

EVALUACION DEL GASTO CARDIACO DURANTE EL EJERCICIO POR EL METODO  
DE IMPEDANCIMETRIA TRANSTORACICA.

S.Charleston\*

M.Cadena\*

T.Aljama\*

\*Area de Ingenieria Biomédica, Depto. Ingenieria Eléctrica.  
Universidad Autonoma Metropolitana, Iztapalapa.

RESUMEN-----

La pletismografía impedancimétrica transtorácica es una técnica de medición no invasiva que permite conocer el valor de gasto cardíaco de un sujeto. En este trabajo se presenta la primera valoración de un prototipo de impedancimetría. La calibración del prototipo, en términos del volumen de eyección, se lleva a cabo tomando como patrón de calibración a los valores de gasto cardíaco obtenidos por las técnicas de ultrasonido diagnóstico. La población bajo estudio se dividió en dos grandes grupos uno control conformado por sujetos sanos (20 pacientes) y otro de pacientes los cuales sufrían diferentes cardiopatías (40 pacientes). Se presenta una buena correlación entre los valores de índice cardíaco y la amplitud de la señal de cambio de impedancia ( $r=0.8$ ). Estos resultados sugieren que la señal de cambio de impedancia es un buen indicador del índice cardíaco de un individuo.

INTRODUCCION:

De las variables fisiológicas estudiadas desde hace varios años: frecuencia cardíaca, volumen de eyección, grado de contractibilidad, presión sanguínea y de especial interés para los propósitos de este trabajo el gasto cardíaco, se han estudiado para observar que factores influyen en los cambios de las mismas y como afectan estos al resto del organismo (1).

El gasto cardíaco que se define como el volumen de eyección en litros por minuto, que el corazón expulsa hacia el resto del organismo es el que se ve afectado siempre en mayor o en menor grado por las demás variables fisiológicas.

El gasto cardíaco tiene una utilidad vital en el monitoreo de pacientes en las unidades de cuidado coronario y en las de terapia intensiva así como en una serie de estudios cardíacos en diferentes estados patológicos del corazón (11).

Se observa que el gasto cardíaco es probablemente una de las variables fisiológicas más frecuentemente deseadas a medir, puesto que sin lugar a dudas, es uno de los principales indicadores en la valoración de la función cardíaca.

La técnica de pletismografía impedancimétrica del tórax es una técnica de medición noinvasiva del gasto cardíaco que ofrece varias ventajas(3); a saber:(a) es de fácil aplicación a sujetos sometidos al ejercicio, donde la libertad de movimiento es el objetivo primordial;(b) no requiere de transductores especiales;(c) es fácil construir instrumentos médicos empleando esta técnica a bajos costos, etc. Sin embargo, a pesar de las cualidades mencionadas, hasta la fecha existe una fuerte controversia en cuanto a la validez de esta técnica (4,5) y sus resultados, lo que ha provocado escepticismo para utilizarla ampliamente en el campo clínico.

Las investigaciones relacionadas con la técnica de pletismografía impedancimétrica transtorácica se avocan principalmente a uno de

los siguientes tópicos:

- 1) Estudios comparativos, para los valores de gasto cardíaco, entre la técnica impedancimétrica y otras técnicas invasivas.
- 2) Análisis de la distribución de las líneas de densidad de corriente en la región del tórax.
- 3) Estudios al respecto de los electrodos de corriente y de detección empleados (ancho, colocación, etc).
- 4) Técnicas para la eliminación o reducción de artefactos de movimiento o respiratorios que afectan la morfología de la señal de cambio de impedancia y su derivada en ejercicio.

El diseño de los equipos de medición son generalmente la parte "oscurecida" de estos trabajos de investigación. Lo anterior ha provocado la falta de estandarización en los instrumentos diseñados, así como en la magnitud y la frecuencia de la corriente empleada.

El diseño del prototipo propuesto en este trabajo está basado en los criterios obtenidos de una amplia revisión bibliográfica al respecto, además de presentar una gran similitud con el propuesto por Kubicek(6). Sin embargo, es posible efectuar algunas mejoras que harían del sistema de medición un instrumento más confiable y versátil (11).

La premisa fundamental a corroborar en este trabajo es la de aceptar específicamente que las señales de impedancimetría si están correlacionadas con la variable fisiológica llamada gasto cardíaco ; esto último varios investigadores lo ponen en tela de juicio (4,5).

Lo anterior, requiere de aceptar alguno de los métodos utilizados en la clínica, como un método de medición patrón.

