

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen
Volume 25

Número
Number 1

Marzo
March 2004

Artículo:

Medición de gasto cardiaco para
aplicaciones en docencia: comparación
de dos tecnologías

Derechos reservados, Copyright © 2004:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de
este sitio:

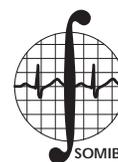
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



Medición de gasto cardiaco para aplicaciones en docencia: comparación de dos tecnologías

Gaytán Martínez Z.,* García
Piche M.C.,* Jiménez
González A.*

* Dpto. de Ingeniería Eléctrica, Área de
Ingeniería Biomédica, Universidad
Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.

Correspondencia:
Iztapalapa, Av. San Rafael Atlixco 186,
Col. Vicentina, C.P. 09340,
México, D.F., México.
Tel: 5804-46-32, Fax: 5804-46-28,
E-mail: aidaj@xanum.uam.mx

RESUMEN

El gasto cardiaco (GC) se puede medir utilizando técnicas como medición electromagnética, dilución, ultrasonido e impedanciometría transtorácica (TIT). La TIT es poco invasiva y de bajo costo, lo que la hace adecuada para aplicaciones en docencia. En Los Laboratorios de Docencia en Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa se cuenta con dos tecnologías para realizar este tipo de medición utilizando la TIT, Nihon Kohden (NK) y Biopac Systems (BS). En este trabajo se compararon los valores de GC generados y las características de operación de ambas tecnologías para definir su utilidad en aplicaciones docentes. Para ello se registraron las variaciones de impedancia, su derivada, el ECG y el FCG en cinco sujetos utilizando ambas tecnologías. Para cada sujeto se realizaron seis maniobras y se calculó el valor promedio del GC durante cada una de ellas. Los resultados muestran que los valores de GC generados por cada tecnología son similares. Respecto a las características de operación, *BS* es más fácil de manejar y resulta óptima en aplicaciones en las que el objetivo principal es el estudio de la fisiología asociada al GC. Por su parte, *NK* demanda atención en su operación y calibración, pero resulta interesante en aplicaciones donde sea prioritario el conocimiento del instrumento de medición.

Palabras clave:

Actividad cardiaca, bioimpedancia, impedancia basal, bioimpedancia eléctrica transtorácica, índices hemodinámicos, educación en ingeniería biomédica.

ABSTRACT

The Cardiac Output (CO) can be measured by using techniques like Electromagnetic Measurement, Dilution, Ultrasound, and Transthoracic Impedance (TIT). The TIT is a less invasive and cheap technique, and it is possible to use it for teaching application. Nowadays, the Biomedical Engineering Teaching Laboratories, at Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, have two commercial technologies which carry out this kind of measurement by using the TIT, Nihon Kohden (NK) and Biopac Systems (BS). The purpose of this work was to compare both technologies in order to evaluate their utility for teaching application. To do this, the CO values and the operation procedures of both technologies were contrasted. The impedance changes, its first derivative, the ECG, and the PCG signals of five subjects were recorded using both technologies. Each subject executed six maneuvers, and the CO average value during each maneuver was

calculated. Results showed that the CO values generated by both technologies were similar. BS is easier to operate than NK, and convenient for physiological applications where the main objective is to study the physiology related to CO phenomena. NK demands attention during its calibration and operation, but NK is very interesting for applications where the knowledge of the measurement instrument is the main objective.

Key Words:

Cardiac activity, Bioimpedance, Basal impedance, Transthoracic electric bioimpedance, Hemodynamic indexes, Teaching at Biomedical Engineering.

INTRODUCCIÓN

El gasto cardiaco (*GC*) representa el volumen de sangre en litros (*l*) que eyecta cada ventrículo del corazón hacia las arterias pulmonar o aórtica por cada minuto (*l/min*). El *GC* se encuentra regulado por diversos factores: el volumen de eyección sistólica, la frecuencia cardiaca, la precarga (longitud de las células musculares del miocardio antes de la contracción), la postcarga (resistencia vascular que ofrece la aorta al flujo de sangre que impulsa el ventrículo izquierdo), y la contractilidad (o fuerza de contracción del miocardio)¹. El valor promedio normal² del *GC* en un varón joven y sano es de 5.6 *l/min*.

En la actualidad existen diversas técnicas para calcular el *GC*:

1. *Medición electromagnética*³: Se introdujo como una técnica común para medir la velocidad del flujo sanguíneo en las arterias y venas. Utiliza campos magnéticos que se aplican en forma perpendicular al vaso sanguíneo en el que se va a medir el flujo. El campo magnético se supone homogéneo, y según la ley de la inducción, se induce un voltaje perpendicular a la dirección del flujo. Así, el movimiento de la sangre en el campo magnético induce un voltaje que es registrado por dos electrodos que hacen contacto con la pared del vaso. Este voltaje es proporcional a la velocidad de flujo, al diámetro interno del vaso y a la densidad del flujo magnético. La principal ventaja de esta técnica es que el campo magnético no afecta el flujo que se está midiendo y es insensible a las variaciones de temperatura y presión. Su principal desventaja es la complejidad en el proceso de calibración de los transductores.

2. *Técnica de dilución*³: En esta técnica se inyecta instantáneamente en el torrente circulatorio una cantidad de sustancia marcada o indicador (*I*) y se detecta su paso en otro lugar del circuito. Se grafica la concentración de *I* en función del tiempo, y el área bajo la curva se utiliza para calcular el flujo.

Actualmente se utilizan 3 tipos de indicadores:

- a) Colorante: se usa en combinación con una solución isotónica, y su concentración se determina midiendo la absorción luminosa de la sangre con un densitómetro. Un nombre común para esta técnica es dilución por colorante.
- b) Solución salina fría: se inyecta una cantidad conocida de solución salina fría en la aurícula derecha o la vena cava superior, y el cambio de temperatura en la sangre resultante es detectado por medio de un termistor en la arteria pulmonar. El *GC* es inversamente proporcional a la integral del cambio de temperatura. Esta técnica también es conocida como termodilución, permite el monitoreo del *GC* durante y después de intervenciones quirúrgicas o en pacientes críticos en unidades de terapia intensiva.
- c) Isótopos radiactivos: comúnmente se utiliza un bolo de albúmina marcada con un radioisótopo. La concentración de isótopos puede determinarse con un contador de centelleo, colocado frente al corazón, obteniéndose así el primer pico de una curva de dilución compuesta por dos picos. Adicionalmente se requiere una muestra de sangre venosa tomada 10 minutos después de la inyección (cuando el bolo se ha mezclado completamente con la sangre), así

como el registro de la radiactividad a nivel precordial en el punto de equilibrio.

3. *Ultrasonido*³: Utiliza un haz ultrasónico con el efecto Doppler para medir la velocidad del flujo sanguíneo como una función de la distancia a través del vaso. Esta técnica se considera la menos invasiva y proporciona gran cantidad de información hemodinámica. En el efecto Doppler continuo, la principal desventaja es que la medición es sólo aceptable cuando los transductores de transmisión y recepción se posicionan de tal forma que sus haces ultrasónicos se intercepten en el centro del vaso. En el efecto Doppler pulsátil, el teorema de muestreo es una limitante, ya que la frecuencia de repetición de pulsos debe ser por lo menos el doble de la máxima frecuencia Doppler.
4. *Impedancimetría transtorácica*: Estima el GC indirectamente mediante el monitoreo de las variaciones de impedancia transtorácica. En esta técnica, una corriente de baja intensidad y alta frecuencia pasa longitudinalmente a través de un segmento del cuerpo. De acuerdo a la ley de Ohm, la corriente multiplicada por la impedancia del cuerpo genera un voltaje entre dos electrodos de medición³. La señal detectada está compuesta de al menos 3 componentes asociados con la impedancia basal (Z_0), la actividad respiratoria y la actividad cardiaca⁴.

