

DESARROLLO DE UN CONTADOR DE LATIDOS CARDIACOS. POSIBLES APLICACIONES EN FISILOGIA DEL EJERCICIO.

*GALICIA CASTILLO E. *CARRASCO SOSA S.
*GONZALEZ CAMARENA R. *GAITAN GONZALEZ M.

** Ingeniería Biomédica.
Depto. Ingeniería Eléctrica. DCBI.

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

Universidad Autónoma Metropolitana - Iztapalapa.

RESUMEN -----

Se describe el desarrollo de un dispositivo para contar el número de latidos cardiacos acumulados durante o después de la realización de ejercicio y se señalan sus posibles usos fisiológicos. El instrumento efectúa la transducción del latido por densitometría de oreja y utiliza tecnología CMOS con despliegue del número de latidos y tiempo en ventanas de cristal líquido. Dadas las características del diseño, el dispositivo resulta de fácil manejo, portátil y confiable.

ANTECEDENTES.

La realización de actividad física representa un estímulo al organismo para aumentar el aporte de sustratos que permitan sostener las demandas energéticas. De ahí que el consumo de oxígeno aumente en proporción con la intensidad de la actividad física desarrollada. Idealmente, si todo el tiempo existiera un ajuste adecuado entre la demanda y la oferta, al suspender el ejercicio el consumo de oxígeno debería regresar subitamente a los valores de reposo. Sin embargo, el regreso del consumo se hace paulatinamente, lo cual implica que después del ejercicio el consumo de oxígeno persiste elevado durante el tiempo necesario para recuperar los almacenes energéticos gastados. La cantidad total de oxígeno consumido durante la recuperación, hasta lograr el estado inicial, se ha denominado deuda de oxígeno [3], cuya magnitud es proporcional a la intensidad del trabajo realizado.

La disminución del consumo de oxígeno en la fase de recuperación muestra dos procesos exponenciales, uno rápido y otro lento. La integral de la disminución rápida (constante de tiempo de 30 seg), llamada el componente rápido del pago de la deuda de oxígeno, es debida principalmente a tres factores: la resíntesis de fosfocreatina, la remoción de lactato muscular y

la restauración de los almacenes corporales de oxígeno [4]. La integral del segundo componente (constante de tiempo de 15 a 30 minutos), identificada como el pago lento de la deuda de oxígeno, es causado por: la remoción corporal de lactato acumulado, el aumento de la temperatura corporal y el gasto de energía para restituir todas las alteraciones hídricas, iónicas y hormonales ocurridas durante el ejercicio [4]. La magnitud de este componente lento ha sido utilizado como criterio de fatiga.

La frecuencia cardíaca durante el ejercicio es función lineal del consumo de oxígeno, debido a la estrecha relación que guardan la función respiratoria y cardiovascular, descritas por la ecuación de Fick. Por otro lado, la frecuencia cardíaca después del ejercicio tiene un comportamiento similar al descrito para el consumo de oxígeno en la recuperación. Esto es, una doble exponencial negativa con componentes rápido y lento. Así mismo, la amplitud de la caída de la frecuencia cardíaca, a tiempos definidos de la recuperación (3 o 10 minutos), ha sido también relacionada con la intensidad del ejercicio, con el grado de fatiga y con la capacidad física del individuo [8]. Por analogía, se propone como hipótesis de trabajo, que la integral de la frecuencia cardíaca (número de latidos), es función de la integral del consumo de oxígeno (deuda). Para explorar esta hipótesis, se plantea la necesidad de diseñar un dispositivo portátil que contase el número de latidos en sincronía con un reloj.

El propósito del presente trabajo es describir dicho dispositivo y señalar, además de la mencionada, algunas otras posibilidades de uso en metodologías tradicionales para determinar de manera indirecta el consumo de oxígeno máximo y para discernir el comportamiento funcional durante y después del ejercicio de sujetos de diferente sexo y capacidad física.

MÉTODOS.