Se seleccionó a las técnicas de ultrasonido diagnóstico como patrón del trabajo aquí presentado ya que además de ofrecer la ventaja de ser una técnica no invasiva, permite establecer una valoración anatómica y funcional del corazón. Determinando no solo el gasto cardíaco sino estableciendo "criterios de inclusión" y selección del tipo de pacientes bajo estudio.

Además, los factores de correlación presentados por el ultrasonido efecto doppler, por ejemplo, con respecto de las técnicas invasivas, como son la de Fick y la de termodilución son del 0.9 y 0.96 respectivamente (7,8,9). Entre las técnicas de ultrasonido diagnóstico se presentan los siguientes factores de correlación: índice cardíaco entre ecocardiografía bidimensional y doppler aórtico,  $r=0.985$  (sujetos sanos), índice cardíaco entre ecocardiografía modo M y doppler aórtico,  $r=0.84$  (sujetos sanos), índice cardíaco entre doppler mitral y doppler aórtico,  $r=0.98$  (sujetos sanos), índice cardíaco entre doppler pulmonar y doppler aórtico,  $r=0.97$  (sujetos sanos) (10).

Estos resultados indican que la técnica de ultrasonido diagnóstico pueden emplearse como técnica patrón de medición del gasto cardíaco ya que facilita la clasificación, captura y reproducibilidad de los valores que se utilizaron en el primer proceso de calibración del prototipo diseñado.

#### OBJETIVO.-

Con el propósito de ganar experiencia y de aumentar la aceptación de la técnica de pletismografía impedancimétrica se plantea el siguiente objetivo de esta etapa del proyecto global mencionado:

a) realizar un análisis preliminar cualitativo y cuantitativo de

algunos parámetros de las señales impedancimétricas con el propósito de correlacionarlos con los valores de gasto cardíaco obtenidos por medio de una técnica de medición patrón.

La técnica de medición patrón seleccionada son las diferentes técnicas de ultrasonido diagnóstico: Modo M, bidimensional y doppler.

b) por medio de las diferentes técnicas de medición patrón medir el gasto cardíaco en diferentes sujetos, sanos y cardiopatas, para formar archivos de señal que puedan ser utilizados para el proceso de validación de la infraestructura de impedancimetría desarrollada en etapas anteriores (11).

#### METODOLOGIA.-

El sistema de medición para el registro de las señales de cambio de impedancia se muestra en la figura 1. (11).

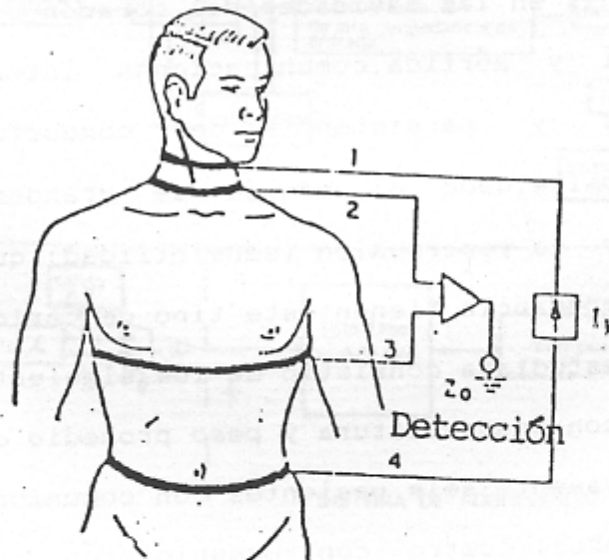


FIGURA 1  
SISTEMA DE MEDICION Y REGISTRO.

En el diagrama es importante observar la división de los bloques que forman parte del impedancímetro de aquellos que forman el sistema de adquisición y análisis (11).

El protocolo para la validación y calibración del sistema de medición de gasto cardíaco por impedancimetría establecía realizar mediciones de cambio de impedancia en dos grandes grupos: uno control conformado por sujetos sanos y otros por sujetos cardiopatas de la consulta externa del servicio de Eco y Fonocardiografía del Instituto Nacional de Cardilogía "Ignacio Chavez", el cual facilitó sus instalaciones para llevar a cabo dicho protocolo.

El instituto planteo la selección de pacientes por padecimientos, los cuales se encuentran bien identificados dada la historia clínica y los estudios anteriores a los que han sido sometidos. Los padecimientos mencionados, provocan el manejo de grandes volúmenes en las cavidades del corazón como son: insuficiencia mitral y aórtica, comunicaciones interventriculares e interariculares y persistencia del conducto arterioso. Esta selección permite, dado el manejo de grandes volúmenes de sangre, observar la repercusión (sensibilidad) que sobre la señal de cambio de impedancia tienen este tipo de cardiopatías.