El monitoreo de Z_0 ha sido clínicamente efectivo en cirugía, cuidados intensivos, durante hemodiálisis y durante anestesia. Esta técnica constituye un método simple y no invasivo para el monitoreo de volumen pulsátil y GC⁴. Sin embargo, debe considerarse que esta técnica presenta algunas limitaciones, ya que el origen de las variaciones de impedancia es difícil de precisar, el fundamento teórico de la ecuación del volumen de eyección ventricular es deficiente y supone el valor de resistividad de la sangre constante³.

La descripción de estas técnicas para medir GC, aunque breve, muestra las principales ventajas y desventajas de cada una de ellas, y aunque resultaría ideal poder utilizar cualquier técnica en la medición del GC, en la práctica la elección de una técnica suele considerar invasividad, complejidad y costo en la realización del estudio, riesgo al paciente y precisión en la medición, todo esto en función de las necesidades y recursos disponibles del área de aplicación (clínica, investigación

o docencia). Este trabajo se ha enfocado a la docencia como área de aplicación, y aunque al elegir la técnica de impedancimetría transtorácica (*ITT*) se ha sacrificado la precisión en el cálculo del GC, también se ha reducido el tiempo para la realización del estudio y el riesgo al paciente. Como consecuencia, la medición del GC se puede realizar durante una sesión de laboratorio, permitiendo a estudiantes y profesores conocer los aspectos fisiológicos y de instrumentación médica involucrados en la generación y medición de este importante parámetro cardiovascular.

ANTECEDENTES

En la *ITT* se considera en general al cuerpo como un conductor iónico de energía eléctrica, y a la sangre como un buen conductor de esta electricidad en comparación con el tejido. En esta técnica se colocan un par de electrodos de cinta en cuello y tórax para registrar las variaciones de impedancia (ΔZ). Un incremento en la impedancia eléctrica ocurre cuando un volumen de sangre fluye entre los electrodos de medición⁴.

La *ITT* es una medición no invasiva del GC, maneja frecuencias del orden de 20 a 100 KHz y corrientes constantes entre 0.01 y 10 mA rms, lo que evita estimular al corazón u otro tejido. La corriente pasa longitudinalmente a través de un segmento del cuerpo utilizando 2 electrodos (Figura 1, electrodos 1 y 4), y al ser multiplicada por la impedancia del cuerpo, de acuerdo a la ley de Ohm, genera un voltaje entre dos electrodos de medición (Figura 1, electrodos 2 y 3). Los

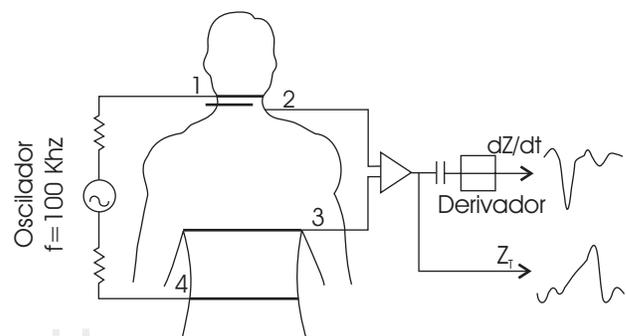


Figura 1. Representación esquemática de 2 pares de electrodos de banda de aluminio, un par se conecta a un oscilador de corriente (con amplitud constante) a 100 KHz (1 y 4), mientras que el otro par es conectado a los circuitos de medición y detección de voltaje (2 y 3) para obtener las señales de ΔZ , y su derivada (dZ/dt).

electrodos de medición se colocan de tal forma que el evento fisiológico altere la distribución de la densidad de corriente entre ellos, manifestándose como un cambio en la impedancia⁴.

La señal detectada, ΔZ_T , está conformada de al menos 3 componentes: un componente está asociado con la Z_0 y es el resultado del volumen del tejido, sangre, fluidos, y de la conductividad del segmento entre los electrodos de medición. El segundo componente, ΔZ_R , está asociado con la actividad respiratoria, y el tercer componente, ΔZ_C , está sincronizado con la actividad cardiaca. Frecuentemente ΔZ_C se conoce también como "Cardiograma Impedancimétrico" y comprende menos del 1% del nivel de impedancia en reposo. Los componentes cardiaco y respiratorio son señales de corriente alterna ($\Delta Z_C, \Delta Z_R$) superpuestas en la señal de corriente directa⁴ correspondiente a Z_0 . Esto se muestra en la ecuación 1:

$$Z_T = Z_0 + Z_R + Z_C \quad (1)$$

Así, el voltaje detectado en el segmento del cuerpo delimitado por los electrodos 2 y 3, es una señal modulada en amplitud⁴ que puede representarse con la ecuación 2:

$$(\text{Volt}_0 + \Delta \text{Volt}) = I (Z_0 + \Delta Z) \quad (2)$$

Ya que la corriente utilizada tiene amplitud constante, el voltaje promedio Volt_0 representa la impedancia promedio Z_0 , y ΔVolt representa el cambio de impedancia ΔZ debido a ΔZ_R y ΔZ_C . Después de una etapa de amplificación y demodulación, el valor constante Volt_0 (es decir Z_0) es eliminado utilizando un filtro pasa-altas apropiado. El componente respiratorio, por su parte, se puede filtrar en cierto grado pues tiene una frecuencia más baja que el componente sincronizado con la actividad cardiaca⁴, esto permite generar la señal ΔZ_C , representada por dZ/dt en la Figura 1. A partir de este momento y para ser consistentes con la Figura 1 nos referiremos a ΔZ_C como dZ/dt .

La Z_0 para un adulto normal (medida a 100 KHz con el sistema de electrodo tetrapolar) es de $25 \pm 7 \Omega$, y para recién nacidos de $45 \pm 12 \Omega$. El valor de Z_0 está relacionado con la complejidad del individuo, y las variaciones en la configuración y posición de los electrodos, la posición del sujeto durante las mediciones, la geometría torácica y la conductividad del tórax generan valores de Z_0 diferentes entre individuos.

Además, la resistividad eléctrica de la sangre aumenta al incrementarse el hematócrito y al decrementarse la temperatura⁴.

Para calcular el GC utilizando la TIT^5 se obtiene el volumen de eyección ventricular (V) mediante la ecuación 3:

$$V[\text{ml}] = \frac{D^2}{Z_0} \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{\min} T \quad (3)$$

donde:

Z_0 = impedancia basal [Ω].

$(dZ/dt)_{\min}$ = mínimo de dZ/dt [Ω/s].

T = tiempo de eyección ventricular [s].

D = distancia entre los electrodos de medición de ΔZ_T [cm].

ρ = resistividad relativa de la sangre ($135 [\Omega \cdot \text{cm}]$).

Después se calcula el GC^5 mediante la ecuación 4:

$$GC[L/\text{min}] = V \frac{60}{INT_{QRS}} * \frac{1}{1000} \quad (4)$$

donde:

INT_{QRS} = intervalo latido-latido [s].

Para facilitar la obtención de algunos parámetros (T, INT_{QRS}), y relacionar ΔZ_T con los eventos eléctrico y mecánico del corazón, normalmente se monitorean simultáneamente las variaciones de impedancia (ΔZ), su derivada (dZ/dt), el electrocardiograma (ECG) y el fonocardiograma (FCG).

