).

Paragraph Number 27 **Effects of exercise on frequency domain measures of HRV.** Figure 2 displays a typical example of HR and SBP time series and their respective power spectral densities during rest and the two types of exercise. Figure 3 shows graphically the means and standard deviations of the spectral components of the HRV.

Paragraph Number 28 Comparisons between each kind of exercise against rest mean values revealed that at SX30 PTOT increased around 88.6%, while at dynamic exercises it significantly decreased around 14.5% during DX30, and 73.2% during DX60. There were significant differences ($P<0.001$) on PTOT among the three types of exercise, being SX30 the highest and DX60 the lowest.

Paragraph Number 29 During SX30, the spectral analysis indicated that the augmentation on PTOT was unevenly distributed along the specific frequency components. For example, and compared with rest values, in absolute units the LF+MF power significantly increased ($P<0.001$) at the expense of the MF increment ($P<0.001$) but LF did not change. In normalized units LF+MF showed a non-significant change with respect to rest values; however, the LF component presented a significant decrement ($P<0.001$), while the MF component a significant increment ($P<0.002$). Finally, although the normalized HF values tended downward, the change was statistically non-important.

Paragraph Number 30 In regard to dynamic exercise, in terms of absolute values and compared with rest conditions, DX30 was characterized by unvarying LF+MF and MF power, a small but significant decrement in the LF power ($P<0.05$), and a more clear reduction in the HF power ($P<0.01$). On the same terms, DX60 showed a marked decrease in the power of all spectral components ($P<0.001$). In terms of normalized units the LF+MF component presented significant increases ($P<0.001$) from rest values for both DX30 and DX60. The increment noticed in normalized LF+MF during DX30 was dependent on the change in the MF component, while during DX60 the increment was related to the change in LF component. The normalized HF component was significantly reduced ($P<0.01$) for DX30 and DX60.

Paragraph Number 31 Comparisons among static and dynamic conditions showed that, in normalized units, the MF component during SX30 presented higher values ($P<0.001$) than DX60, and in absolute units SX30 revealed higher power ($P<0.001$) than dynamic exercises, DX30 and DX60. In the same way of comparison, during SX30 the normalized LF component was lower ($P<0.01$) than during DX60, but in absolute units it was higher ($P<0.01$). Finally, although the normalized HF component decreased in all exercise conditions the deepest decrement was seen

during DX30 followed by DX60 and SX30; so that, there were significant differences among SX30 and both dynamic exercises ($P<0.001$).

Paragraph Number 32 Means of the (LF+MF)/HF ratio showed a tendency toward higher values during both types of exercise in comparison to rest values; however, only the spectral response to dynamic exercises, DX30 and DX60, achieved statistical significance ($P<0.001$). On the other side, since the increase in LF+MF and the decrease in HF were more evident during dynamic exercises, their mean (LF+MF)/HF ratios were statistically significant ($P<0.01$) when compared with those of SX30.

Paragraph Number 33 **Effects of exercise on frequency domain measures of SBPV and DBPV.** Figure 4 and Figure 5 display the mean values of frequency domain measures for SBPV and DBPV, respectively. PTOT for systolic and diastolic spectra increased during both types of exercise, static and dynamic; however, compared with rest values, they only achieved significant difference for diastolic spectra ($P<0.05$). There were no differences in PTOT for SBPV and DBPV among the types of exercise.

Paragraph Number 34 Such behavior of PTOT was reflected on the LF+MF power, since this augmented in all types of exercise for SBPV and DBPV. However, the contribution of the specific components on PTOT pointed to a striking influence of the MF power at SX30 and DX30, whose systolic and diastolic values were higher than those of DX60 ($P<0.01$). Compared with normalized rest values, only systolic LF+MF during DX30 showed a significant increment ($P<0.001$), while diastolic LF+MF did not rise during any of the exercise conditions, even more, during DX60 this parameter decreased ($P<0.01$).

Paragraph Number 35 In particular, SBPV at SX30 and DX30 presented a notable increase in the MF component, in absolute and normalized units, accompanied by unimportant changes in LF component. However, differences were seen in the HF component, for it was unaltered during SX30 and significantly decreased during DX30. On the other side, although for SBPV DX60 the MF component also increased, it showed a lower increase than SX30 and DX30, and the LF and HF components remained unmodified with respect to rest conditions. SBPV comparisons among the type of exercises indicated that the normalized LF power during SX30 and DX30 was lower than during DX60 ($P<0.001$), that the absolute and normalized MF component during SX30 and

DX30 was higher than during DX60 ($P<0.001$), and that HF during DX30 was lower than during SX30 and DX60 ($P<0.01$).

Paragraph Number 36 With respect to DBPV, the exercise spectral response was almost equivalent to that observed for SBPV; however, some remarkable differences were noted. First, MF power in absolute and normalized units at DX60 did not change with respect to rest conditions; second, normalized LF component at SX30, DX30 and DX60 decreased in comparison to rest values ($P<0.01$); third, HF power in absolute and normalized units at DX30 did not change with respect to rest condition; and fourth, HF power in absolute and normalized units at DX60 was higher than any other condition ($P<0.001$).

Paragraph Number 37 Finally, the trend of each spectral component of the BPV was reflected on the (LF+MF)/HF ratio. Therefore, the ratio increased in a significant way ($P<0.05$) during systolic and diastolic DX30 and only during diastolic SX30. The diastolic (LF+MF)/HF ratios during SX30 and DX30 were higher ($P<0.001$) than the respective ratio during DX60 ($P<0.001$).

Paragraph Number 38 **Coherence for HF component and respiration.** The spectral power of the respiratory cycle presented a coherence higher than 0.5 with the HF component for HRV and for BPV, in all records from the resting and the three experimental conditions.