El instrumento se sujetó a los siguientes criterios de diseño:

- Portátil y ligero para poder realizar pruebas de campo.
- El transductor debía ser de fácil colocación, no molesto para el sujeto y ser relativamente insensible a artefactos de movimiento. Todos los requisitos anteriores los cumple la técnica de densitometría de oreja para la obtención del pulso [3].
- Con base de tiempo, para referir la cuenta de latidos a intervalos definidos.
- Control de inicialización de la cuenta de latidos y del tiempo.

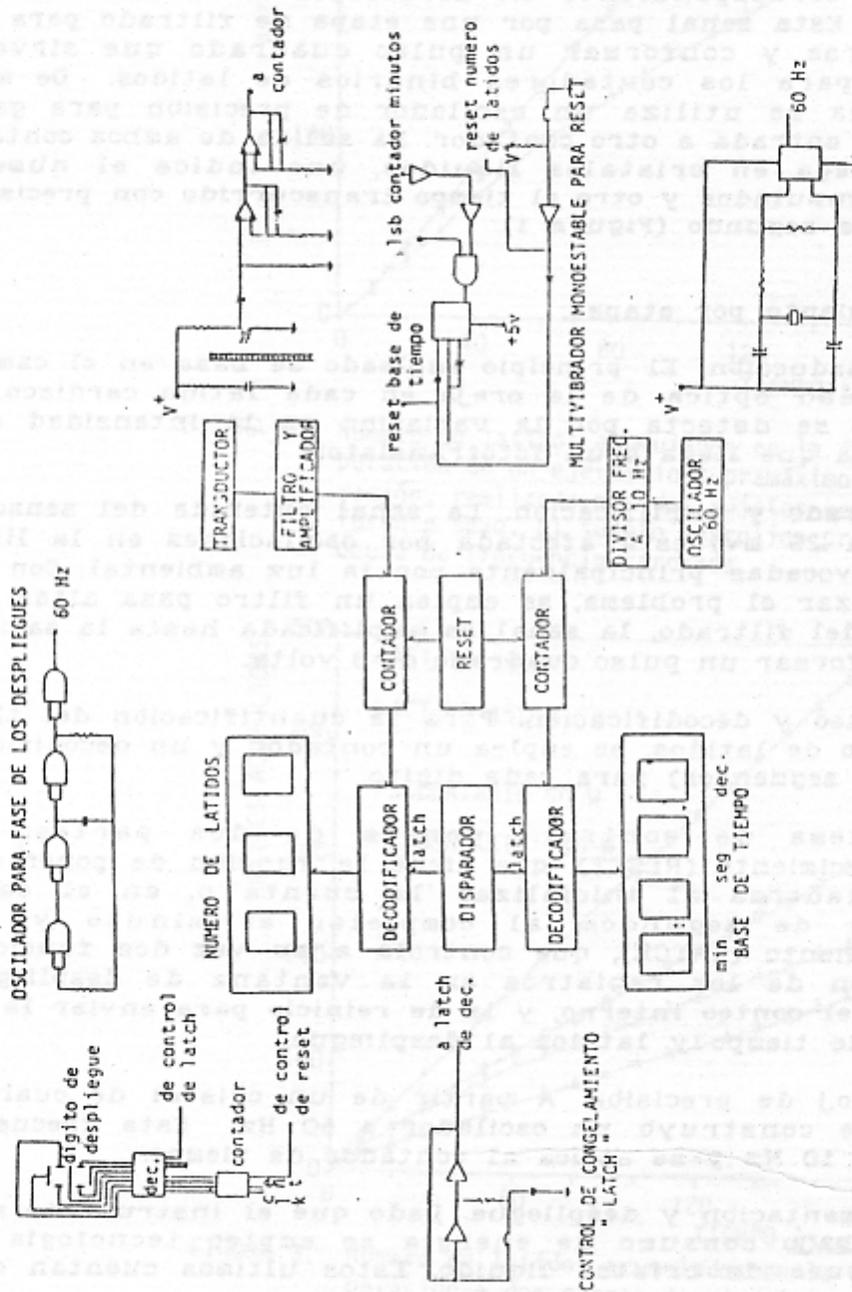


FIGURA 1. Principales etapas que conforman el contador de latidos y circuitos eléctricos (simplificados) para algunos de ellos.

