

SISTEMA COMPUTARIZADO PARA EL ANALISIS DEL INTERCAMBIO RESPIRATORIO DURANTE EL EJERCICIO.

* Gaitán González M. * Carrasco Sosa S.
* González Camarena R. ** Yañez Suárez O.

* Laboratorio de Fisiología del Ejercicio.
Depto. Ciencias de la Salud. DCBS.

** Laboratorio de Investigación en Computación y Procesamiento de Señales. Depto. Ingeniería Eléctrica. DCBI.
Universidad Autónoma Metropolitana - Iztapalapa

RESUMEN -----

Se presenta un sistema versátil, que permite la adquisición del volumen inspirado y de las fracciones de oxígeno y dióxido de carbono para proporcionar información sobre múltiples parámetros que incluyen a los tradicionales (VO_2 , VCO_2 , R, VE, etc.), la Presión Alveolar Media de CO_2 , la detección no-invasiva del Umbral de Lactato, el nivel de Compensación Respiratoria de la Acidosis Metabólica y el Control Ventilatorio. El sistema mostró una buena confiabilidad, flexibilidad y fácil adaptabilidad al equipo analógico existente en un laboratorio de Fisiología Cardio-Respiratoria.

ANTECEDENTES.

El ejercicio ha ganado gran popularidad como condición experimental en la fisiología humana, en la valoración funcional de atletas y como herramienta eficiente en el diagnóstico, pronóstico y rehabilitación de pacientes cardio-respiratorios [1].

El análisis de la respuesta dinámica al ejercicio requiere de la medición de numerosas variables durante el tiempo en el cual se realiza el esfuerzo, siendo las principales el consumo de oxígeno (VO_2) y la eliminación de dióxido de carbono (VCO_2). El método de referencia para la medición de estas variables es el de Douglas [9], cuya complejidad técnica y gasto de tiempo se han reducido con el empleo de instrumentación analógica para la medición del volumen y de las concentraciones de oxígeno y dióxido de carbono.

Los sistemas comerciales computarizados han simplificado enormemente la prueba de ejercicio debido a su capacidad de: autocalibración, control de adquisición de datos, procesamiento

de la información en tiempos muy breves y presentación en una gran variedad de formas; sin embargo su costo es muy elevado y por lo tanto de difícil acceso a laboratorios con escasos recursos.

Matthews y Cols.[10] al realizar la comparación simultánea de tres sistemas computarizados comerciales (BAMC, MGC, Horizon) contra uno de referencia, estudio semejante al hecho por Balikian y Cols.[1] para otros tres sistemas (MTS440, WC, SW), encontraron que si bien no existen diferencias con el método de referencia, hay diferencias entre ellos; explicadas por la diversidad en tecnología y metodología existente en la medición de las variables y concluyeron que los valores obtenidos con un sistema no son comparables a los obtenidos con otros, aunque los fabricantes consideran lo contrario.

Existen básicamente dos tipos de sistemas computarizados, los que analizan el intercambio gaseoso respiración por respiración y los que lo hacen "promediando" durante un número de respiraciones o tiempo definido utilizando una cámara de mezcla. Las ventajas de estos últimos sobre los primeros son [12]: los gases pueden ser secados antes de su análisis, no requieren que las señales estén en fase y al no presentar gran variabilidad en las mediciones hacen innecesario el uso de técnicas sofisticadas de promediación.

El propósito de este trabajo ha sido acoplar una microcomputadora a un sistema analógico de medición de variables respiratorias y realizar el análisis de los datos adquiridos durante el ejercicio, mediante la utilización de procedimientos para:

- el cálculo de la presión alveolar media de dióxido de carbono
- la detección no invasiva del umbral de lactato y del nivel de compensación respiratoria (por tres métodos),
- determinación del control respiratorio.
- comparación con valores normales predichos.

MÉTODOS.

El sistema de medición, mostrado en la figura 1 se formó con una válvula respiratoria conectada por el lado espiratorio a una cámara de mezcla y por el inspiratorio a un neumotacógrafo tipo Fleisch. Muestras de aire espirado, una a nivel de la boca y otra en la salida de la cámara mezcladora, fueron extraídas a flujo constante. Ambas muestras pasaron a través de un secador rápido de gases [4] antes de ser analizadas; la primera para CO₂ y la segunda para CO₂ y O₂. En la medición se utilizaron analizadores rápidos de O₂ (OM-11 Beckman) y CO₂ (LB-2 Beckman). Las salidas de estos instrumentos fueron conectadas a tres amplificadores de media ganancia Hewlett Packard 88022A para acondicionar las señales. Para la medición del volumen se empleó el neumotacógrafo, el transductor de flujo Hewlett Packard 47304A y el integrador respiratorio Hewlett Packard 8805A.