En los Laboratorios de Docencia en Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa se realizan prácticas de Fisiología e Instrumentación Médica (IM) para la medición del GC utilizando la TIT . Actualmente se cuenta con dos tecnologías que utilizan esta técnica: Nihon Kohden⁵ (NK) y Biopac Systems⁶ (BS). La experiencia con ambas tecnologías en aplicaciones como la medición de señales bioeléctricas (ECG, EEG, EMG) ha mostrado mejor desempeño del sistema NK , sobre todo por la $RRMC$ superior y la posibilidad de elegir diferentes frecuencias de corte en los filtros. Sin embargo, NK presenta inconvenientes para algunas aplicaciones docentes debido al tiempo de calibración y costo del equipo. Por su parte, aunque BS no ha mostrado las mismas características de desempeño, su calibración es sencilla, esto facilita su operación y reduce el tiempo

destinado a la realización de la práctica. Asimismo, el costo de la tecnología *BS* es menor. En el caso de la *TIT*, no se ha comparado la operación de *NK* y *BS* en aplicaciones docentes, ya que recientemente se adquirió la tecnología *BS*. El objetivo de este trabajo es comparar ambas tecnologías en la medición del *GC* utilizando la *TIT* mediante el análisis de los resultados y el manejo de cada tecnología⁷.

MÉTODOS

Se registraron simultáneamente las señales de *ECG*, ΔZ_r , dZ/dt y el *FCG*, para ello se emplearon los amplificadores correspondientes de cada tecnología y se utilizó el sistema de adquisición y despliegue de *BS*. Los registros se efectuaron en 5 adultos jóvenes con edades entre 23 y 26 años. En cada sujeto se realizaron los registros bajo las siguientes maniobras: acostado en reposo, acostado manteniendo la espiración, acostado manteniendo la inspiración, sentado, de pie y después de hacer ejercicio ligero. A continuación se describen los protocolos para cada tecnología:

1. Tecnología *Nihon Kohden*

Se emplearon los siguientes módulos: pletismógrafo impedancimétrico⁵ (AI-601G), amplificador bioeléctrico⁸ (AB-621G), diferenciador⁹ (ED-601G) y fonocardiógrafo¹⁰ (AS-611H).

a) *Preparación del equipo*: Los amplificadores se conectaron, configuraron y calibraron siguiendo las instrucciones del manual de operación:

- Ajuste de interruptores internos para definir el modo de operación de cada amplificador.
 - Pletismógrafo impedancimétrico⁵:
 - Selector MASTER-SLAVE = MASTER
 - Selector $Z_o - \Delta Z = \Delta Z$
 - Selector RESP-OFF = OFF
 - (Nota: *NK*⁶ trabaja a una frecuencia de 50 KHz y la fuente de corriente es de 350 μ A)
 - Amplificador bioeléctrico⁸:
 - Selector 1mV-50 μ V = 1mV
 - Selector PAN-IND = PAN
 - Diferenciador⁹:
 - Selector 0.1 sec-1sec = 0.1 sec
 - Selector IND-INT = INT

- Fonocardiógrafo¹⁰:

Selector A-B-M&W = A

- Configuración del convertidor A/D (módulo de adquisición BIOPAC SYSTEMS MP150).
 - Frecuencia de muestreo = 1,000 Hz
 - Tiempo de adquisición = 15 segundos
 - Número de canales de adquisición = 4 (canal 1: *ECG*, canal 2: ΔZ_r , canal 3: dZ/dt , canal 4: *FCG*).
- Calibración de la sensibilidad.
 - Pletismógrafo impedancimétrico⁵:
 - $Z_o = 30 \Omega$
 - $\Delta Z = 10 \text{ V}/\Omega$
 - Amplificador bioeléctrico⁸
 - Sensibilidad = 1 V/mV
 - Diferenciador⁹:
 - Sensibilidad = 1 V/(Ω /s)

b) Colocación de electrodos y transductor de *FCG*:

- Pletismógrafo impedancimétrico⁵: Se limpió la piel para colocar una banda dual de electrodos alrededor del cuello y otra alrededor del tórax, debajo del apéndice xifoideas. Con el par exterior se inyectó la corriente, mientras que con el par interior se midió el voltaje asociado a ΔZ_r . También se midió la distancia (*D*) entre el par de electrodos internos (Figura 2).
- Amplificador bioeléctrico⁸: Para registrar la señal de *ECG* se limpió la piel y se colocaron electrodos de placa en las extremidades (brazo derecho, pierna izquierda y pierna derecha, *DII*).

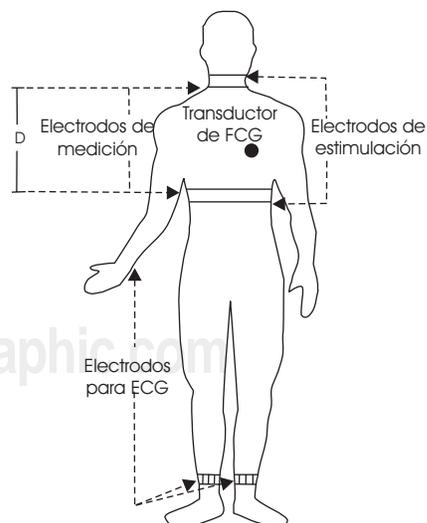


Figura 2. Colocación de los electrodos de cinta para inyección de corriente y medición de voltaje, electrodos de placa para registrar el *ECG* y transductor de *FCG*. *D* es la distancia entre el par de electrodos internos.

- Fonocardiógrafo¹⁰: Se colocó un transductor de fonocardiografía en el pecho, en donde se escucharán con mayor intensidad los sonidos cardiacos, ya que el lugar varía de acuerdo a la complejión de la persona.

La Figura 2 muestra la colocación de los electrodos de banda para registrar ΔZ_T y dZ/dt , los electrodos de placa para adquirir la señal de ECG, y el transductor de FCG para registrar los sonidos cardiacos.

c) *Adquisición de señales*: Antes de adquirir las señales fisiológicas, es necesario estimar el valor de Z_0 para el sujeto bajo estudio. Para ello se le pidió que exhalara el aire y permaneciera relajado, se encendió el pletismógrafo impedancimétrico y se tomó nota del valor desplegado. Después se dio inicio a las maniobras y adquisición de las señales.

d) *Cálculo del GC*: Se promediaron $(dZ/dt)_{min}$, INT_{QRS} y T de 10 latidos consecutivos en cada maniobra y, utilizando las ecuaciones 3 y 4 se cal-

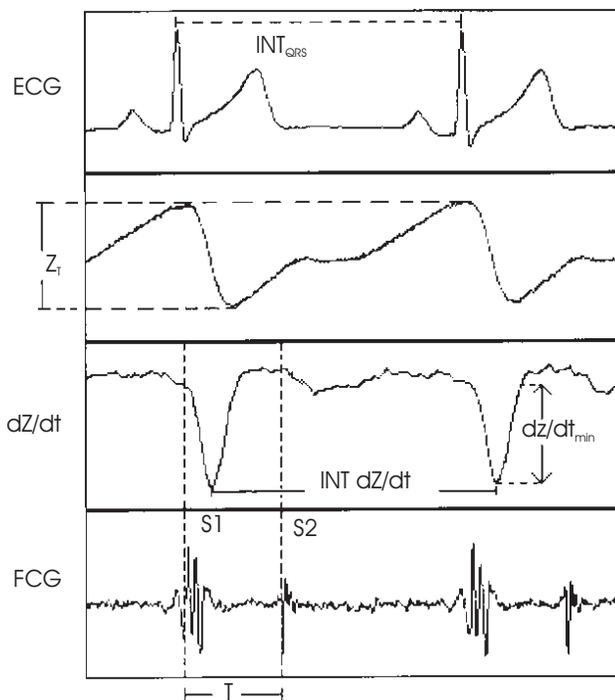


Figura 3. Señales y parámetros para calcular el GC mediante ΔZ . INT_{QRS} es la distancia entre complejos QRS consecutivos. ΔZ_T es la amplitud pico de las variaciones de impedancia. $(dZ/dt)_{min}$ es la amplitud del pico negativo de la onda dZ/dt y T es el tiempo de eyección ventricular.

culó el GC. A continuación se describe cómo medir estos parámetros (Figura 3):

- INT_{QRS} se puede medir de dos formas⁵:
 - El intervalo entre 2 complejos QRS de la señal de ECG, criterio usado en este trabajo dada la clara definición del complejo QRS.
 - La distancia entre la señal dZ/dt y la señal adyacente dZ/dt .
- $(dZ/dt)_{min}$ es la amplitud del pico negativo de la onda dZ/dt a partir de la línea de base⁵.
- T es el tiempo de eyección del ventrículo izquierdo y se mide directamente del registro de FCG, ya que corresponde al intervalo entre el primer ($S1$) y segundo ($S2$) ruidos cardiacos.