- Control de paro para congelar las lecturas sin dejar de contar.
- Control de reinicio, que permita la actualizaci3n temporal de las cuentas.

Funcionamiento general del instrumento.

Por medio de un fototransductor se genera una pequena se1al el6ctrica correspondiente en morfolog1a a la onda de pulso arterial. Esta se1al pasa por una etapa de filtrado para luego amplificarse y conformar un pulso cuadrado que sirve como entrada para los contadores binarios de latidos. De manera simultanea se utiliza un oscilador de precisi3n para generar pulsos de entrada a otro contador. La salida de ambos contadores se despliega en cristales l1quidos, uno indica el n1mero de latidos acumulados y otro el tiempo transcurrido con precisi3n de d1cimas de segundo (Figura 1).

Funcionamiento por etapas.

Transducci3n. El principio empleado se basa en el cambio de la densidad 3ptica de la oreja en cada latido card1aco. Este fen3meno se detecta por la variaci3n en la intensidad de luz infrarroja que llega a un fototransistor.

Filtrado y amplificaci3n. La se1al obtenida del sensor (del orden de 25 mv) est1 afectada por oscilaciones en la l1nea de base, provocadas principalmente por la luz ambiental. Con objeto de minimizar el problema, se emplea un filtro pasa altas pasivo. Despu3s del filtrado, la se1al es amplificada hasta la saturaci3n para conformar un pulso cuadrado de 3 volts.

Conteo y decodificaci3n. Para la cuantificaci3n del tiempo y el n1mero de latidos, se emplea un contador y un decodificador (BCD a 7 segmentos) para cada d1gito.

Sistema de control. Consta de dos partes: la de reestablecimiento (RESET), que tiene la funci3n de poner en cero los contadores al inicializar la cuenta o, en el caso del contador de segundos, al completar el minuto y; la de congelamiento (LATCH), que controla a su vez dos funciones, la detenci3n de los registros en la ventana de despliegue, sin detener el conteo interno, y la de reinicio para enviar la cuenta actual de tiempo y latidos al despliegue.

Reloj de precisi3n. A partir de un cristal de cuarzo (3.57 MHz) se construy3 un oscilador a 60 Hz. Esta frecuencia se divide a 10 Hz y se aplica al contador de tiempo.

Alimentaci3n y despliegue. Dado que el instrumento requer1a de un bajo consumo de energ1a se emple3 tecnolog1a CMOS y despliegues de cristal l1quido. Estos 1ltimos cuentan con una

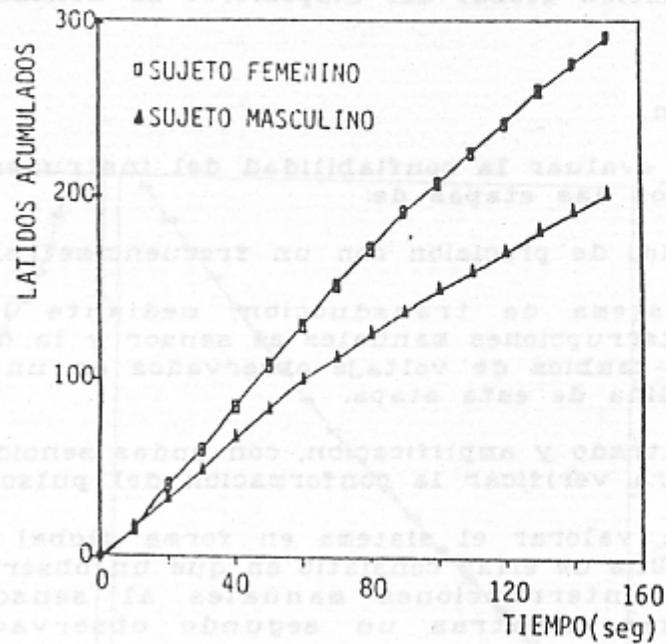


FIGURA 2. Número de latidos acumulados en la fase de recuperación de un ejercicio supramáximo de corta duración, realizado por dos sujetos activos de diferente sexo. El sujeto masculino presenta menor deuda de frecuencia cardiaca.