Paragraph Number 39 **Effects of exercise on baroreceptor sensitivity.** At rest, during SX30, and during DX30 the coherence between the MF band in systolic and HR spectral power was over 0.5 in all subjects. However, during DX60 such coherence declined and, although it gave mean values over 0.5, its range was from 0.10 to 0.71 along the MF band.

Paragraph Number 40 The α_{MF} index, in beats•min^{-1}/mmHg, showed differences among the explored conditions, since it was statistically lower ($P<0.001$) for DX60 (0.206 ± 0.05) than for rest (0.787 ± 0.061), SX30 (0.727 ± 0.155), and DX30 (0.602 ± 0.148). During DX30 the index tended also to be lower; in fact, it achieved significance when compared with rest conditions, but not with SX30. The α_{MF} indexes at rest and during SX30 were not statistically different.

DISCUSSION

Paragraph Number 41 Even though steady static and dynamic exercises were done at the same relative work load or at the same mean blood pressure, the findings in the present study point out to distinct cardiovascular beat-to-beat responses associated to the type of exercise. Actually, contrary to the depressed HRV induced by dynamic exercises, the static exercise provoked a greater HRV response, as shown by temporal and spectral measures. The response of BPV to different exercises pointed to similar increases of the temporal measures and LF+MF, and a variable trend of the HF component; however, the spectral analysis of both variabilities, HRV and BPV, revealed differences in the contribution of the LF, MF, and HF components to PTOT. Such differences between stable static and dynamic exercises seem to be associated to a complex integration of muscle metabolic afferents and baroreceptor sensitivity changes.

Paragraph Number 42 Perhaps, by means of spectral analysis, Sato et al. (30) were the first authors who described the autonomic nervous system modulation of the heart rate during dynamic exercise. Furlan et al. (8), in hypertensive elderly subjects, showed the first evidence of spectral analysis of systolic pressure that suggested the increased power in the low frequency band (0.03 to 0.15 Hz) during dynamic exercise as an index of the sympathetic efferent activity. However, they also observed a marked influence of the respiratory activity on the power of high frequency band (>0.15 Hz) that attenuated the relative low frequency contribution. Thereafter, by spectral analysis, other authors (2,3,10,14,22,25,35) have described the attenuation of the overall power of the HRV during dynamic exercise, while the normalized low frequencies remain dominant over the high frequency component, suggesting an increased sympathetic and attenuated parasympathetic activities.

Paragraph Number 43 Our results are in general agreement with these previous studies (2,3,10,14,22,25,35), since we also found a reduction of the overall HRV during dynamic exercise, reduction that was dependent of the workload intensity. As reported for dynamic exercises, the normalized power of LF+MF increases while the HF component decreases and, consequently the (LF+MF)/HF ratio is elevated in comparison to rest condition. Although in general we observed the same response, the trend of increasing the (LF+MF)/HF ratio was not sustained at DX60, (mainly due to a lesser increase of the LF+MF component and lesser decrease of the HF component). In fact, in the less intense dynamic exercise, DX30, the rise of

normalized low frequencies was accompanied by elevation of the MF component with a small change in the α_{MF} index, and by significant reduction of the HF component with a small change in the respiratory rate. On the other hand, the elevated LF+MF during DX60 went with an elevation of the LF component, a reduction of the α_{MF} index, a rebound of the HF component and a significant elevation of the respiratory rate.

Paragraph Number 44 It seems that most investigators have implicitly assumed that similar power spectral density of HRV is observed between static and dynamic exercise. However, our results show a thoroughly different response to static exercise, at least when compared with dynamic exercises at either the same relative intensity or the same mean blood pressure, suggesting a different balance of the modulation factors for heart rate and blood pressure. Surprisingly, static exercise occurs with higher overall variability, and non-significant changes in the LF+MF component, the HF component and the (LF+MF)/HF ratio, in addition to significant reduction in the LF component and marked elevation in the MF power.

Paragraph Number 45 When compared at equivalent relative workloads, static and dynamic exercise lead to similar respiratory rate and baroreceptor sensitivity but static exercise leads to lower heart rate, higher blood pressure and higher effort perception. Associated to this response, other differences occurred in some temporal and spectral parameters of HRV, inasmuch as during static exercise the SD, RMSSD, P_{TOT}, LF+MF power, MF power, and HF power were higher, while in relative units LF+MF were lower and HF higher, conveying a lower (LF+MF)/HF ratio. However, for SBPV the only difference was in a lower absolute and normalized HF component during the static condition. These results are in disagreement with those of Lee et al. (11) who working at 10% of MVC during at least 30 minutes of handgrip did not observe any difference between sustained and rhythmic exercise. A possible explanation of our discrepancy is that they used exercise intensities that could be unable to induce a measurable autonomic mediation in response. Indeed, measured by the technique of muscle sympathetic neural discharge, Seals et al did not detect important sympathetic response to either sustained handgrip (31) or rhythmic arm exercise (32), when exercises were done at intensities below 15% of MVC.

Paragraph Number 46 Other authors (18) studying handgrip at 25% of MVC mention that the overall spectral variability do not change significantly during both dynamic and static exercise, but

normalized LF in HRV and LF in SBPV increase while HF in HRV decrease. In keeping with that study, we found the same response in the LF component, but from our results the increment in LF+MF and the decrement in HF were less evident during static exercise; besides, the static exercise induced increased overall HRV. There are some evidences that point to important differences between static arm and static leg exercise (24) on the sympathetic activation; thus, differences in either muscle mass and the active limb might explain our differences with Pagani et al. (18).