2. Tecnología Biopac Systems

Se emplearon tres módulos: Amplificador de bioimpedancia eléctrica⁶ (EBI100C), amplificador para electrocardiografía¹¹ (ECG100) y amplificador para fonocardiografía¹² (DA100).

a) *Preparación del equipo*: Los amplificadores se conectaron, configuraron y calibraron siguiendo las instrucciones del manual de operación.

- Ajuste de selectores del panel frontal para definir el modo de operación de cada amplificador.
- Amplificador de bioimpedancia eléctrica⁶:
 - Selector CH-SELECT: 1-9
 - Selector MAG-RANGE: 5 Ohms/volt
 - Selector 10Hz-LP_MAG-100Hz: 10 Hz
 - Selector 0.05Hz- HP_MAG – DC: DC
 - Selector FREQ SELET: 50 KHz
 - (Nota: BS^6 maneja corriente senoidal constante de 100 μA rms a frecuencias variables de 12.5, 25, 50 y 100 KHz)
- Amplificador electrocardiógrafo¹¹:
 - Selector CHANNEL SELECT: 2
 - Selector GAIN: 5,000
 - Selector RWA-NORM: NORM
 - Selector ON-FILTER-OFF: ON
 - Selector ON-HIPASS-OFF: ON
- Amplificador para fonocardiografía¹²:
 - Selector CHANNEL SELECT: 3
 - Selector GAIN: 200
 - Selector ON-FILTER-OFF: ON
 - Selector AC-DC: AC

- Configuración del convertidor A/D (módulo de adquisición BIOPAC SYSTEMS MP150).
Frecuencia de muestreo = 1,000 Hz
Tiempo de adquisición = 15 segundos
Número de canales de adquisición = 3 (canal 1: ΔZ_T , canal 2: *ECG*, canal 3: *FCG*).
- Calibración de la sensibilidad⁶.
- Amplificador de bioimpedancia eléctrica⁶: esta calibración permite que el software de adquisición de *BS* realice automáticamente la conversión de cada volt leído a su equivalente en Ohms ($5 \Omega/V$ dada la sensibilidad elegida en el EBI100C). Esta calibración se realiza a dos puntos utilizando dos valores de resistencia (20 y 40 Ω)⁶.

b) Preparación del paciente:

- Amplificador de bioimpedancia eléctrica: Se limpió la piel para colocar dos pares de electrodos en cuello y dos pares en tórax, debajo del apéndice xifoides, el par exterior inyectó la corriente, mientras que el par interior midió el voltaje asociado a DZ_T . Se midió la distancia entre el par de electrodos internos¹³ (Figura 4).
- Amplificador para electrocardiografía: Para registrar la señal de *ECG* se limpió la piel y se colocaron electrodos de placa en las extremidades (brazo derecho, pierna izquierda y pierna derecha, *DII*).

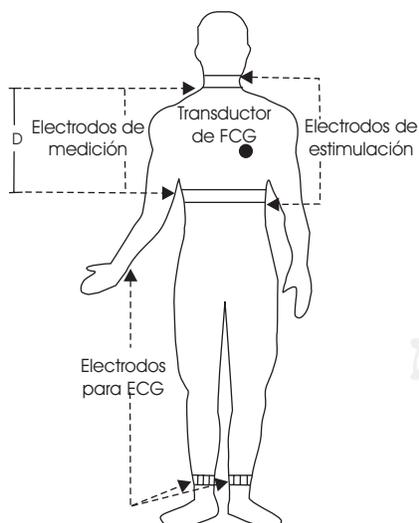


Figura 4. Colocación de los pares de electrodos para inyección de corriente y medición de voltaje, electrodos de placa para registrar el ECG y transductor de FCG. D es la distancia entre el par de electrodos internos.

- Amplificador para fonocardiografía: Se coloca un transductor de fonocardiografía en el pecho, en donde se escucharán con mayor intensidad los sonidos cardiacos, ya que el lugar varía de acuerdo a la complejidad de la persona¹⁰.

c) *Adquisición de señales*: Antes de realizar la adquisición, se obtuvo el canal dZ/dt mediante software. Para ello se realizó en línea lo siguiente: se filtró DZ_T con un pasa-bajas a 10 Hz y después se derivó la señal filtrada. Posteriormente se dio inicio a las maniobras y adquisición de las señales fisiológicas¹³.

d) *Acondicionamiento de las señales*: Se filtró la señal DZ_T para eliminar los componentes asociados a la actividad cardiaca y respiratoria y así estimar Z_o . Los filtros aplicados a la señal DZ_T fueron los siguientes:

- Filtro pasa altas a 1.3 Hz para obtener DZ_C .
- Filtro pasa bandas de 0.5 a 1.3 Hz para obtener DZ_R .
- Filtro pasa bajas a 0.5 Hz para obtener Z_o .

e) *Cálculo del GC*: Se promediaron los parámetros: $(dZ/dt)_{min}$, INT_{QRS} y T de 10 latidos consecutivos para cada maniobra, y utilizando las ecuaciones 1 y 2 se obtuvo el *GC*. La obtención de $(dZ/dt)_{min}$, INT_{QRS} y T se realizó siguiendo los pasos descritos en el inciso (d) de la tecnología *NK*.

RESULTADOS

La Figura 5 muestra un ejemplo de señales obtenidas utilizando la tecnología *BS*. Como puede observarse, la morfología de las señales de *FCG* y dZ/dt es ligeramente diferente (más suavizada) a la de las señales obtenidas por *NK* (Figura 3).

La Figura 6 muestra las señales de *ECG* (*DII*), ΔZ_T , dZ/dt y *FCG* obtenidas con *NK*. La Figura 7 muestra las señales de ΔZ_T , *ECG* (*DII*), *FCG* y dZ/dt obtenidas con *BS*. Ambas figuras muestran registros que se realizaron en un sujeto acostado manteniendo la espiración. Nótese que las unidades de las señales de *NK* son volts, mientras que en *BS* las señales ΔZ_T y dZ/dt se muestran en sus unidades reales (Ω y Ω/s respectivamente). Obsérvese también la estabilidad de todas las señales respecto a la línea de base.

En las Figuras 8 y 9 se muestran los registros adquiridos con *NK* y *BS* en un sujeto de pie. Obsérvese que a diferencia de las Figuras 6 y 7, en ambos casos la señal ΔZ_T presenta variaciones

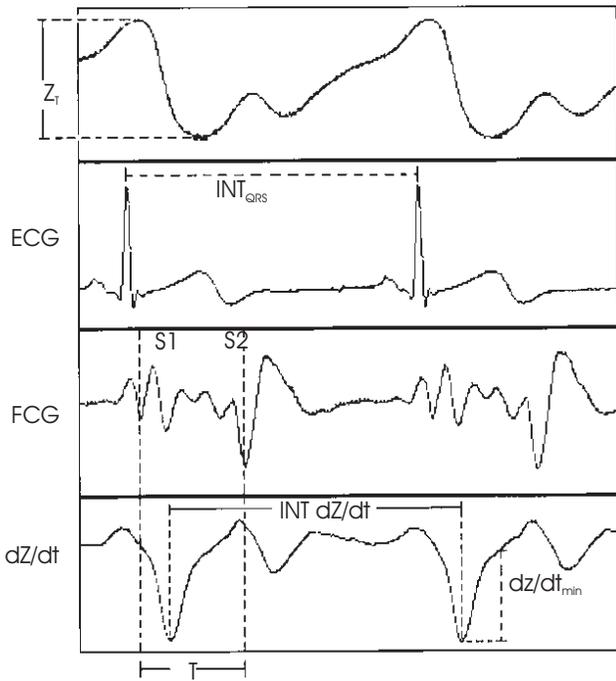


Figura 5. Señales y parámetros para calcular el GC mediante *BS*. ΔZ_T es la amplitud pico de las variaciones de impedancia. INT_{QRS} es la distancia entre complejos QRS consecutivos. dZ/dt_{min} es la amplitud del pico negativo de la onda dZ/dt y T es el tiempo de eyección ventricular.

respecto a la línea de base y *S2* redujo su amplitud en el *FCG*.