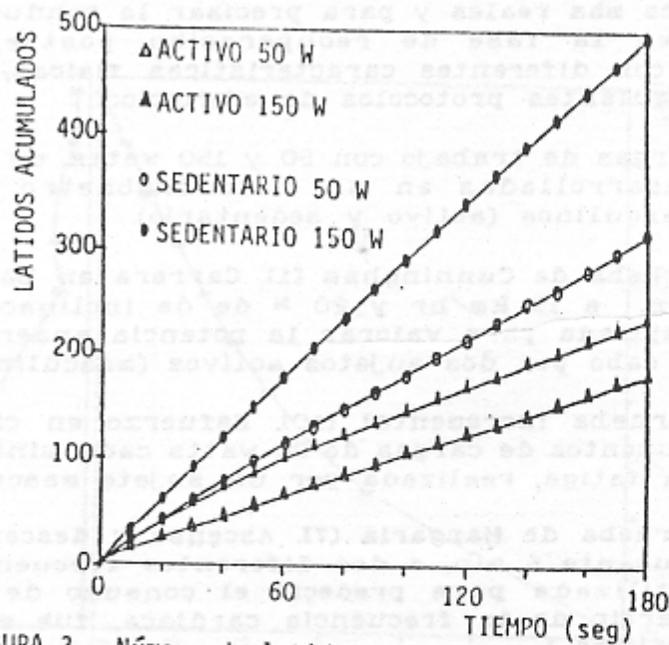


FIGURA 3. Número de latidos acumulados en la fase de recuperación a dos cargas de ejercicio, realizado por dos sujetos con diferente capacidad física: a mayor intensidad del ejercicio y menor capacidad física les corresponde mayor deuda de frecuencia cardiaca.

fase establecida por un oscilador de frecuencia fija (60Hz). Para la alimentaci3n global del dispositivo se utiliza una batera de 9 volts.

Valoraci3n.

Para evaluar la confiabilidad del instrumento aqui descrito, se probaron las etapas de:

- Reloj de precisi3n con un frecuencimetro.
- Sistema de transducci3n, mediante la aplicaci3n de interrupciones manuales al sensor y la cuenta del n3mero de cambios de voltaje observados en un osciloscopio a la salida de esta etapa.
- Filtrado y amplificaci3n, con ondas senoidales y cuadradas para verificar la conformaci3n del pulso.

Para valorar el sistema en forma global se emplearon dos pruebas. Una de ellas consisti3 en que un observador realizaba a voluntad interrupciones manuales al sensor, a diferentes frecuencias, mientras un segundo observador lea en el instrumento a prueba, para finalmente cotejar los valores de ambos observadores. El otro procedimiento se bas3 en comparar el n3mero de complejos QRS de un sujeto en reposo, contados por un observador a partir de un monitor, con la lectura dada por el dispositivo.

Asi mismo, con el fin de validar el instrumento en condiciones m3s reales y para precisar la conducta del n3mero de latidos en la fase de recuperaci3n post-ejercicio, algunos sujetos, con diferentes caracteristicas fisicas, fueron sometidos a los siguientes protocolos de ejercicio:

- Cargas de trabajo con 50 y 150 watts, de 5 min de duraci3n desarrolladas en un ciclo erg6metro por dos sujetos masculinos (activo y sedentario).
- Prueba de Cunningham [1]. Carrera en banda sin fin por 2 min. a 13 km/hr y 20 % de de inclinaci3n. Esta prueba, empleada para valorar la potencia anaer6bica, fue llevada a cabo por dos sujetos activos (masculino y femenino).
- Prueba incremental [10]. Esfuerzo en ciclo erg6metro con aumentos de cargas de 20 watts cada minuto hasta llegar a la fatiga, realizada por un sujeto masculino.
- Prueba de Margaria [7]. Ascenso y descenso de un escal3n durante 6 min, a dos diferentes frecuencias. Esta prueba, utilizada para predecir el consumo de oxigeno m3ximo a partir de la frecuencia cardiaca, fue ejecutada por tres sujetos.