Paragraph Number 47 Hitherto, we underlined the difference in HRV and BPV induced by static and dynamic exercise performed at similar relative workload levels (SX30 vs DX30). However, under this condition the static exercise shows different hemodynamic responses to that observed during dynamic exercise, particularly in blood pressure (5). Therefore, in view of keeping similar mean blood pressures we considered a more intense dynamic exercise (SX30 vs DX60). Although the HRV and the BPV responses to progressive static exercise remain unknown, in the present study we did not explore workload below or over 30% of the MVC. With the exercise conditions used in the present study, we pretended to cover three main scenarios, first, that the exercises were of a relative intensity enough to induce an autonomic response; second, that the HR and the BP could be sustained for a time enough to achieve steady state conditions and, third, that the blood pressures could be compared at equivalent mean values.

Paragraph Number 48 Under conditions of similar blood pressures but mismatched workloads, the differences between the HRV response to SX30 and DX60 were more clear. So, while during static exercise, the heart rate and the respiratory rate were significantly lower, the baroreceptor sensitivity, the effort perception, the temporal parameters in HRV, and the absolute spectral parameters in HRV were higher. In respect to SBPV, the main difference between static and dynamic exercise was on the MF component at absolute and normalized units while to DBPV, differences in the HF appeared.

Paragraph Number 49 It is commonly accepted that the cardiovascular autonomic control during exercise implies a biphasic response characterized first by vagal withdrawal followed by sympathetic activation response that have been described for both dynamic (12,27) and static (13,15) exercises, so that after progressive increase of the exercise intensity there is a growing

sympathetic dominance. However, contrary to this depressed vagal and increased sympathetic modulation, the results of the present study allow us to suggest that particularly during static exercise the cardiovascular modulation by the two autonomic branches is increased.

Paragraph Number 50 Recent studies provide some clues to think about a dual autonomic activation during static exercises. On that account, Batman et al. (4) reported that contrary to forearm dynamic exercise, the sympathoexcitation during forearm static exercise is dependent on engagement of muscle metabolite-sensitive afferents affecting the muscle vasomotor activity. Almost simultaneously in a study based on temporal analysis, Nishiyasu et al. (17) determined that HRV increases during activation of muscle metaboreflexes and suggested for the first time an enhanced parasympathetic tone during static exercises as consequence of the arterial baroreceptor loading. Our finding by temporal and spectral analysis of an increased overall HRV during static leg exercise is in agreement with that suggestion. Furthermore, our observation of a higher MF power during static exercise gives support to the hypothesis that low frequency oscillations (0.08-0.14 Hz) in HRV reflect the baroreflex vagal outflow in response to the increase in the sympathetic activity (9).

Paragraph Number 51 Clearly, this hypothesis comprises a baroreflex sensitive enough to respond to the increased mean arterial pressure with a higher vagal outflow; however, Nishiyasu et al. (17) focused their study to the heart rate response and they did not measure the baroreceptor sensitivity. As an index of the baroreceptor sensitivity we found that compared with rest conditions the α_{MF} index during static exercise was unchanged, while during dynamic exercises the α_{MF} was significantly reduced, more so for the highest load we explored. As far as the α_{MF} during dynamic exercise is concerned, other authors using a similar method to estimate the baroreceptor sensitivity agree that the α index in the low frequency band centered at 0.1 Hz decreases with dynamic exercise (14,20).

Paragraph Number 52 In brief, from our point of view the MF power during static exercise might represent first the sympathetic vasopressor response due to muscle metaboreflex activation and then the parasympathetic response generated by an effective baroreflex sensitivity. This parasympathetic response seems also reflected in the HF power whose magnitude is not attenuated during static exercise and contributes to a generalized HRV increase. The dynamic

exercise, on the other side, could be interpreted as a vagal withdraw and blunted baroreflex sensitivity, with sympathetic modulation other than muscle metaboreflex (4,6,28). Therefore, during dynamic exercise the overall HRV decrease and the autonomic balance point to a sympathetic dominance, high (LF+MF)/HF ratio, which was more evident at 30% of the VO_{2max}. Thereafter, when the respiratory rate surpasses 0.4 Hz and the baroreceptor sensitivity is deeply blunted, as during dynamic exercise at 60% of the VO_{2max}, pitfalls ensue in the interpretation of the HRV spectral analysis, probably due to respiratory non-neural (7) or other humoral mechanisms (6).

Paragraph Number 53 Investigations on HRV and BPV during dynamic exercise that have used spectral analysis have reported controversial results in the response of the LF/HF ratio, which has been found decreased as a consequence of significant persistence of the HRV HF component (10) or increment of the SBPV HF component (8,14). Casadei et al. (7), based on autonomic blockade, proved that during moderate dynamic exercise an important fraction of the HF component, which is related to the respiratory sinus arrhythmia, is due to nonneural mechanisms. Hence, this component could overestimate the cardiac vagal activity during moderate or intense dynamic exercise. Breuer et al. (6), on the other side, studied the impact of circulating catecholamines on HRV during different dynamic exercise intensities performed on a cycle ergometer. They found a considerable reduction of the HRV which was more pronounced at a HR of 150 beats•min^{-1}, when the circulating catecholamines were higher, and during additional infusion of catecholamines. Thus, they suggest a negative feedback of the circulating catecholamines on sympathetic heart control that reduce the low frequency (0.06-0.15 Hz) power and affect the low frequency to high frequency ratio as a sympatho-vagal marker. From the findings of the present work, the HF component in the diastolic spectra more clearly reflected the nonneural respiratory influence, and the LF and the MF components showed differential behaviors during exercises at different intensities. Therefore, according to previous reports (6,7) and our own results, the physiological interpretation of specific spectral components during exercise needs further studies.