En las Figuras 10 y 11 se muestran los registros adquiridos con *NK* y *BS* en un sujeto después de hacer ejercicio ligero. En estos registros se observa un aumento en la frecuencia cardiaca respecto a las maniobras de pie y acostado manteniendo la espiración. Asimismo, se observa un aumento en la amplitud del pico negativo de dZ/dt . En ambas figuras el *ECG*, ΔZ_T y dZ/dt muestran variaciones respecto a la línea de base y *S2* redujo su amplitud en el *FCG*.

Las Figuras 12, 13 y 14 muestran los componentes respiratorio (ΔZ_R), cardiaco (ΔZ_C) e impedancia basal (Z_0) obtenidos al acondicionar la señal ΔZ_T de la tecnología *BS* para tres maniobras (acostado manteniendo la espiración, de pie y después de hacer ejercicio ligero). Como puede observarse, ΔZ_R y ΔZ_C son señales de corriente alterna y Z_0 es una señal de muy baja frecuencia (idealmente se considera corriente directa). En los tres casos ΔZ_T está superpuesta en Z_0 .

Para el registro en el sujeto después de hacer ejercicio ligero (Figura 13), es mayor la amplitud de Z_0 en comparación con la maniobra acostado manteniendo la espiración (Figura 12).

Los valores de Z_0 , dZ/dt y *GC* calculados para un sujeto realizando las seis maniobras se muestran en el Cuadro 1. Los valores de T e INT_{QRS} no se presentan debido a que no hay diferencias importantes entre cada tecnología. Como puede observarse, los valores de dZ/dt por *BS* son menores que dZ/dt por *NK*, comportamiento que se observó en todos los sujetos.

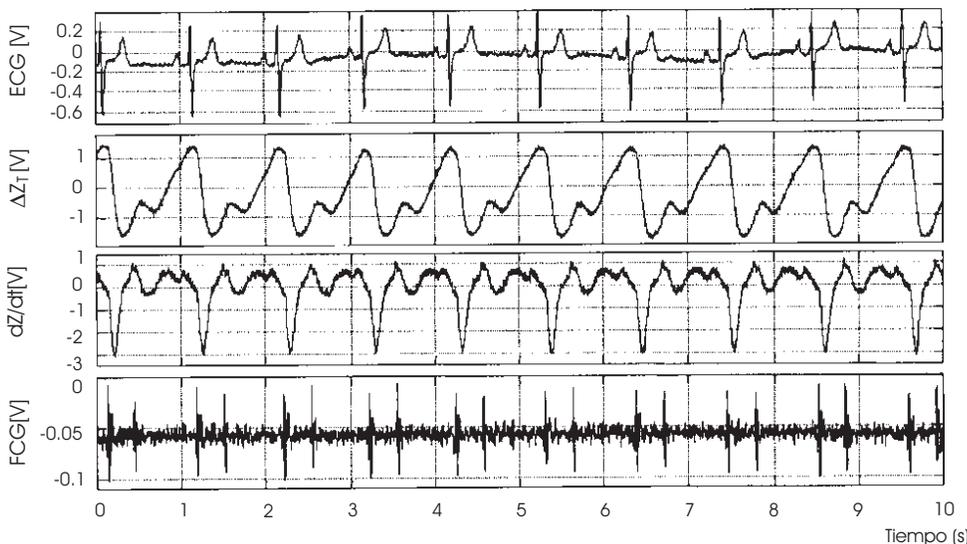


Figura 6. Registro adquirido con *NK* en un sujeto acostado manteniendo la espiración. Se presentan las señales de *ECG*: 1 V/mV, ΔZ_T : 10 V/ Ω , dZ/dt : 1 V/(Ω /s) y *FCG* adquiridas a una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz.

Finalmente las principales características de operación de cada tecnología se presentan en el Cuadro 2.

DISCUSIÓN

Como se observa en las Figuras 3 y 5, las señales adquiridas con *BS* presentan menor ruido debido a que los amplificadores de esta tecnología tienen la opción de utilizar filtros, lo que facilita la medición de los parámetros para calcular el *GC*. Sin embargo, el utilizar este tipo de filtros puede generar la disminución en la amplitud de las señales e influir en el valor del *GC* calculado (ver valores de dZ/dt en Cuadro 1).

De los registros mostrados en las Figuras 7, 9 y 11, resulta evidente que la calibración por software realizada para la tecnología *BS* nos proporciona señales de ΔZ y dZ/dt que pueden utilizarse directamente sin necesidad de realizar alguna conversión. La tecnología *NK*, por su parte, al calibrarse por hardware, presenta estas mismas señales en unidades de volts (Figuras 6, 8 y 10), provocando que el usuario deba realizar conversiones manuales para calcular el *GC*. De esta manera se pueden puntualizar dos diferencias importantes en la operación de cada tecnología, *NK* requiere de calibración por hardware y conversiones manuales por parte del usuario, *BS* se calibra por software y genera au-

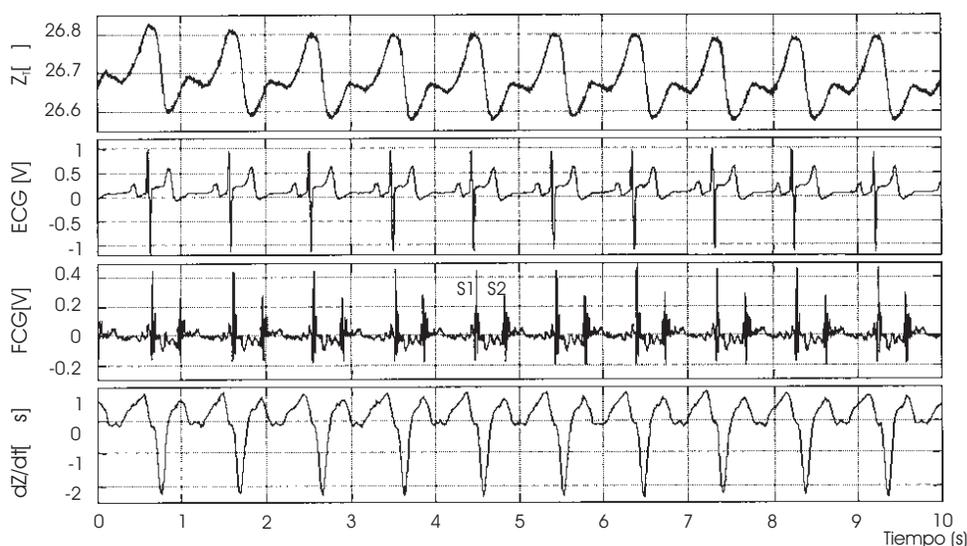


Figura 7. Registro adquirido con *BS* en un sujeto acostado manteniendo la espiración. Se presentan las señales de ΔZ : 5 Ω/V , ECG (DII), FCG y dZ/dt adquiridas a una frecuencia de 1,000 Hz.