La población estudiada consistió de los siguientes grupos: veinte sujetos sanos, con edad, estatura y peso promedio de 30 años, 1.70m y 70 Kg respectivamente; seis pacientes con comunicación interventricular (6-22 años); cuatro con comunicación interatrial (10-33 años); tres con persistencia del conducto arterioso (5-24 años); catorce con insuficiencia mitral (12-53 años) y cinco con

insuficiencia aórtica (23-69 años).

El protocolo proponía realizar los estudios, el de la técnica de impedancimetría y el de ultrasonido, en forma simultánea.

Para la adquisición y registro de las señales de cambio impedanci-métricas se utilizó el prototipo, cuya infraestructura ya se mencionó y un electrocardiógrafo para el proceso de promediación de la señal de cambio de impedancia a partir de la sincronización con la onda R del electrocardiograma (11).

Los electrodos metálicos (del uno al cuatro en la figura 2) se colocaron de acuerdo a la configuración propuesta por Kubicek, dos en el cuello, uno en la base del mismo y dos en el tórax, uno a nivel del apéndice xifoídes y otro por lo menos cuatro centímetros abajo, con un ancho de electrodos de seis milímetros aproximadamen-te.

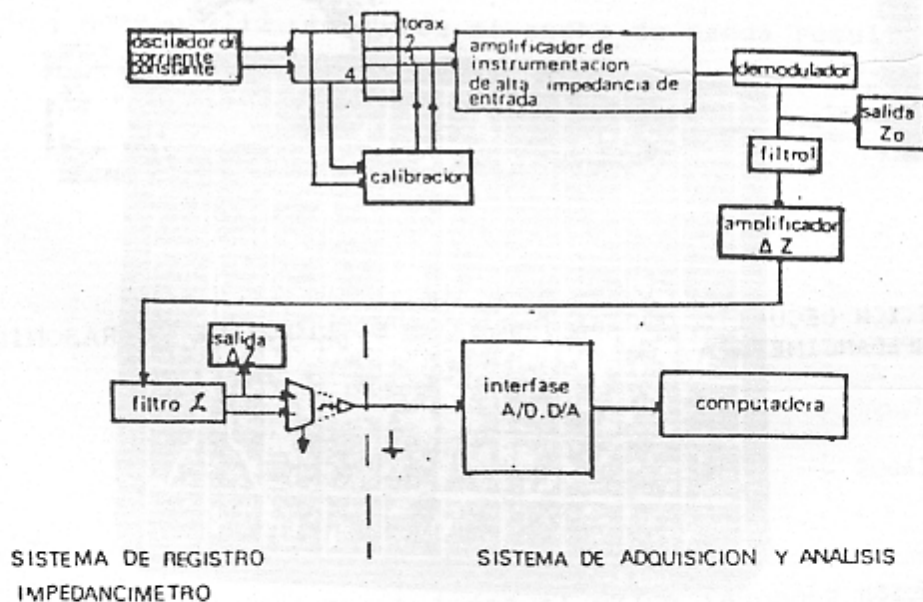


FIGURA 2  
SISTEMA BASICO DE MEDICION POR IMPEDANCIMETRIA.

Para el registro simultáneo del volumen de eyección por ultrasoni-

do, se utilizó un equipo comercial (marca siemens, modelo sololine). El paciente se coloca en posición decubito dorsal, como se muestra en la figura 3, una vez instalados los electrodos para la detección de la señal de cambio de impedancia.