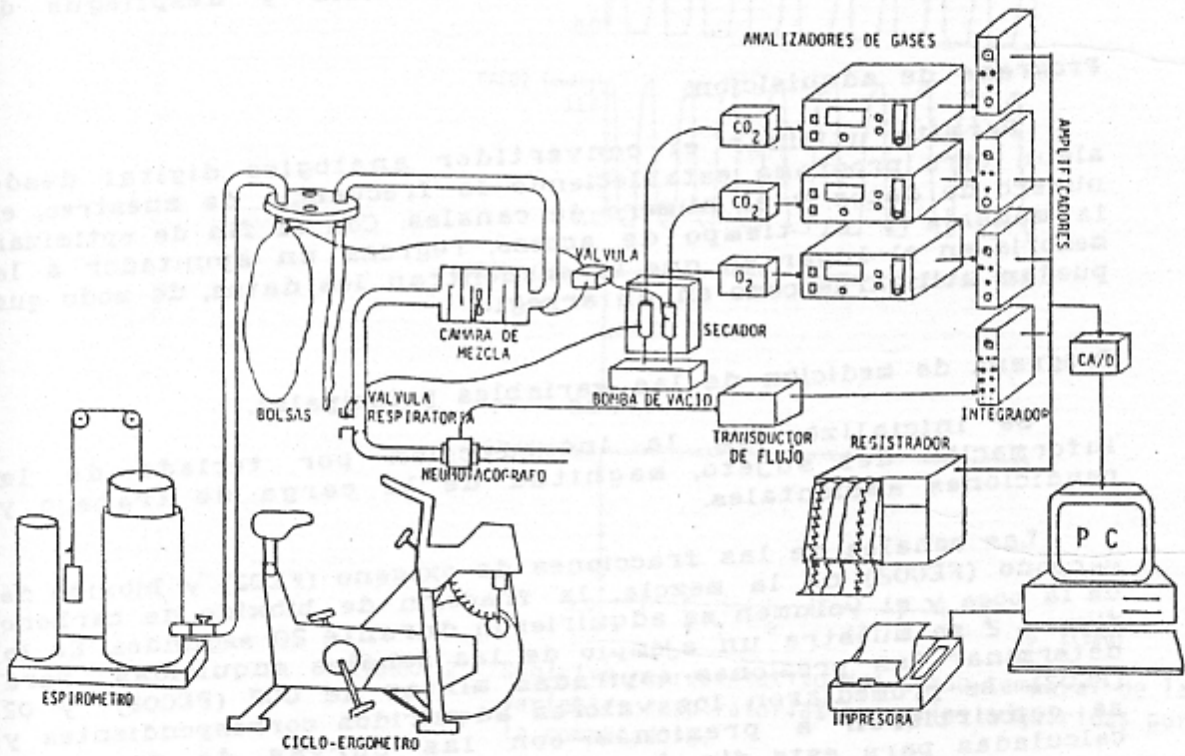


FIGURA 1. Sistema empleado en la medición del intercambio respiratorio durante el ejercicio. Incluye el utilizado para la valoración.

Las señales fueron registradas mediante un poligrafo termico de cuatro canales Hewlett Packard 7744A y adquiridas por una microcomputadora PC-XT con 640KB de RAM a través de un convertidor analógico digital de 16 canales, 12 bits de resolución a 60 Hz. Este doble procedimiento permitio la verificación de los datos.

La calibración para los gases se realizo con aire ambiente seco (20.93% de O₂ y 0.03% de CO₂) y dos mezclas grado patrón (LINDE) de CO₂-O₂ 5%-15% y 12%-18%, adquiriendo 100 datos. La calibración de volumen se hizo con dos jeringas manuales de 1 y 2 litros, inyectando aire una o dos veces por segundo y adquiriendo durante 30 segundos para cada volumen. Los factores de calibración se determinaron por regresión lineal.

La programación, escrita en Turbo Pascal versión 5.0, consta de los programas de adquisición de las señales, medición de las variables principales (consumo de O₂, eliminación de CO₂ y volumen minuto espirado) y de análisis y despliegue de resultados.

Programa de adquisición.

Permite utilizar el convertidor analógico digital desde algun otro programa estableciendo la frecuencia de muestreo, el número de datos y el número de canales. Con el fin de optimizar la memoria y el tiempo de acceso, regresa un apuntador a la memoria en el lugar en que se encuentran los datos, de modo que puedan utilizarse como en un arreglo.

Programa de medición de las variables principales.

Se inicializo con la introducción por teclado de la información del sujeto, magnitud de la carga de trabajo y condiciones ambientales.