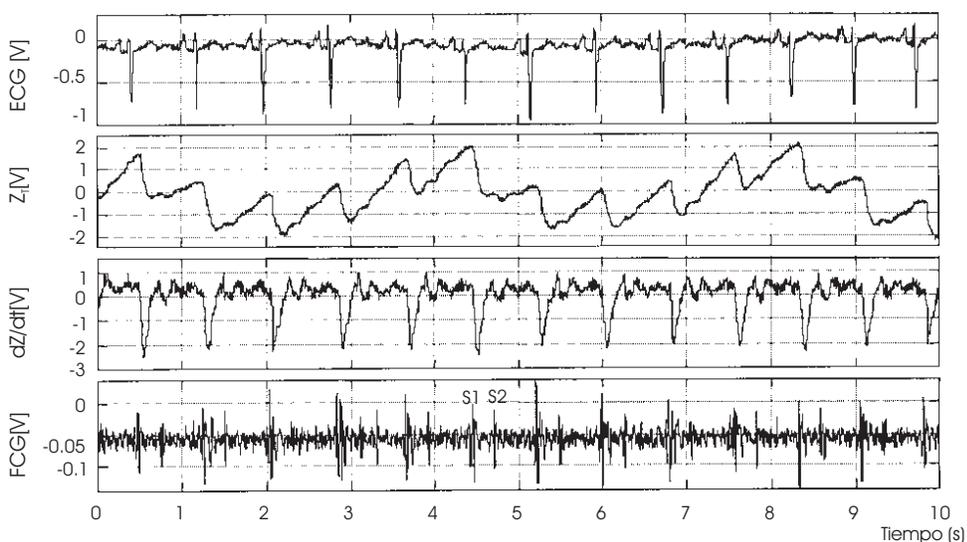


Figura 8. Registro adquirido con *NK* en un sujeto de pie. Se presentan las señales de ECG: 1 V/mV, ΔZ : 10 V/ Ω , dZ/dt : 1 V/(Ω/s) y FCG, adquiridas a una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz.

tomáticamente los valores reales de ΔZ_T y dZ/dt , lo que reduce el tiempo necesario para su operación (ver Cuadro 2).

La estabilidad de los registros en las Figuras 6 y 7 es el resultado de la maniobra controlada en la que se solicitó al sujeto que expulsara aire de los pulmones. El propósito de esta maniobra (y la de inspiración) fue minimizar, en la medida de lo posible, los movimientos de la caja torácica asociados a la respiración para reducir la influencia de este componente en DZ_T y facilitar la medición de los parámetros necesarios. El único inconveniente de estas dos maniobras es que no se pueden mantener por mucho tiempo.

Para la maniobra de pie, cuyas gráficas se muestran en las Figuras 8 y 9, las variaciones respecto a la línea de base en DZ_T son debidas al movimiento de la caja torácica durante el ciclo respiratorio, y se manifiestan como una señal de corriente alterna que modifica la amplitud de DZ_T . Estas variaciones, aunque en menor cantidad, se reflejan en dZ/dt provocando cambios en su amplitud y en consecuencia en el GC obtenido, alteraciones que pueden reducirse al promediar los valores de latidos consecutivos como se realizó en este trabajo⁷. Respecto a S_2 , la reducción en su amplitud para ambas tecnologías puede deberse al cambio de postura del sujeto.

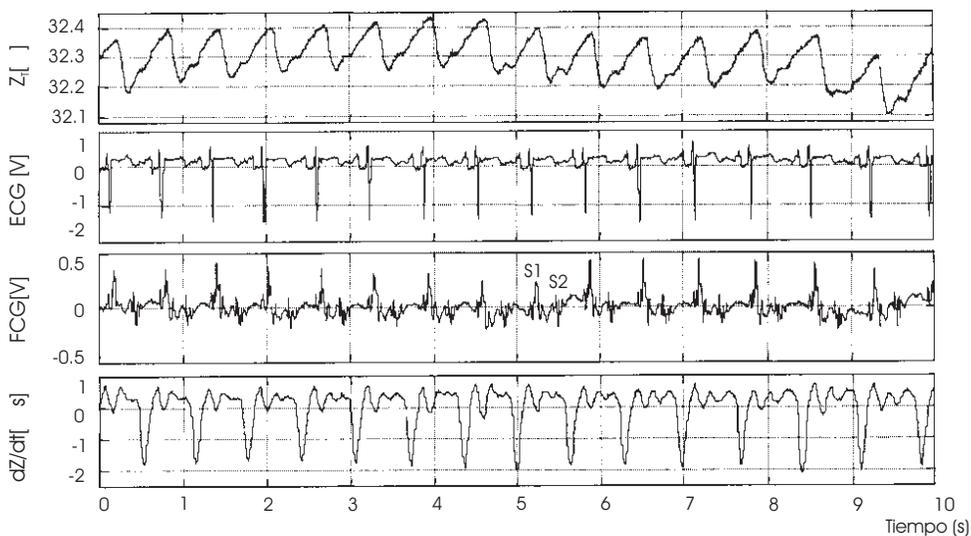


Figura 9. Registro adquirido con *BS* en un sujeto de pie. Se presentan las señales: ΔZ_T ; 5 Ω/V , ECG (DII), FCG y dZ/dt adquiridas a una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz.

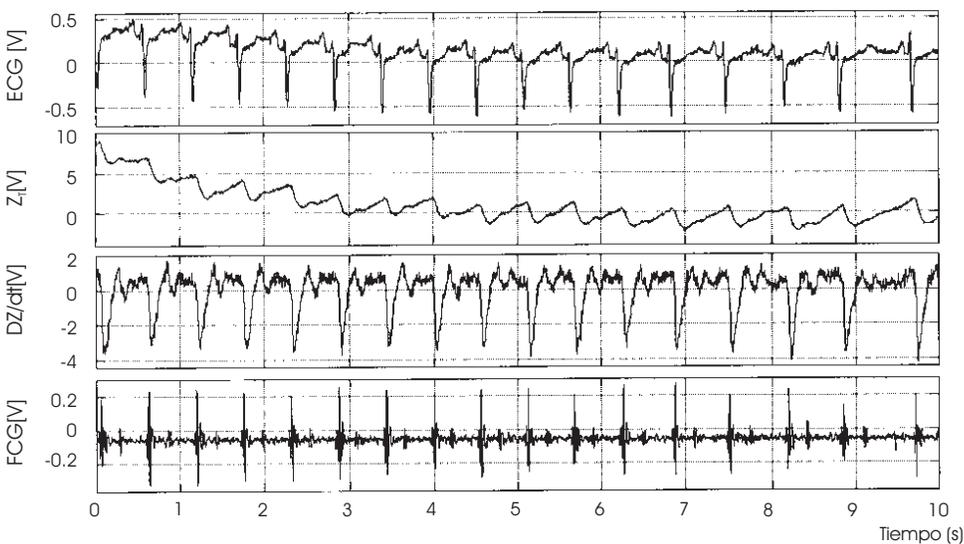


Figura 10. Registro adquirido con *NK* en un sujeto después de hacer ejercicio ligero. Se presentan las señales de ECG: 1 V/mV , ΔZ_T : 10 V/Ω , dZ/dt : 1 $V/(\Omega/s)$ y FCG adquiridas a una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz.

En la maniobra después de hacer ejercicio ligero, cuyos registros se muestran en las Figuras 10 y 11, el aumento en la frecuencia cardiaca y la amplitud del pico negativo de dZ/dt son consecuencia del incremento en la demanda de oxígeno que genera el organismo al realizar una actividad física. Esta demanda se compensa con el aumento en el retorno venoso (cantidad de sangre que llega al corazón), la fuerza de contracción del corazón y la frecuencia cardiaca, dando como resultado un aumento considerable del GC^2 (Cuadro 1). Como era de esperarse, la estabilidad de las señales registradas se redujo considerablemente respecto a las otras maniobras, dificultando en ocasiones la medición

de los parámetros necesarios. Al igual que en la maniobra de pie, la amplitud de $S2$ se redujo respecto a la de $S1$ probablemente por la postura del sujeto.