Paragraph Number 54 It is pertinent to emphasize some methodological characteristics of the present study that can limit our observations. First, although the coherence between the -spectra

of systolic blood pressure and heart rate was higher than 0.5 in the MF band, the smaller coherence values were seen during dynamic exercise at the highest workload intensity. Second, although many authors rather prefer the RR interval as the natural choice to represent the HRV, we used the frequency representation based on a previous report (16). Third, the intention of the exercises performed by the subjects was to predominantly use the quadriceps femoralis, but we did not record neither muscle contraction nor strength; therefore, we cannot exclude variations in the exerted force and differences due to other possible added muscles. Fourth, the SBP and DBP time series were unsteady in some subjects during both exercises, static and dynamic; however, in all time series the stationarity required for spectral analysis ensue after we applied the detrend function. Finally, the estimation of baroreceptors sensitivity by spectral analysis has been proposed and tested under diverse circumstances including dynamic exercise lasting at least 10 minutes (14,20), but it has not been during isometric exercise or dynamic exercises, at intensities and periods when systolic blood pressure could present non-stationarity. Nonetheless, the data from the present study state a contrasting response on the mean α_{MF} index during static and dynamic exercise at similar mean blood pressure, so that different mechanisms of cardiovascular control can be thought.

Paragraph Number 55 In conclusion, since temporal and spectral differences in HRV and BPV were present between static and dynamic exercises, performed at the same relative intensity of the workload (SX30 vs DX30) or the same blood pressure (SX30 vs DX60), we assume that the pattern activity of the autonomic control depends on the type of exercise. In comparison to dynamic exercise, on which the HRV is significantly reduced, the static exercise was characterized by an enhanced overall HRV and specific MF component in both HRV and BPV that might be elicited by an active metaboreflex and baroreflex response.

REFERENCES

1. AKSELROD, S., D. GORDON, F. A. UBEL, D. C. SHANNON, A. C. BARGER, and R. J. COHEN. Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* 213:220-222, 1981.
2. ARAI, Y., J.P. SAUL, P. ALBRECHT, et al. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *Am. J. Physiol.* 256:H132-H141, 1989.
3. BASELLI, G., S. CERUTTI, T. INTERDONATO, C. ORIZIO, R. PERINI, and A. VEICSTEINAS. HRV during exercise in sedentary subjects and athletes . In: *Proc. Comp. in Cardiology.* Washington DC: IEEE Computer Society Press, 1988, pp. 319-322.
4. BATMAN, B. A., J. C. HARDY, U. A. LEUENBERGER, M. B. SMITH, Q. X. YANG, and L. I. SINOWAY. Sympathetic nerve activity during prolonged rhythmic forearm exercise. *J. Appl. Physiol.* 76:1077-1081, 1994.
5. BESUCHA, G. R., M. C. LENSER, P. G. HANSON, and F. J. NAGLE. Comparison of hemodynamic responses to static and dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* 53:1589-1593, 1982
6. BREUER, H-W. M., A. SKYSCHALLY, R. SCHULZ, C. MARTIN, M. WEHR, and G. HEUSCH. Heart rate variability and circulating catecholamine concentrations during steady state exercise in healthy volunteers. *Br. Heart J.* 70:144-149, 1993.
7. CASADEI, B., S. COCHRANE, J. JOHNSTON, J. CONWAY, and P. SLEIGHT. Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiol. Scand.* 153:125-131, 1995.
8. FURLAN, R., S. DELL'ORTO, W. CRIVELLARO, et al. Effects of tilt and treadmill exercise on short-term variability in systolic arterial pressure in hypertensive men. *J. Hypertension* 5:S423-S425, 1987.
9. GRASSO, R., F. SCHENA, G. GULLI, and A. CEVESE. Does low-frequency variability of heart period reflect a specific parasympathetic mechanism? *J. Autonom. Nerv. Syst.* 63:30-38, 1997.
10. KAMATH, M. V., E. L. FALLEN, and R. MCKELVIE. Effects of steady state exercise on the power spectrum of the heart rate variability. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 23:428-434, 1991.

11. LEE, C. F., T. KATSUURA, H. HARADA, and Y. KIKUCHI. Effects of handgrip work and heat load on heart rate variability. *Ann. Physiol. Anthropol.* 13:233-243, 1994.

12. MACIEL, B. C., L. GALLO JR., J. A. MARIN NETO, E. C. LIMA FILHO, and L. E. B. MARTINS. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. *Clin. Sci.* 71:457-460, 1986.

13. MACIEL, B. C., L. GALLO, J. A. MARIN-NETO, and L. E. B. MARTINS. Autonomic nervous control of the heart rate during isometric exercise in normal man. *Pflügers Arch.* 408:173-177, 1987.

14. MACOR, F., R. FAGARD, and A. AMERY. Power spectral analysis of RR interval and blood pressure short-term variability at rest and during dynamic exercise: comparison between cyclists and controls. *Int. J. Sports. Med.* 17:175-181, 1996.

15. MARTIN, C. E., J. A. SHAVER, D. F. LEON, M. E. THOMPSON, P. S. REDDY, and J. J. LEONARD. Autonomic mechanisms in hemodynamic responses to isometric exercise. *J. Clin. Invest.* 54:104-115, 1974.

16. NIKLASSON, U., U. WIKLUND, P. BJERLE, and B. O. OLOFSSON. Heart-rate variation: what are we measuring? *Clin. Physiol.* 13:71-79, 1993.

17. NISHIYASU, T., N. TAN, K. MORIMOTO, M. NISHIYASU, Y. YAMAGUCHI, and N. MURAKAMI. Enhancement of parasympathetic cardiac activity during activation of muscle metaboreflex in humans. *J. Appl. Physiol.* 77:2778-2783, 1994.