Las señales de las fracciones de oxígeno (FEO₂) y bixido de carbono (FECO₂) de la mezcla, la fracción de bixido de carbono de la boca y el volumen se adquirieron durante 20 segundos. En la figura 2 se muestra un ejemplo de las señales adquiridas. Para determinar las presiones espiradas mixtas de CO₂ (PECO₂) y O₂ (PEO₂) se promediaron los valores adquiridos correspondientes y se convirtieron a presiones con las curvas de regresión calculadas para este fin. Los datos de la fracción de CO₂ de la boca se almacenaron en memoria para su procesamiento posterior. La determinación del volumen se efectuó localizando los máximos de la señal y midiendo el número de puntos que los conforman. El número de puntos de cada máximo se transformó a volumen y se promediaron para determinar el volumen corriente inspiratorio promedio del periodo de adquisición. La frecuencia respiratoria (FR) se calculó en base al número de respiraciones completas y al tiempo en el cual sucedieron.

La curva correspondiente y los valores de los parámetros
respiratorios se muestran en pantalla en cada uno de los
momentos en que se ejecuta el programa. Los valores
de los parámetros respiratorios se muestran en pantalla
en cada momento en que se ejecuta el programa.

El programa de control de la respiración se ejecuta
en un computador personal. El programa de control de la
respiración se ejecuta en un computador personal.

Los datos de los parámetros respiratorios se muestran
en pantalla en cada momento en que se ejecuta el
programa. Los datos de los parámetros respiratorios se
muestran en pantalla en cada momento en que se ejecuta
el programa.

El programa de control de la respiración se ejecuta
en un computador personal. El programa de control de la
respiración se ejecuta en un computador personal.

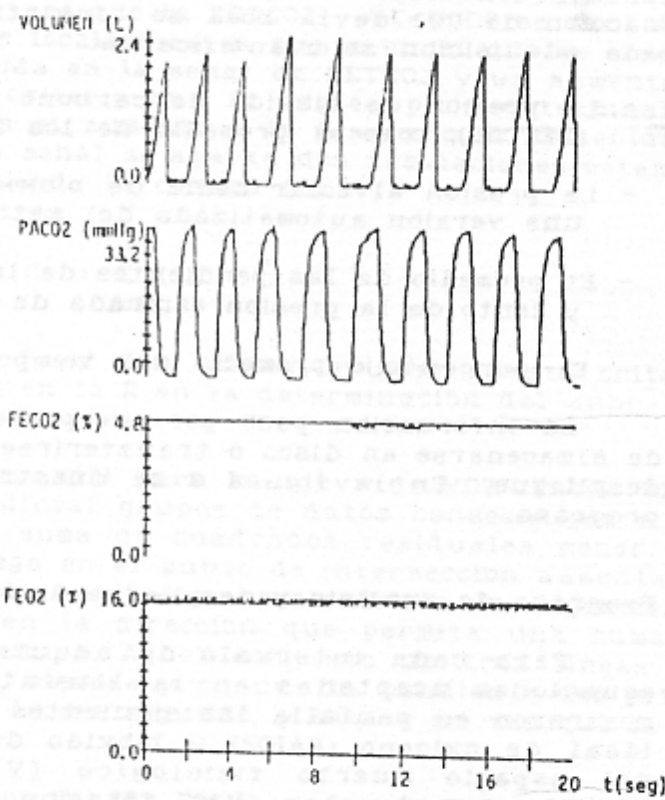


FIGURA 2. Registro representativo del curso temporal de las variables respiratorias primarias adquiridas por la computadora.

A partir de los datos de volumen corriente inspiratorio promedio y la frecuencia respiratoria se calcularon los volúmenes corriente (VC) y minuto espirados (VE) en BTPS. El consumo de oxígeno (VO₂), la eliminación de bixido de carbono (VCO₂) y la relación de intercambio respiratorio (R) se obtuvieron de acuerdo a ecuaciones y premisas comunes en la práctica fisiológica [9].

La carga correspondiente y los valores de los parámetros resultantes se mostraron en pantalla con el fin de poder discernir el momento en el cual el sujeto alcanzó los criterios de ejercicio máximo.

El procedimiento descrito se repitió, incrementando la carga de trabajo cada 3 adquisiciones, hasta que el sujeto alcanzó el ejercicio máximo.

Al finalizar la prueba de ejercicio, los datos de la fracción de CO₂ de la boca se convirtieron a presiones y, para cada adquisición se cuantificaron:

- La presión de bixido de carbono al final de la espiración (PETCO₂), como el promedio de los máximos de la señal.
- La presión alveolar media de bixido de carbono (PAMCO₂), por una versión automatizada del método gráfico de Dubois [5].
- El promedio de las pendientes de las fases de ascenso rápido y lento de la presión espirada de CO₂ instantánea.
- El porcentaje promedio del tiempo inspiratorio.