De los registros de las Figuras 12, 13 y 14, que se generaron para mostrar el resultado del acondicionamiento de la señal ΔZ_T generada por BS, se hace notoria la influencia de la maniobra en la estabilidad de las señales resultantes y la contribución de cada componente (ΔZ_R , ΔZ_C y Z_D) en ΔZ_T (ecuación 1). Los resultados más importantes son los de ΔZ_C y Z_D . En el caso de ΔZ_C , la bibliografía reporta⁴ una contribución de aproximadamente 0.1Ω al valor de ΔZ_T , y como se observa en las señales de ΔZ_C de las Figuras 12,

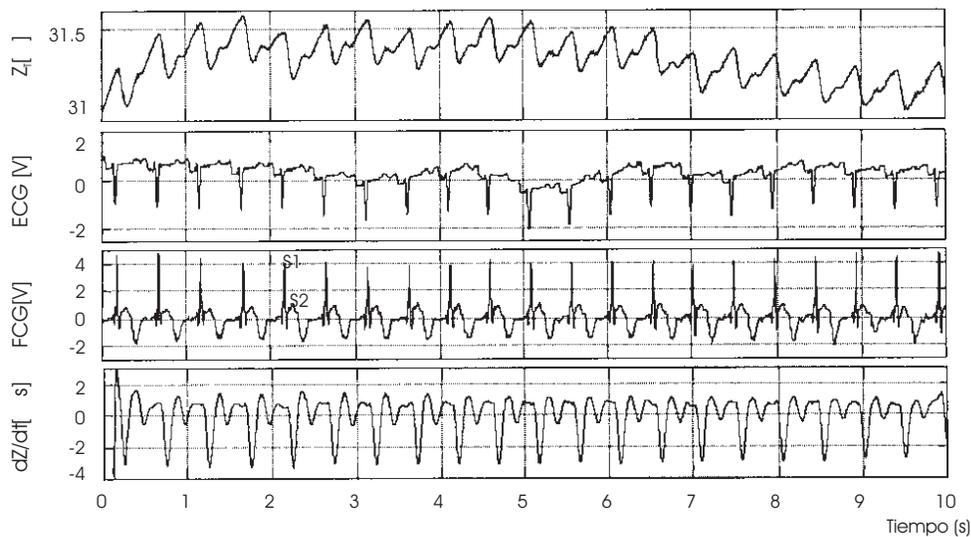


Figura 11. Registro adquirido con BS en un sujeto después de hacer ejercicio ligero. Se presentan las señales: ΔZ_T ; $5 \Omega/V$, ECG (DII), FCG y dZ/dt adquiridas a una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz.

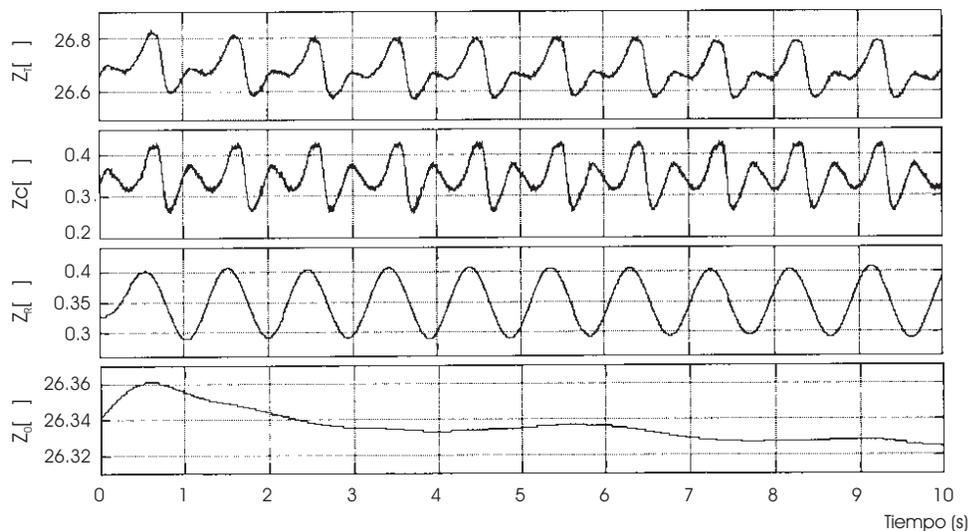


Figura 12. Señal ΔZ_T de un sujeto acostado manteniendo la espiración adquirida con BS, se presentan los tres componentes asociados a esta señal: ΔZ_R , ΔZ_C y Z_D . Los componentes son aislados mediante filtros digitales aplicados a ΔZ_T .

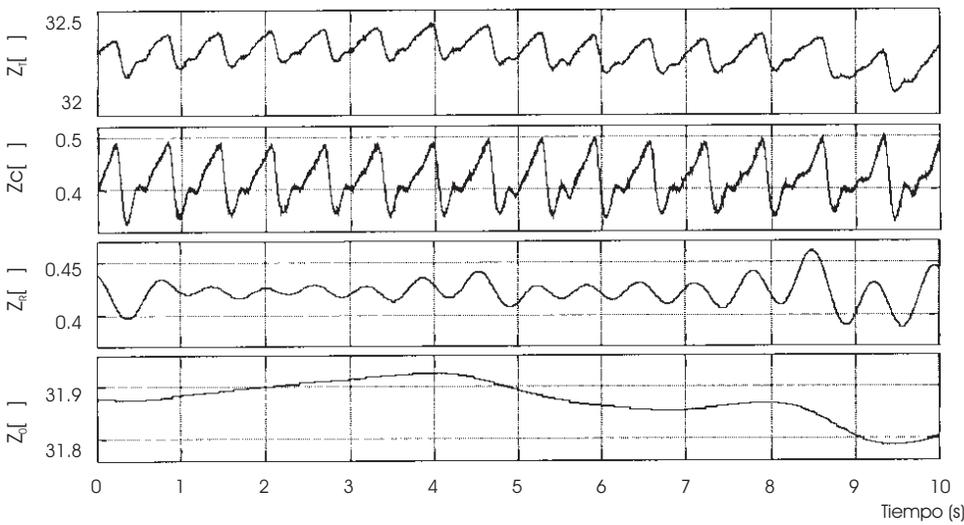


Figura 13. Señal ΔZ_I de un sujeto de pie adquirida con BS, se presentan los tres componentes asociados a esta señal: ΔZ_R , ΔZ_C y Z_0 . Los componentes son aislados mediante filtros digitales aplicados a ΔZ_I .

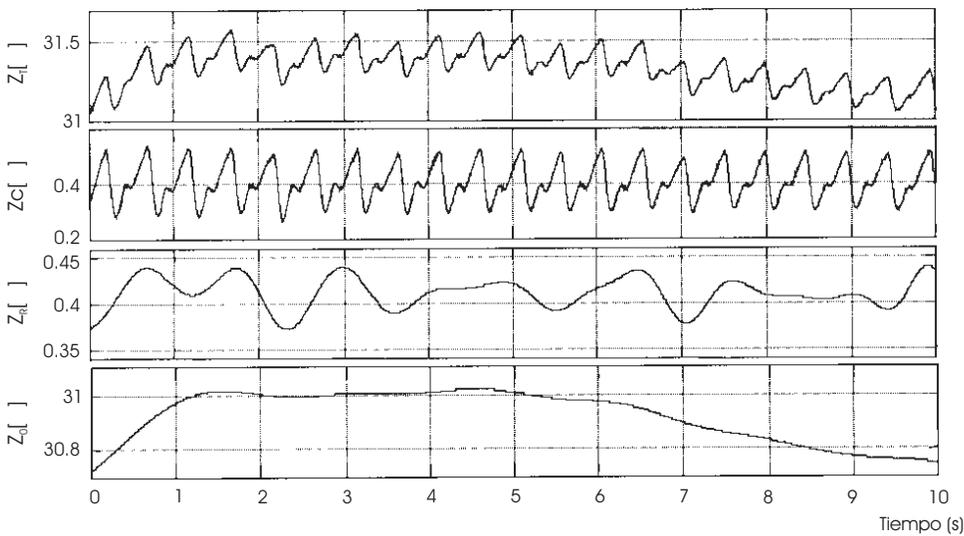


Figura 14. Señal ΔZ_I de un sujeto después de hacer ejercicio ligero adquirida con BS, se presentan los tres componentes asociados a esta señal: ΔZ_R , ΔZ_C y Z_0 . Los componentes son aislados mediante filtros digitales aplicados a ΔZ_I .