18. PAGANI, M., D. LUCINI, O. RIMOLDI, R. FURLAN, S. PIAZZA, and L. BIANCARDI. Effects of physical and mental exercise on heart rate variability. In: *Heart Rate variability.* M. Malik and A. J. Camm (Eds.): Armonk, NY: Futura Publishing Company, 1995, pp. 250-252.

19. PAGANI, M., F. LOMBARDI, F. GUZZETTI, et al. Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circ. Res.* 59:178-93, 1986.

20. PAGANI, M., V. SOMERS, R. FURLAN, et al. Changes in autonomic regulation induced by physical training in mild hypertension. *Hypertension* 12:600-610, 1988.

21. PARATI, G., J. P. SAUL, M. DI RIENZO, and G. MANCIA. Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal. *Hypertension* 25:1276-1286, 1995.

22. PERINI, R., C. ORIZIO, G. BASELLI, S. CERUTTI, and A. VEICSTEINAS. The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. *Eur. J. Appl. Physiol.* 61:143-148, 1990.

23. POMERANZ, B, R. J. B. MACAULAY, M. A. CAUDILL, et al. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am. J. Physiol.* 248:H151-H153, 1985.

24. RAY, C. A. R. F. REA, M. P. CLARY, and A. L. MARK. Muscle sympathetic nerve responses to static leg exercise. *J. Appl. Physiol.* 73:1523-1529, 1992.

25. RIMOLDI, O., R. FURLAN, M. R. PAGANI, et al. Analysis of neural mechanics accompanying different intensities of dynamic exercise. *Chest* 101:226S-230S, 1992.

26. ROBBE, H. W. J., L. J. M. MULDER, H. RUDDEL, W. A. LANGEWITZ, J. B. P. VELDMAN, and G. MULDER. Assessment of baroreceptor reflex sensitivity by means of spectral analysis. *Hypertension* 10:538-543, 1987.

27. ROBINSON, B. F., S. E. EPSTEIN, G. D. BEISER, and E. BRAUNWALD. Control of heart rate by the autonomic nervous system: studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. *Circ. Res.* 19:400-411, 1966.

28. ROWELL , I. B. Reflex control of the circulation during exercise. *Int. J. Sports Med.* 13:S25-S27, 1992.

29. ROWELL, L. B., and D. S. O'LEARY. Reflex control of the circulation during exercise chemoreflexes and mechanoreflexes. *J. Appl. Physiol.* 69:407-418, 1990.

30. SATO, I., Y. HASEGAWA, and K. HOTTA. Autonomic nervous control of the heart in exercising man. *Pflügers Arch.*384:1-7, 1980.

31. SEALS, D. R., P. B. CHASE, and J. A. TAYLOR. Autonomic mediation of the pressor responses to isometric exercise in humans. *J. Appl. Physiol.* 64:2190-2196, 1988.

32. SEALS, D. R., R. G. VICTOR, and A. L. MARK. Plasma norepinephrine and muscle sympathetic discharge during rhythmic exercise in humans. *J. Appl. Physiol.* 65:949-944, 1988.

33. TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROCARDIOPHYSIOLOGY. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* 93:1043-1065, 1996.

34. WARREN, J. H., R. S. JAFFE, C. E. WRAA, and C. L. STEBBINS. Effect of autonomic blockade on power spectrum of heart rate variability during exercise. *Am. J. Physiol.* 42:R495-R502, 1997.

35. YAMAMOTO, Y., R. L. HUGHSON, and J. C. PETERSON. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *J. Appl. Physiol.* 71:1136-1142, 1991.

TABLE 1. Physical and functional characteristics of the studied subjects (N = 10).

Variable		mean ± s.d.
Age	(yr)	23.9 ± 2.41
Weight	(kg)	62.8 ± 6.11
Height	(cm)	163.7 ± 5.23
Body surface	(m^2)	1.690 ± 0.09
HR_{max}	($beats \cdot min^{-1}$)	193.3 ± 12.1
VO_{2max}	($ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$)	42.7 ± 4.7
MVC	(kg)	60.8 ± 7.6

HR_{max}, maximal heart rate; VO_{2max}, maximal oxygen uptake; MVC, maximal voluntary contraction.

TABLE 2. Responses (mean ± s.d.) at rest and during the types of exercise (N = 10).

Variable	REST	SX30	DX30	DX60
Heart rate (beats·min^{-1})	61.9 ± 8.3	84.1 ± 9.1 *†§	93.7 ± 8.6 *§	143.9 ± 9.1
Systolic blood pressure (mmHg)	121.6 ± 7.8	166.7 ± 15.5 *†	150.8 ± 12.3 *§	173.9 ± 14.6
Mean blood pressure (mmHg)	91.2 ± 5.8	122.2 ± 11.7 *†	107.7 ± 8.1 *§	121.6 ± 12.6
Diastolic blood pressure (mmHg)	76.4 ± 4.6	100.8 ± 11.1 *†	86.7 ± 7.8 *§	97.7 ± 12.1
Respiratory rate (breaths·min^{-1})	17.9 ± 5.1	21.9 ± 5.7 *§	23.4 ± 6.1 *§	34.8 ± 7.7

SX30, static exercise at 30% of maximal voluntary contraction; DX30, dynamic exercise at 30% of VO_{2max}; DX60, dynamic exercise at 60% of VO_{2max}.
* Significant differences (P<0.05), compared with REST.
† Significant differences (P<0.05), compared with DX30.
§ Significant differences (P<0.05), compared with DX60.