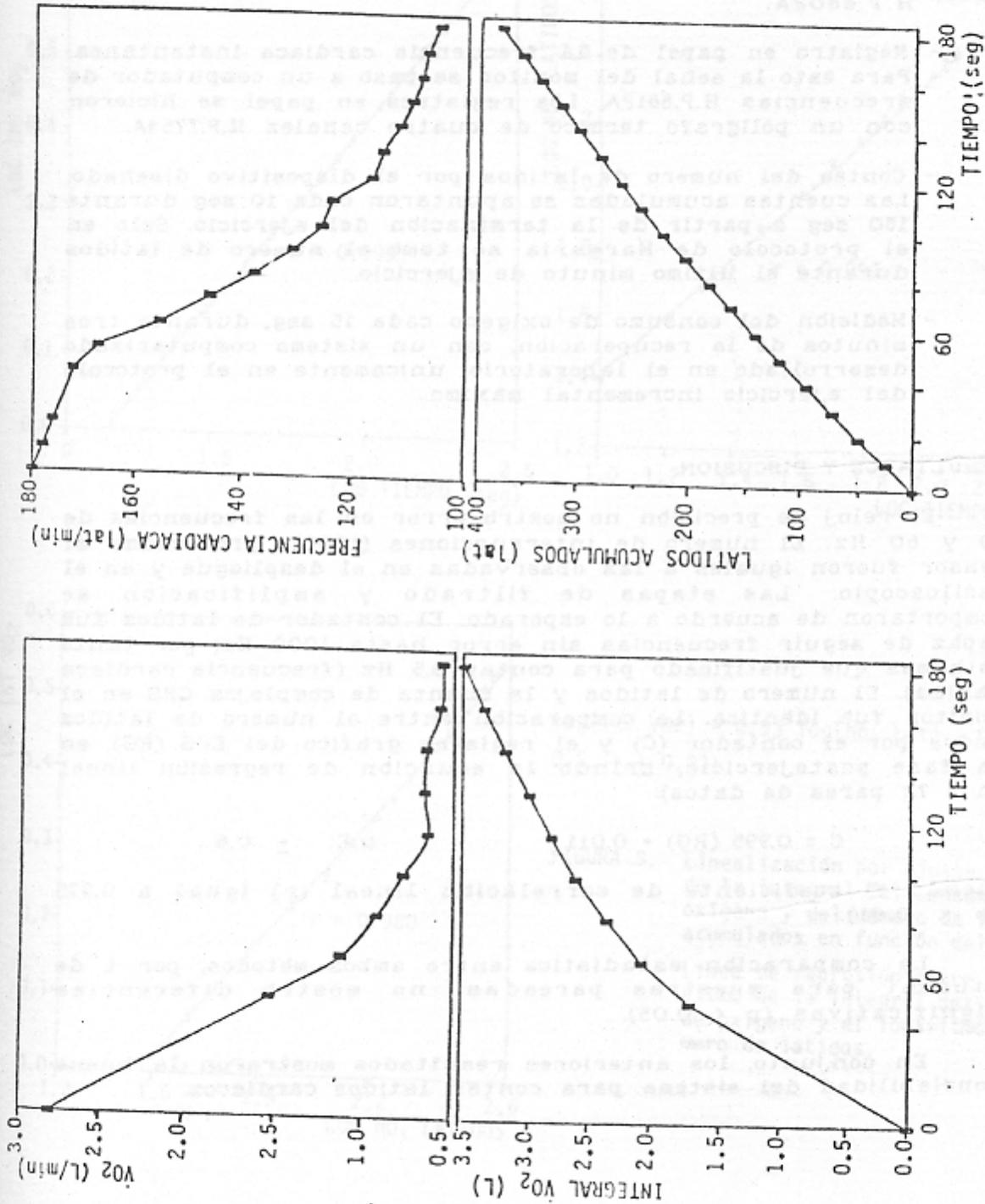


FIGURA 4. Relación temporal que guardan el consumo de oxígeno, la deuda de O₂, la frecuencia cardiaca y los latidos acumulados después de la realización de un ejercicio incremental máximo.