La información pasó por un proceso de recalibración, antes de almacenarse en disco o transferirse a la rutina de análisis y despliegue. En la figura 3 se muestra un esquema general del programa.

Programa de análisis y despliegue de resultados.

Para cada intervalo de adquisición, mediante el uso de ecuaciones aceptadas en la literatura [9], se calcularon y mostraron en pantalla las siguientes variables: Presión alveolar ideal de oxígeno (PAIO₂) y bixido de carbono (PAICO₂), volumen del espacio muerto fisiológico (VEMF), relación VEMF/VC, ventilación alveolar (VA), relación de intercambio respiratorio (R), equivalentes ventilatorios para el oxígeno (VE/VO₂) y bixido de carbono (VE/VCO₂) y presión arterial de bixido de carbono calculada por la ecuación de Jones (PAJCO₂).

Para su análisis visual, se mostraron en forma gráfica las siguientes relaciones:

VO ₂ -VC	VO ₂ -PECO ₂	PACO ₂ -VE	FR-VE
VO ₂ -FR	VO ₂ -PEO ₂	PAO ₂ -VE	VO ₂ -VEMF
carga-VE	VO ₂ -VCO ₂	VO ₂ -PACO ₂	VO ₂ -VE
carga-VO ₂	VO ₂ -VE/VO ₂	VO ₂ -PAO ₂	VCO ₂ -VE

Para la detección no-invasiva del umbral de lactato (consumo de oxígeno a partir del cual se observa un aumento sostenido de la concentración de lactato plasmático) y del nivel de compensación respiratoria de la acidosis metabólica (NCRAM) se utilizaron los siguientes criterios:

- Multicriterio [14]. El umbral de lactato se localiza en el punto en el cual existe un incremento sostenido en la señal de $PAIO_2$ y en VE/VO_2 , mientras que la $PETCO_2$ y VE/VCO_2 se mantienen constantes. El NCRAM se localiza en el punto en el que se observa una disminución sostenida en la señal de $PETCO_2$ y un aumento en las demás señales. El criterio que se emplea para determinar el punto en el cual inicia el aumento o la disminución sostenida es cuando la cosuma de la señal se aparta dos desviaciones estándar de su valor estable, siendo la cosuma (C):

$$C_i = \sum_{j=1}^i (d_j - \bar{x})$$

y d_j el j -ésimo dato. Para dar un mayor peso a este criterio, se agregó el incremento en la R en la determinación del umbral de lactato.

- Por tres segmentos [13]. Para la curva de VO_2 contra VE se ajustan por regresión lineal grupos de datos consecutivos a dos líneas que tengan la suma de cuadrados residuales menor. El tercer segmento se agrega en el punto de intersección aumentando puntos en cada uno de los lados, recalculando la regresión y extendiendo la línea en la dirección que permita una suma de cuadrados residuales mínima. Aquel conjunto de tres líneas con mejor ajuste es elegido, siempre y cuando la pendiente del primer segmento sea menor que la del segundo, y esta a su vez que la del tercero.

- Por dos segmentos (V) [2]. En la curva de VO_2 contra VCO_2 se ajustan los datos anteriores al punto en el que se considere estar el NCRAM por medio de dos rectas de regresión lineal. Para cada conjunto de datos consecutivos se recalculan las líneas hasta obtener el mejor ajuste cuando la razón de distancia del punto de intersección a la línea de regresión simple y el error cuadrático medio de la regresión sea máximo. Este punto se se considera el umbral de lactato. Para localizar el NCRAM se procede en forma similar, pero utilizando la curva VCO_2 - VE y eliminando los datos anteriores al umbral de lactato. La pendiente del primer segmento debe ser menor que la del segundo en ambos casos.

Para cada procedimiento se despliega en pantalla la gráfica correspondiente y los valores determinados con su desviación.

El análisis del control respiratorio, observado durante la fase isocápnica, se hizo mediante la regresión lineal y el coeficiente de correlación de las variables VCO_2 y VE , en

```

COMIENZA
REPITE
  Calibración
HASTA Calibración_correcta
  Inicializa
  i = 0
REPITE
  REPITE
    Adquiere
    Máximos
    Calcula_Volumen
    Calcula_Frecuencia_Respiratoria
    Calcula_Fracciones_Espiradas (Cámara)
    Almacena_datos_FCO2 (boca)
    Cálculos
    Almacena_Resultados
    Despliega_Resultados
    i = i + 1
  HASTA (i = 3) O (fin)
SI NO fin ENTONCES
  COMIENZA
  Incrementa_Carga
  i = 0
  TERMINA
HASTA fin
Calcula PAmCO2, PETCO2, Pendientes y Tde Tiempo Inspiratorio
Despliega
SI Recalibración ENTONCES Recalibra
SI Guardar ENTONCES Escribe_Resultados_én_D|sco
SI Análisis ENTONCES Análisis y Despliegue de Resultados
TERMINA

```

FIGURA 3. Esqueleto del programa de medición de las variables principales.