FIGURE LEGENDS

Figure 1. Effects of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on temporal parameters of heart rate variability (HRV), systolic blood pressure variability and diastolic blood pressure variability (DBPV). The bars display the mean and standard deviation of each temporal parameter. Other abbreviations and symbols were as follow: SD, mean of standard deviations; ΔRANGE, mean of the differences between maximal and minimal data; RMSSD, mean of square roots of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent data; *, significant differences ($P<0.05$) compared with REST; †, significant differences ($P<0.05$) compared with DX30; §, significant differences ($P<0.05$) compared with DX60.

Figure 2. One subject example of the time series and the power spectral densities (PSD) of heart rate variability (HRV) and systolic blood pressure variability (SBPV) during rest, static exercise at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), dynamic exercise at 30% of VO_{2max} (DX30) and dynamic exercise at 60% of VO_{2max} (DX60). Note the same scales and the higher area of PSD in HRV during the static exercise.

Figure 3. Effect of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on spectral parameters of heart rate variability. The bars display the mean and standard deviation of each spectral parameter in absolute ($beats^2 \cdot min^{-2} \cdot Hz^{-1}$) and normalized units (%). Other abbreviations and symbols were as follow: P_{TOT}, total power; LF, power of the low frequency component; MF, power of the middle frequency component; HF, power of the high frequency component; *, significant differences ($P<0.05$) compared with REST; †, significant differences ($P<0.05$) compared with DX30; §, significant differences ($P<0.05$) compared with DX60.

Figure 4. Effect of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on spectral parameters of systolic blood pressure variability. The bars display the mean and standard deviation of each spectral parameter in absolute ($mmHg^2 \cdot Hz^{-1}$) and normalized units (%). Other abbreviations and symbols as in Figure 3.

Figure 5. Effect of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on spectral parameters of diastolic blood pressure variability. The bars display the mean and standard deviation of each spectral parameter in absolute ($mmHg^2 \cdot Hz^{-1}$) and normalized units (%). Other abbreviations and symbols as in Figure 3.

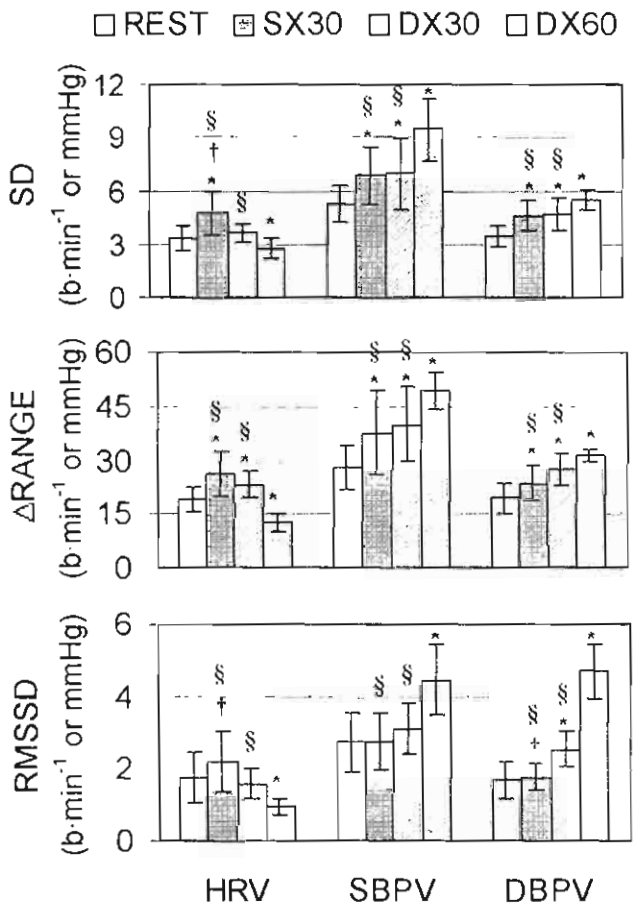


Figure 1. Effects of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on temporal parameters of heart rate variability (HRV), systolic blood pressure variability and diastolic blood pressure variability (DBPV). The bars display the mean and standard deviation of each temporal parameter. Other abbreviations and symbols were as follow: SD, mean of standard deviations; ΔRANGE, mean of the differences between maximal and minimal data; RMSSD, mean of square roots of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent data; *, significant differences ($P<0.05$) compared with REST; †, significant differences ($P<0.05$) compared with DX30; §, significant differences ($P<0.05$) compared with DX60.