De los sujetos participantes en los anteriores protocolos se obtuvo:

- Visualización continua del ECG (derivación bipolar torácica CM5) con el monitor H.P.78330A.
- Registro en papel del ECG, a partir de la señal del monitor conectada a un amplificador de media ganancia H.P.8802A.
- Registro en papel de la frecuencia cardíaca instantánea. Para esto la señal del monitor se pasó a un computador de frecuencias H.P.8812A. Los registros en papel se hicieron con un polígrafo térmico de cuatro canales H.P.7754A.
- Conteo del número de latidos por el dispositivo diseñado. Las cuentas acumuladas se apuntaron cada 10 seg durante 180 seg a partir de la terminación del ejercicio. Solo en el protocolo de Margaria se tomó el número de latidos durante el último minuto de ejercicio.
- Medición del consumo de oxígeno cada 15 seg, durante tres minutos de la recuperación, con un sistema computarizado desarrollado en el laboratorio; únicamente en el protocolo del ejercicio incremental máximo.

RESULTADOS Y DISCUSION.

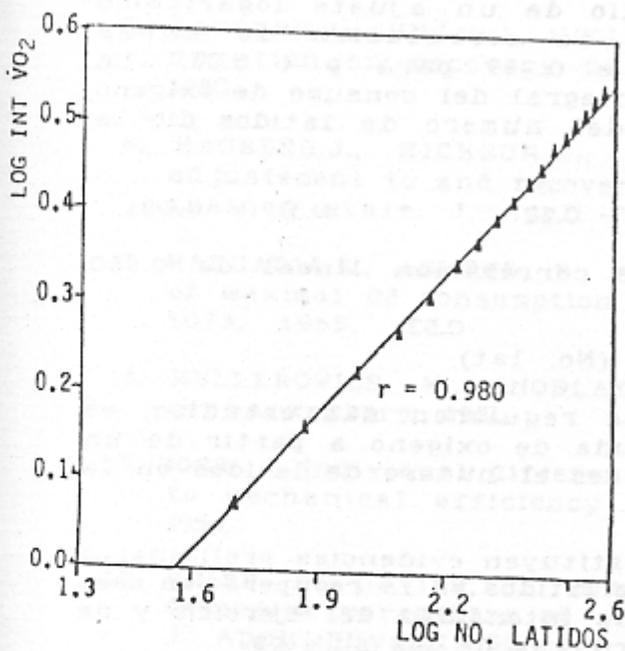
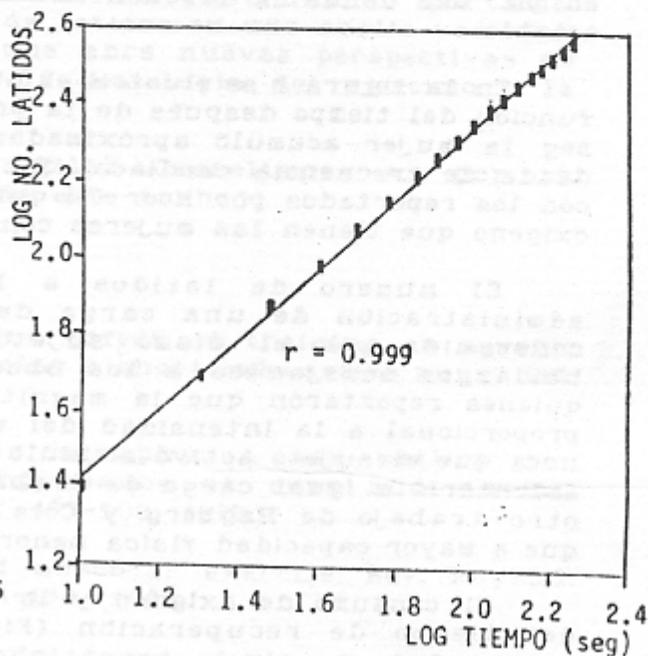
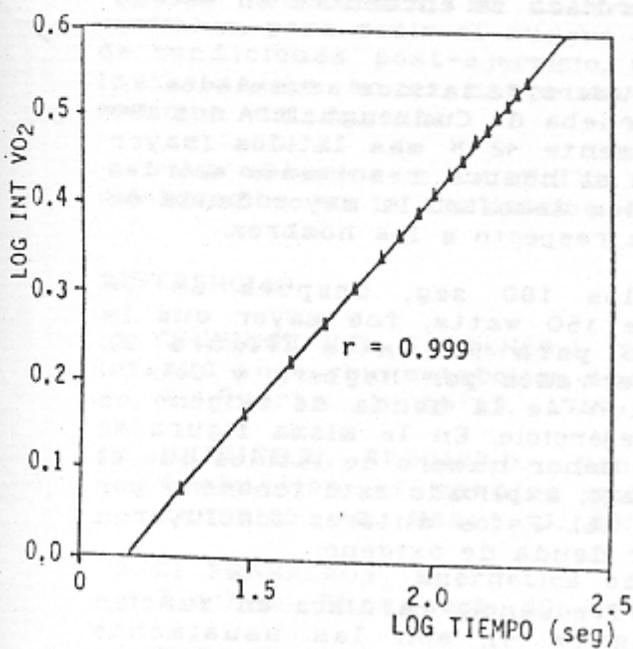
El reloj de precisión no mostró error en las frecuencias de 10 y 60 Hz. El número de interrupciones (1000) provocadas al sensor fueron iguales a las observadas en el despliegue y en el osciloscopio. Las etapas de filtrado y amplificación se comportaron de acuerdo a lo esperado. El contador de latidos fue capaz de seguir frecuencias sin error hasta 1000 Hz; por tanto está más que justificado para contar 3.5 Hz (frecuencia cardíaca máxima). El número de latidos y la cuenta de complejos QRS en el monitor fue idéntica. La comparación entre el número de latidos dados por el contador (C) y el registro gráfico del ECG (RG), en la fase postejercicio, brindó la ecuación de regresión lineal (n = 72 pares de datos):