CARGA	VHE	Vc	F.RES.	VCO2	VO2	PECO2	PEO2	PaJCO2	PAHCO2	PETCO2
w	l/a	l/resp	rpm	l/a	l/a	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
0	18.367	1.036	16.04	0.633	0.603	29.73	85.05	38.67	35.34	39.28
0	21.051	1.114	17.10	0.732	0.697	30.00	84.79	36.61	34.00	37.16
0	19.412	1.012	17.35	0.662	0.621	29.41	85.70	37.14	34.81	37.52
20	20.418	0.914	20.22	0.685	0.654	29.94	85.76	37.18	34.13	37.34

CARGA	PAO2	VEHfJ	VEHf	Vemf/Vc	VA	VAI	PAICO2	R	VE/VCO2	VE/VO2
w	mmHg	l	l	%	l/a	l/a	mmHg			
0	79.42	0.160	0.084	8.142	15.808	15.453	34.55	1.049	29.024	30.444
0	80.72	0.121	0.051	4.576	18.980	18.575	33.27	1.049	28.769	30.181
0	80.34	0.130	0.077	7.583	17.148	16.405	33.30	1.066	29.340	31.265
20	80.52	0.123	0.059	6.465	17.938	17.310	32.94	1.046	29.824	31.205

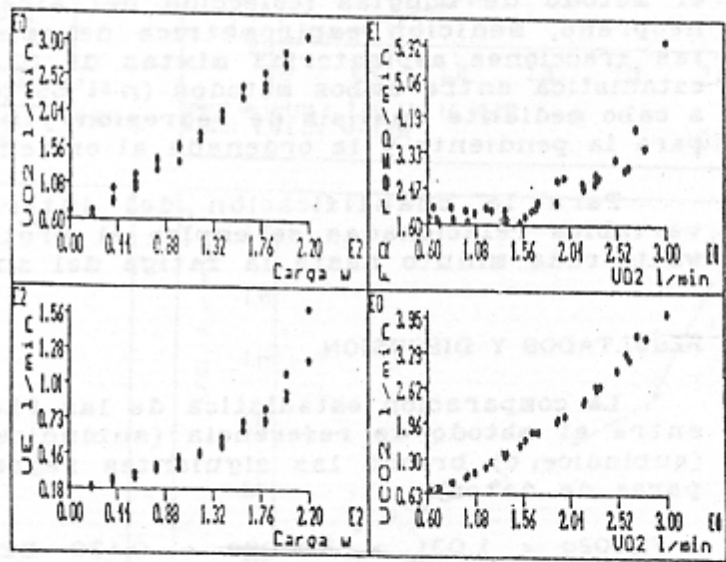


FIGURA 4. Formatos gráficos y numéricos en los que son mostrados los resultados de la prueba incremental de ejercicio.

conjunto con el promedio, desviación estándar y coeficiente de correlación respecto al tiempo de la PAmCO₂ y VEMF/VC. La gráfica VCO₂-VE y los datos obtenidos fueron mostrados en pantalla.

A partir de las ecuaciones de regresión de Jones [8] para la predicción del consumo máximo de oxígeno, la carga máxima, el volumen corriente máximo y el volumen minuto se hizo la comparación valor obtenido/valor predicho y se desplegaron.

SUJETOS Y PROTOCOLOS DE EJERCICIO.

Se estudiaron 20 sujetos masculinos jóvenes activos y sedentarios, cuyo estado de salud cardio-respiratorio se valoró por historia clínica, espirometría y electrocardiograma de reposo. Los sujetos fueron sometidos a dos protocolos de ejercicio realizados ambos en un cicloergómetro mecánico Monark 818.

El protocolo utilizado para fines de validación consistió en cargas de cinco minutos de duración, a potencias secuenciales de 0, 50, 100, 150 y 200 watts. El consumo de oxígeno y la eliminación de bixido de carbono se midieron en el último minuto de cada carga tanto por el sistema computarizado como por el método de Douglas (colección del aire espirado en bolsas de neopreno, medición espirométrica del mismo y cuantificación de las fracciones espiratorias mixtas de O₂ y CO₂). La comparación estadística entre ambos métodos (n = 65 pares de datos) se llevó a cabo mediante análisis de regresión y pruebas de t de student para la pendiente y la ordenada al origen.