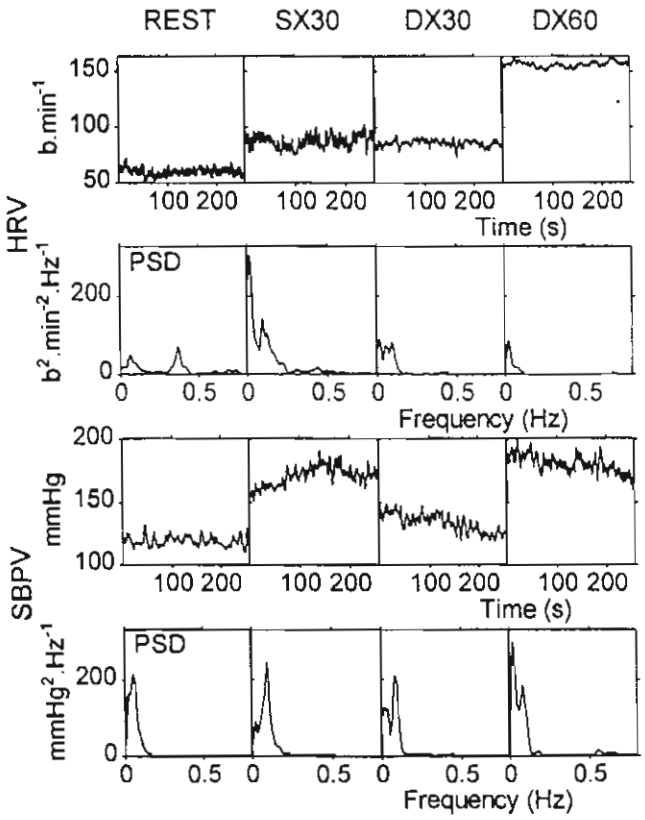


Figure 2. One subject example of the time series and the power spectral densities (PSD) of heart rate variability (HRV) and systolic blood pressure variability (SBPV) during rest, static exercise at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), dynamic exercise at 30% of VO_{2max} (DX30) and dynamic exercise at 60% of VO_{2max} (DX60). Note the same scales and the higher area of PSD in HRV during the static exercise.

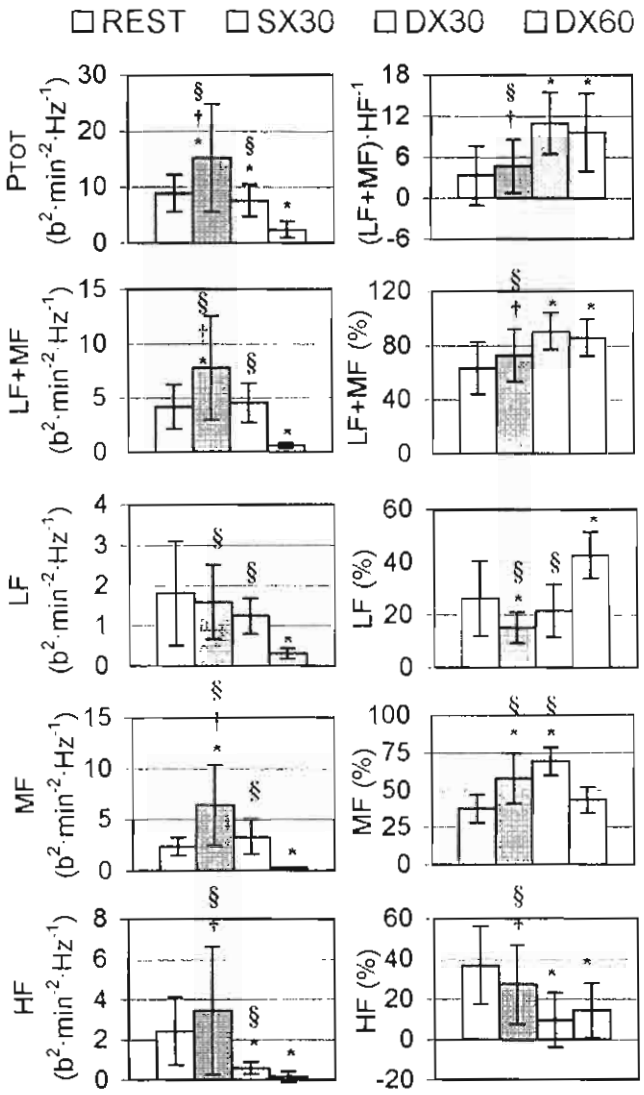


Figure 3. Effect of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on spectral parameters of heart rate variability. The bars display the mean and standard deviation of each spectral parameter in absolute ($beats^2 \cdot min^{-2} \cdot Hz^{-1}$) and normalized units (%). Other abbreviations and symbols were as follow: PTOT, total power; LF, power of the low frequency component; MF, power of the middle frequency component; HF, power of the high frequency component; *, significant differences ($P<0.05$) compared with REST; †, significant differences ($P<0.05$) compared with DX30; §, significant differences ($P<0.05$) compared with DX60.

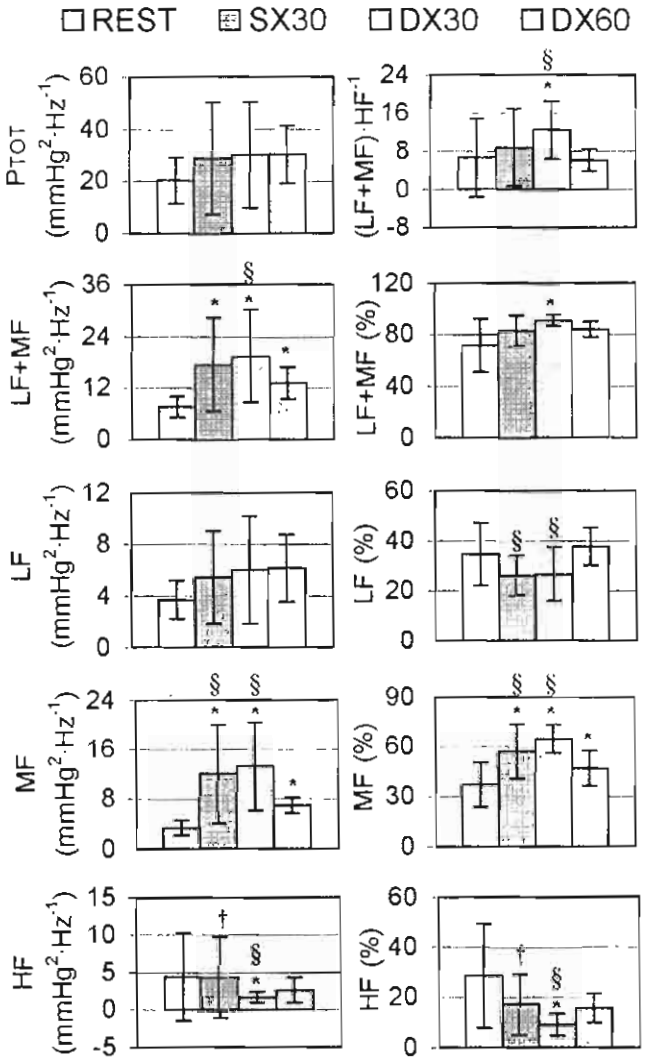


Figure 4. Effect of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on spectral parameters of systolic blood pressure variability. The bars display the mean and standard deviation of each spectral parameter in absolute ($mmHg^2 \cdot Hz^{-1}$) and normalized units (%). Other abbreviations and symbols as in Figure 3.