$$C = 0.995 (RG) + 0.011 \quad \text{D.E.} \pm 0.6$$

Siendo el coeficiente de correlación lineal (r) igual a 0.995 (p < 0.01).

La comparación estadística entre ambos métodos, por t de student para muestras pareadas, no mostró diferencias significativas (p < 0.05).

En conjunto, los anteriores resultados mostraron la buena confiabilidad del sistema para contar latidos cardíacos.



$$\log(\text{INT } \dot{V}O_2) = 0.53 \log(\text{No. Lat}) - 0.82$$

$$\text{D.E.} = \pm 0.031$$

FIGURA 5. Linealización por ajuste Log-Log de la integral del consumo de oxígeno y del número de latidos acumulados en función del tiempo. Línea de regresión entre el logaritmo de la integral del consumo de oxígeno y el logaritmo del número de latidos.

En la prueba de Margaria las frecuencias cardiacas calculadas por el computador de frecuencias y el contador de latidos, no difirieron en más de dos latidos en 6 pruebas, resultado no significativo para fines de prediccion del consumo de oxigeno máximo. Por tanto el contador de latidos puede sustituir adecuadamente el uso de instrumentación más sofisticada en pruebas donde la frecuencia cardiaca se encuentra en estado estable.

En la figura 2 se ilustra el número de latidos acumulados en función del tiempo después de la prueba de Cunningham. A los 150 seg la mujer acumuló aproximadamente 42 % más latidos (mayor deuda de frecuencia cardiaca) que el hombre; resultados acordes con los reportados por Moor [9] quien demostró la mayor deuda de oxigeno que tienen las mujeres con respecto a los hombres.