Para la cuantificación del intercambio respiratorio y variables relacionadas se empleó el protocolo incremental de 20 watts cada minuto hasta la fatiga del sujeto [15].

RESULTADOS Y DISCUSION.

La comparación estadística de las FECO₂, FEO₂ mixtas y el VE entre el método de referencia (subíndice r) y el computarizado (subíndice c) brindó las siguientes regresiones lineales (n = 20 pares de datos):

$$\begin{aligned} \text{FECO}_2\text{c} &= 1.031 \times \text{FECO}_2\text{r} - 0.130 \text{ DE } \pm 0.066 \quad r = 0.997 \\ \text{FEO}_2\text{c} &= 0.957 \times \text{FEO}_2\text{r} + 0.666 \text{ DE } \pm 0.107 \quad r = 0.994 \\ \text{VEc} &= 0.977 \times \text{VER} + 2.240 \text{ DE } \pm 1.588 \quad r = 0.999 \end{aligned}$$

Estas regresiones son similares a las reportadas por Jones y Cols.[8] y Wilmore y Cols. [16] utilizando sistemas computarizados.

La prueba t de student mostró que no hay diferencias significativas con la línea de identidad (p < 0.05).

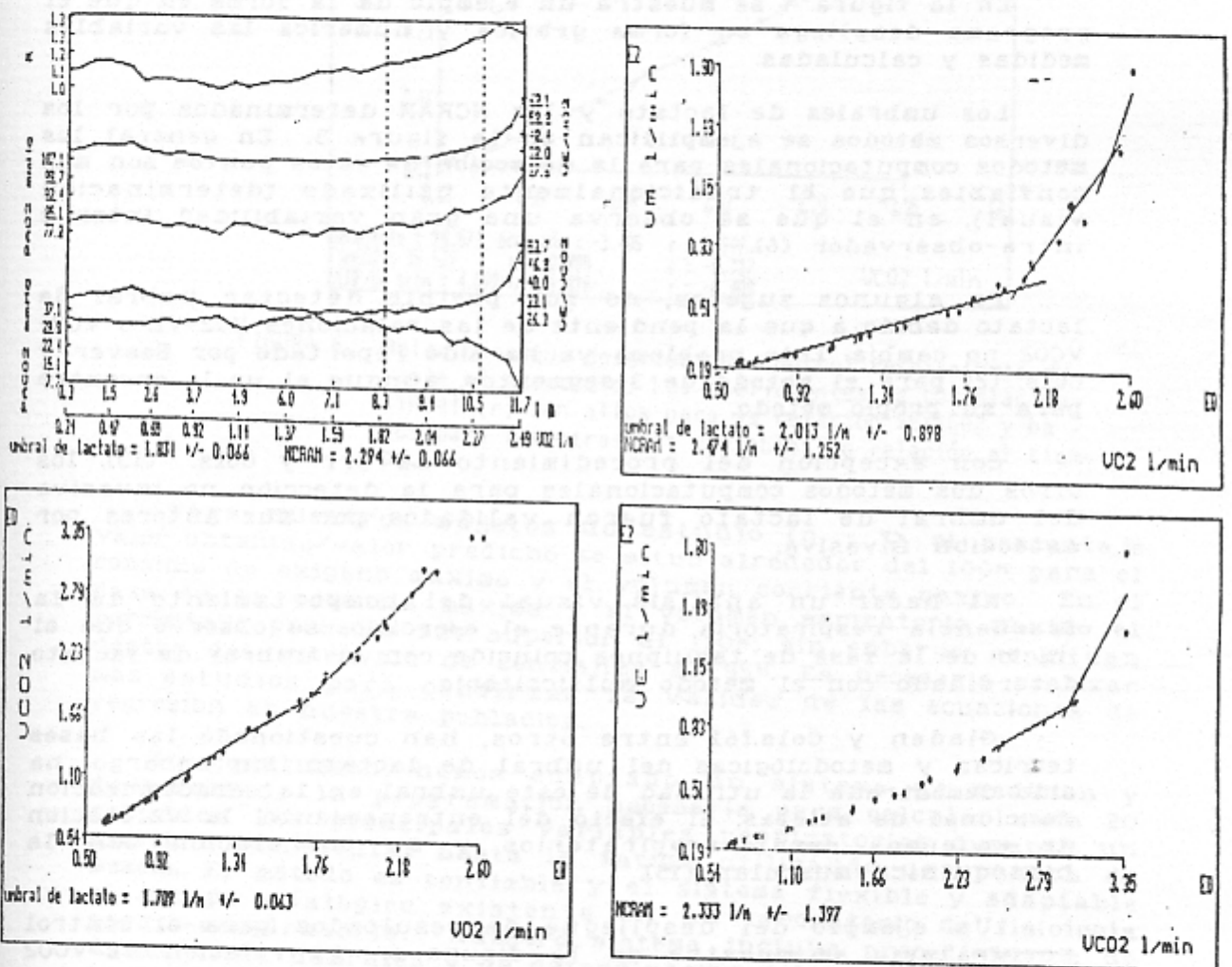


FIGURA 5. Formatos de salida de los procedimientos empleados para la determinación del umbral de lactato y del nivel de compensación respiratoria de la acidez metabólica (NCRAM). Para el significado de las abreviaturas de las variables ver el texto.

La exactitud encontrada del método computarizado en relación con el de referencia para el consumo de O_2 y la producción de CO_2 son menores al 3% (2.0% y 0.6% respectivamente), valor reportado en la literatura [7] como aceptable. El factor que más contribuye a la variabilidad antes mencionada es el volumen (error relativo para $FCO_2 = 1.25\%$, $FO_2 = 0.54\%$, $VE = 3.13\%$), explicado en parte porque el método computarizado mide el volumen inspirado, mientras que el de referencia lo hace con la colección del aire espirado, existiendo por tanto diferencias en la fase del ciclo respiratorio en la que se inicia y termina la medición. La ventaja de medir el aire inspirado es que no requiere de correcciones por enfriamiento.

En la figura 4 se muestra un ejemplo de la forma en que el programa despliega en forma gráfica y numérica las variables medidas y calculadas.