Cuadro 1. Valores de Z_0 , dZ/dt y GC obtenidos con las tecnologías Nihon Kohden (NK) y Biopac Systems (BS) de un sujeto para las maniobras: acostado en reposo, acostado manteniendo la espiración, acostado manteniendo la inspiración, sentado, de pie y después de hacer ejercicio ligero. Los valores de T_e e INT_{QRS} no se presentan debido a que no hay diferencias importantes entre cada tecnología.

Maniobra	Nihon Kohden			Biopac Systems		
	Z_0 [Ω]	dZ/dt [Ω/s]	GC [l/min]	Z_0 [Ω]	dZ/dt [Ω/s]	GC [l/min]
Reposo	26.9	2.6	6.1	26.5	2.2	5.9
Espiración	27.0	3.0	6.1	26.3	2.3	5.7
Inspiración	27.5	2.8	5.3	26.3	2.3	5.5
Sentado	30.8	2.3	4.2	31.5	2.0	4.3
De pie	31.0	2.2	3.8	31.9	1.8	3.8
Ejercicio	31.5	3.7	6.6	31.0	3.1	7.6

Cuadro 2. Características de operación de las tecnologías Nihon Kohden (*NK*) y Biopac Systems (*BS*).

Tecnología	Z_0	dZ/dt
NK	Hardware	Hardware
BS	Software	Software

13 y 14, los valores de este componente oscilan desde 0.07 hasta 0.1 Ω . Respecto a Z_0 , o línea de base, tiene la menor variación en la maniobra de espiración y la mayor variación después de hacer ejercicio ligero, esto como consecuencia del movimiento de la caja torácica durante la realización de cada maniobra. Respecto al componente ΔZ_R , aunque se esperaría una contribución⁴ de alrededor de 1.5 Ω , nuestros resultados no se han aproximado a ese valor, tal vez por las características del filtro utilizado, en todo caso será necesario realizar más pruebas al respecto.

En el Cuadro 1, se resumen los datos cuantitativos de este trabajo para un sujeto. Para las maniobras sentado, de pie y después de hacer ejercicio ligero, se observa un aumento en la Z_0 en comparación con las maniobras en las que el sujeto está acostado. Esta diferencia se atribuye principalmente al aumento en el volumen basal de la caja torácica como consecuencia del cambio en la postura y se observó en los 5 sujetos. Este comportamiento se observa claramente en los valores dados por la tecnología *NK*; para la tecnología *BS* sin embargo, el comportamiento no es exactamente el mismo, probablemente como consecuencia de la forma en la que se generan tales valores, no olvidemos que en *NK* se toma un valor único en reposo después de exhalar aire y en *BS* se genera un promedio de las variaciones de Z_0 a lo largo del registro. Tal vez una alternativa sea el medir el valor mínimo de la señal Z_0 generada por *BS* en lugar del valor promedio o seguir el mismo esquema que *NK*, en cuyo caso se restaría importancia a las variaciones reales de Z_0 , todo dependerá del objetivo final de la sesión de laboratorio.

Respecto al *GC*, cuando una persona acostada se pone de pie, el *GC* cae en 20% si permanece quieta². Sin embargo, si sus músculos se ponen tensos, como ocurre cuando uno se prepara para el ejercicio, el *GC* aumenta entre 1 y 2 l/min. Si el sujeto comienza a realizar actividad fi-

sica, el *GC* es mayor debido al aumento en la amplitud del pico negativo de la señal dZ/dt y la frecuencia cardíaca, comportamiento que claramente se aprecia en el Cuadro 1 para ambas tecnologías. Estos resultados hacen suponer que cualquiera de ellas resulta adecuada para medir *GC* utilizando la *TIT*, de manera que la selección de alguna de ellas para aplicaciones docentes puede definirse con base en sus características de operación y el objetivo de la sesión de laboratorio. Esto significa que si el objetivo principal es estudiar el evento fisiológico denominado *GC*, y no se quiere invertir demasiado tiempo en la operación del equipo, resulta adecuada la tecnología *BS*. Por otra parte, si el objetivo de la sesión de laboratorio es el estudio de la instrumentación necesaria para la medición de este parámetro fisiológico, la tecnología *NK* ofrece posibilidades interesantes.

CONCLUSIONES

La experiencia obtenida en este trabajo mostró las principales cualidades de las tecnologías *NK* y *BS* en la medición del *GC* utilizando la *TIT*. La tecnología *BS* es más fácil de manejar y resulta óptima en aplicaciones fisiológicas en las que el instrumento de medición no sea el centro de atención, por ejemplo en el estudio de la fisiología del *GC*. Por su parte, *NK* demanda atención en su operación y calibración, lo que implica tiempo, pero resulta interesante en aplicaciones donde sea prioritario el conocimiento del instrumento de medición, por ejemplo en instrumentación médica.

Finalmente, aunque ambas tecnologías han mostrado su capacidad para medir el *GC* (basándonos sólo en los datos que reporta la literatura como valores normales y comportamiento del *GC*), es necesario que durante el proceso experimental se tomen en cuenta factores que pueden facilitar la medición de los parámetros necesarios: la adecuada preparación del sujeto, la adecuada preparación del equipo y el control de las maniobras de manera que incrementen la confiabilidad en la medición.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece a los Laboratorios de Docencia en Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa por las facilidades otorgadas para el uso del material.

BIBLIOGRAFÍA

1. Dr. Renato Mertens, *Fisiología Cardiovascular*, 2003 [on line], http://escuela.med.puc.cl/paginas/Cursos/tercero/IntegradoTercero/mec-31_Clases/mec-231_Cardiolo/Cardio3_02.html
2. Guyton AC. *Tratado de Fisiología Médica*. Interamericana (México), 1971.
3. Hernández ME, Bautista LMA, Fernández SA, Jiménez VD, Vidal RJ. *Mediciones biomédicas de presión, flujo y volumen*. 1ª ed. México, UAM-Iztapalapa, 2000.
4. Webster JG. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (Vol. 3). John Wiley & Sons Inc. (EUA), 1998.
5. AI-601G Operator's Manual. Nihon Kohden.
6. EBI100C MP100 Systems Guide. Biopac Systems.
7. Gaytán MZ, García PMC. Implementación de protocolos para medición de Gasto Cardiaco por Impedancimetría Transtorácica (Proyecto Terminal de Licenciatura). UAM-Iztapalapa, División de Ciencias Básicas e Ingeniería, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Diciembre 2003.
8. AB-621G Operator's Manual. Nihon Kohden.
9. ED-601G Operator's Manual. Nihon Kohden.
10. AS-611H Operator's Manual. Nihon Kohden.
11. ECG100 MP100 Systems Guide. Biopac Systems.
12. DA100 MP100 Systems Guide. Biopac Systems.
13. Biopac Systems Inc., *Impedance Cardiography*, 2002-03 [on line], http://biopac.com/bsl_frlessons.htm.