El número de latidos a los 180 seg, después de la administración de una carga de 150 watts, fue mayor que la conseguida por el mismo sujeto para 50 watts (Figura 3); hallazgos semejantes a los observados por Hagberg y Cols.[5] quienes reportaron que la magnitud de la deuda de oxigeno es proporcional a la intensidad del ejercicio. En la misma figura se nota que el sujeto activo acumuló menor número de latidos que el sedentario a igual carga de trabajo; explicado este fenómeno por otro trabajo de Hagberg y Cols. [6]. Estos autores concluyeron que a mayor capacidad física menor deuda de oxigeno.

El consumo de oxigeno y la frecuencia cardiaca en función del tiempo de recuperación (Figura 4), son las usualmente reportadas en otras investigaciones [5,8]. La integral del consumo de oxigeno (deuda) y el número de latidos son función no lineal del tiempo, razón por la cual para fines de prediccion primero se linealizaron por medio de un ajuste logaritmico (Figura 5). Los coeficientes de correlación de ambas transformaciones fueron igual a 0.999 para $p < 0.01$. La comparación del logaritmo de la integral del consumo de oxigeno (Int VO₂) contra el logaritmo del número de latidos dio la ecuación de regresión lineal:

$$\log (\text{Int VO}_2) = 0.53 \log (\text{No. lat.}) - 0.82 \quad \text{D.E.} = 0.031$$

que presenta un coeficiente de correlación lineal de 0.980 ($p < 0.01$). Por lo tanto:

$$\text{Int VO}_2 = 0.151 (\text{No. lat})^{0.53}$$

En consecuencia, aunque se requieren más estudios, es posible la prediccion de la deuda de oxigeno a partir de un índice más sencillo de medir como es el número de latidos en la recuperación.

Los resultados descritos constituyen evidencias preliminares que permiten sugerir al número de latidos en la recuperación como un medio para la valoración de la intensidad del ejercicio y de las capacidades aeróbicas y anaeróbicas de los sujetos.

En conclusi3n, se desarroll3 un instrumento port3til, confiable, para medir el n3mero de latidos en una amplia variedad de condiciones post-ejercicio, que abre nuevas perspectivas de investigaci3n en el campo de la fisiologia del ejercicio y la medicina del deporte.

Agradecemos a la Srta. Pilar Castellanos A. por su colaboraci3n en la realizaci3n de este trabajo.

REFERENCIAS.

1. CUNNINGHAM,D., FAULKNER,J. The effect of training on aerobic and anaerobic metabolism during a short exhaustive run. *Med. Sci.Sports.* 1: 65-69, 1969.
2. CHIRIFE,R., SPODICK,D. Densitography: A new method for evaluation of cardiac performance at rest and during exercise. *Am. Heart. J.* 83: 493-503, 1972.
3. DI PRAMPERO,P. Energetics of muscular exercise. *Rev. Physiol. Biochem. Pharmacol.* 89: 144-188, 1981.
4. GAESSER,G.,BROOKS,G. Metabolic bases of excess postexercise oxygen consumption. 2 review. *Med. Sci Sports Exerc.* 16 : 29-43, 1984.
5. HAGBERG,J., MULLIN,J., NAGLE,F. Effect of work intensity and duration on recovery O₂. *J. Appl. Physiol.* 48 : 540-544, 1980.
6. HAGBERG,J., HICHSON,R., EHSANI,A., HOLLOSZI,J. Faster adjustment to and recovery from submaximal exercise in the trained state. *J. Appl. Physiol.* 48 : 218-224, 1980.
7. MARGARIA,R., AGHEMO, P., ROVELLI, E. Indirect determination of maximal O₂ consumption in man. *J. Appl. Physiol.* 20: 1070-1073, 1965.
8. MELLEROWICS, H., SNODLAKS, V. "Ergonometry". Urban & schwarzemberg, 1981.
9. MOOR, J. Individual differences in oxygen debt curves related to mechanical efficiency and sex. *J.Appl.Physiol.* 6: 460-466, 1954.
10. WHIPP, B., DAVIES, J., TORRES, F., WASSERMAN, A. A test to determine parameters of anaerobic function during exercise. *J. Appl. Physiol.* 50: 217-221, 1981.