Los umbrales de lactato y los NCRAM determinados por los diversos métodos se ejemplifican en la figura 5. En general los métodos computacionales para la detección de estos puntos son más confiables que el tradicionalmente utilizado (determinación visual), en el que se observa una gran variabilidad inter e intra-observador [6].

En algunos sujetos, no fue posible detectar umbral de lactato debido a que la pendiente de las relaciones VO_2-VE o VO_2-VCO_2 no cambia. Este problema ya ha sido reportado por Beaver y Cols. [2] para el método de 3-segmentos, aunque el no lo encontró para su propio método.

Con excepción del procedimiento de Orr y Cols. [13], los otros dos métodos computacionales para la detección no invasiva del umbral de lactato fueron validados por sus autores por detección invasiva.

Al hacer un análisis visual del comportamiento de la frecuencia respiratoria durante el ejercicio, se observó que el inicio de la fase de taquipnea coincide con el umbral de lactato determinado con el método multicriterio.

Gladden y Cols.[6] entre otros, han cuestionado las bases teóricas y metodológicas del umbral de lactato. Sin embargo, ha sido demostrada la utilidad de este umbral en la caracterización funcional de atletas, el efecto del entrenamiento, la valoración de enfermos cardiorrespiratorios y su correlación con la histoquímica muscular [15].

Un ejemplo del despliegue de resultados para el control respiratorio se muestra en la figura 6. La relación VE/VCO_2 (respuesta ventilatoria) puede ser descrita por la ecuación modificada de la ventilación alveolar [3], en la cual el VE es función de la $PACO_2$, la VCO_2 y la $VEMF/VC$. Su utilidad radica en que es posible predecir la respuesta ventilatoria en todas aquellas condiciones normales (p.e. entrenamiento físico, altitud) o patológicas que alteren la $PACO_2$ o la $VEMF/VC$.

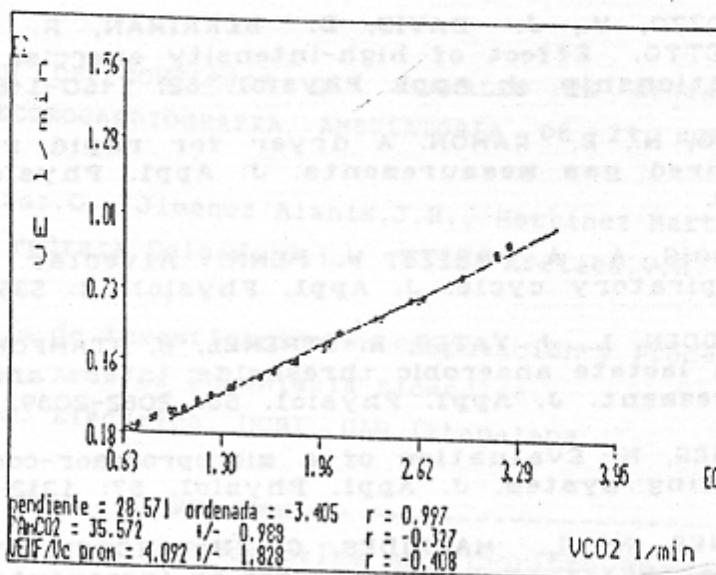


FIGURA 6. Relaciones que describen al control respiratorio durante el ejercicio. Los coeficientes de correlación lineal (r) son altos para la relación VE/VCO_2 y bajos para las otras dos variables en relación al tiempo.