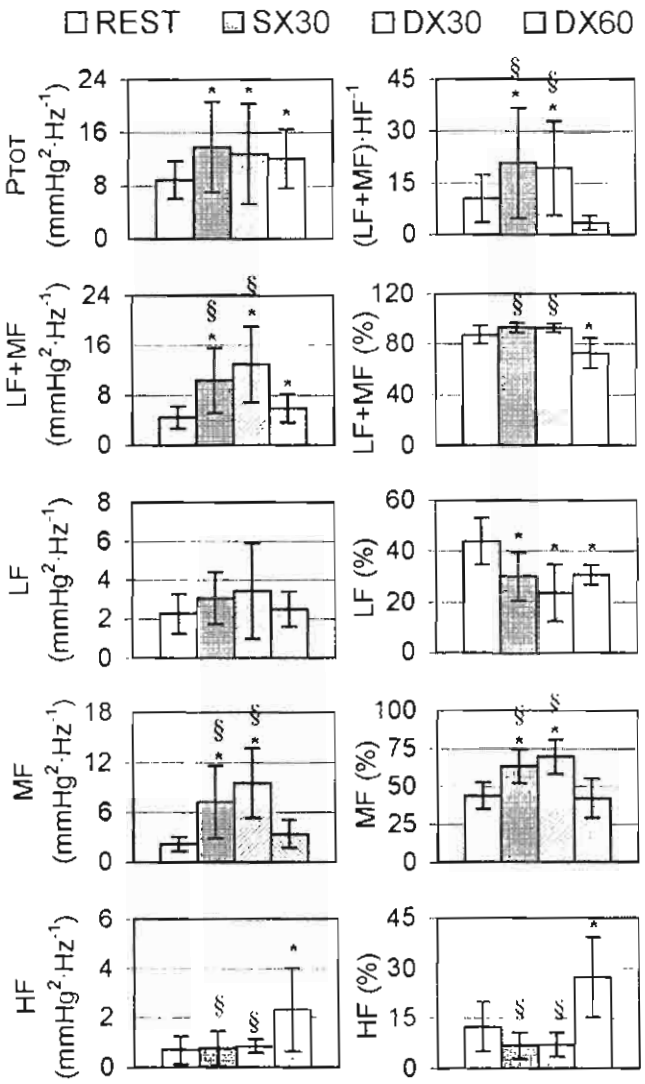


Figure 5. Effect of static exercise, at 30% of maximal voluntary contraction (SX30), and dynamic exercises, at 30% of VO_{2max} (DX30) and at 60% of VO_{2max} (DX60), on spectral parameters of diastolic blood pressure variability. The bars display the mean and standard deviation of each spectral parameter in absolute ($mmHg^2 \cdot Hz^{-1}$) and normalized units (%). Other abbreviations and symbols as in Figure 3.

VITA

Ramón González Camarena, nacido en el D.F. el 31 de agosto de 1955, realizó estudios de Médico Cirujano en la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Autónoma de México (1973-1978), donde también colaboró como ayudante en el Laboratorio de Medicina Experimental dirigido por el Dr. Félix Córdoba entre 1973 y 1976. Posteriormente colaboró con el Dr. Bonfiglio Muñoz Bojalil en trabajos de investigación sobre fisiología del ejercicio e ingresó, en 1976, como Ayudante de Profesor de medio tiempo en la Licenciatura de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa. Los campos de investigación en que ha participado y que son de su interés corresponden a Fisiología Humana, Fisiología del Ejercicio, Fisiología de la Altitud, Fisiopatología Respiratoria, Fisiología Cardiorespiratoria Perinatal y Procesamiento Digital de Señales Fisiológicas. Sus principales trabajos van encaminados hacia la determinación de las características funcionales de los sujetos residentes en la altitud de la Ciudad de México (altitud media), tanto en condiciones de reposo como durante el ejercicio. Dada su íntima colaboración con investigadores en Ingeniería Biomédica ha contribuido al desarrollo de sistemas no-invasivos para el procesamiento digital de señales fisiológicas, entre las que resalta el análisis temporal y espectral de la variabilidad cardiovascular. También, con un enfoque interdisciplinario, clínico, fisiológico e ingenieril, ha propiciado el desarrollo de trabajos de investigación sobre las propiedades acústicas del toráx y sobre la fonocardiografía fetal como herramienta de evaluación antenatal. Actualmente, continua laborando en la Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa como Investigador-Profesor de tiempo completo y colaborando en las licenciaturas y posgrados de Ingeniería Biomédica y de Biología Experimental donde ha impartido las materias correspondientes a Ciencias Fisiológicas (Bioquímica, Fisiología y Farmacología).

Localización:

Laboratorio de Fisiología Humana (R-122)
Area de Investigación Médica
Depto. Ciencias de la Salud
División de Ciencias Biológicas y de la Salud
Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa

Teléfono: 5-804-47-34
Fax: 5-804-47-27
e-mail: rgc@xanum.uam.mx