Para nuestros sujetos de estudio ($n = 7$), el porcentaje valor obtenido/valor predicho se situó alrededor del 100% para el consumo de oxígeno máximo y el volumen corriente máximo. En el caso de la potencia máxima y el volumen espiratorio máximo el porcentaje promedio fue superior al 110%; sin embargo, se sitúan dentro del intervalo de confianza al 95%. Es necesario realizar más estudios para confirmar la validez de las ecuaciones de regresión en nuestra población.

En conclusión, hemos adaptado un sistema de medición y desarrollado la programación necesaria para calcular cada 20 segundos las principales variables respiratorias durante un ejercicio incremental hasta la fatiga utilizando una cámara de mezcla. El método es confiable y el sistema flexible y adaptable al equipo analógico existente en un laboratorio de fisiología cardio-respiratoria. Nuestro sistema incluye procedimientos de detección de umbrales y de determinación del control respiratorio hasta ahora dispersos. La presentación tabular y gráfica facilita la interpretación de la respuesta funcional al ejercicio.

Agradecemos al M. en I. Joaquín Azpiroz L. habernos facilitado el convertidor empleado en este trabajo y a la Srta. Cintia Olivar M. por su colaboración en la realización de este trabajo.

1. BALIKIAN, B., K. BALIKIAN, A. SUCEC. Validity of Breath by Breath and mixing chamber spirometry for maximal VO₂ and non-steady state VO₂ (VO₂ nss). *Int. J. Sports Med.*, 8:241, 1987.
2. BEAVER, W., K. WASSERMAN, J. WHIPP. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J. Appl. Physiol.* 60: 2020-2027, 1986.
3. CAIOZZO, V., J. DAVIS, D. BERRIMAN, R. VANDAGRIFF, C. PRIETTO. Effect of high-intensity exercise on the VE-VCO₂ relationship. *J. Appl. Physiol.* 62: 1460-1464, 1987.
4. DENO, N., E. KAMON. A dryer for rapid response on-line expired gas measurements. *J. Appl. Physiol.* 46: 1196-1199, 1979.
5. DUBOIS, A., A. BRITT, W. FENN. Alveolar CO₂ during the respiratory cycle. *J. Appl. Physiol.* 4: 535-548, 1951.
6. GLADDEN, L., J. YATES, R. STREML, B. STAMFORD. Gas exchange and lactate anaerobic thresholds: inter- and intraevaluator agreement. *J. Appl. Physiol.* 58: 2082-2089, 1985.
7. JONES, N. Evaluation of a microprocesor-controlled exercise testing system. *J. Appl. Physiol.* 57: 1312-1318, 1984.
8. JONES, N., L. MACRIDES, C. HITCHCOCK, T. CHYPCHAR, N. MCCARTNEY. Normal standars for an incremental progressive cycle ergometer test. *Am. Rev. Respir. Dis.* 131: 700-708, 1985.
9. JONES, N. "Clinical Exercise Testing" (3a ed.) W. B. Saunders Co., 1988.
10. MATTHEWS, J., B. BUSH, F. MORALES. Microprocessor exercise physiology systems vs a nonautomated system. A comparison of data output. *Chest* 92: 696-703, 1987.
11. OREN, A., D. SUE, J. HANSEN, D. TORRANCE, K. WASSERMAN. The role of exercise testing in impairment evaluation. *Am. Rev. Respir. Dis.* 135: 230-235, 1987.
12. ORR, J., WESTENSKOW, D., BAUER, A. A prototype gas exchange monitor for exercise stress testing aboard NASA Space Station. *J. Appl. Physiol.* 66: 492-497, 1989.
13. ORR, G., H. GREEN, R. HUGHSON, G. BENNETT. A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. *J. Appl. Physiol.* 52: 1349-1352, 1982.
14. SMITH, D., T. O'DONNELL. The time course during 36 weeks' endurance training of changes in VO₂max. and anaerobic threshold as determined with a new computerized method. *Clinical Science* 67: 229-236, 1984.
15. WASSERMAN, K. Determinants and detection of anaerobic threshold and consequences of exercise above it. *Circulation* 76(suppl VI): 29-39, 1987.
16. WILMORE, J., J. DAVIS, A. NORTON. An automated system for assessing metabolic and respiratory function during exercise. *J. Appl. Physiol.* 40: 619-624, 1976.