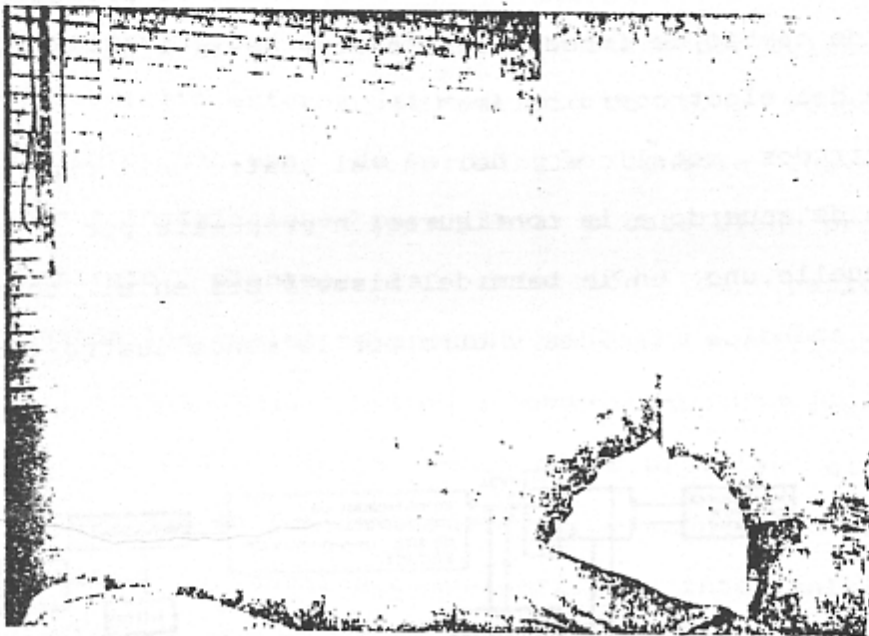


FIGURA 3  
POSICION DECUBITO DORSAL PARA LOS ESTUDIOS DE ULTRASONIDO  
E INPELANCINEMETRIA.

#### RESULTADOS.-

La relación temporal entre la señal de cambio de impedancia y el electrocardiograma (electrocardiógrafo H.P. modelo 8811A) se presenta en la figura 4. La escala vertical es de 1 volts/división y la horizontal de 0.1 segundos/división para la señal de cambio de impedancia y de 0.1 milivolts/división (escala vertical) y de



0.1 segundos/división (escala horizontal) para el E.C.G.

En la figura se observa como la señal de cambio de impedancia aparece 0.1 segundos después de la onda "R" del E.C.G.



FIGURA 4  
RELACION TEMPORAL ENTRE LA SENAL DE CAMBIO DE IMPEDANCIA  
Y EL ELECTROCARDIOGRAMA.

En la figura 5 se presenta el contenido en frecuencias de la señal de cambio de impedancia, obtenido por medio de una microcomputadora tektronix modelo 2212. Observe el ancho de banda resultante (D.C a 6 Hz).

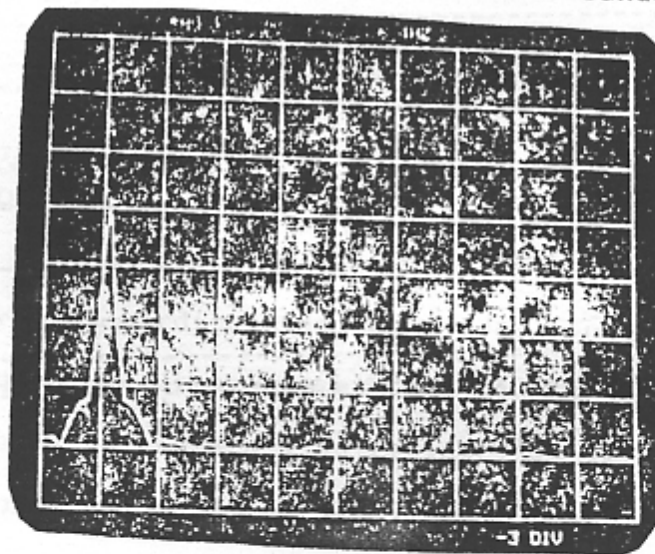


FIGURA 5  
CONTENIDO EN FRECUENCIAS DE LA SENAL DE CAMBIO DE  
IMPEDANCIA.

En la tabla I se presentan los datos de los sujetos sometidos al estudio para la valoración y calibración del sistema de medición.

PACIENTE	INDICE CARDIACO DOPPLER (ml/min'm <sup>2</sup> ;	INDICE CARDIACO SIMPSON (ml/min'm <sup>2</sup> ;	INDICE CARDIACO MODUM (ml/min'm <sup>2</sup> ;	Δ Z (volts ;
sano	3044	3010	2863	4
sano	2784	2749.7	2731	3.6
sano	2667	2541.8	2556	4.6
sano	2811	2692.3	2558	4.2
sano	3396	3345	3396	6.4
sano	2968	2991.9	3015	4.6
sano	2574	2634.9	2921	4.2
ineficiencia mitral	3095	4069	4516	5.4
"	2338	4623	4711	6.6*
"	3190	3692	6592	4
"	3570	4144	4161	6.4
"	3402	3633	3844	6
"	1760	3563	4249	2.4
insuficiencia aortica	3636	3595	5669	4.8*

\*datos que se presentan fuera de la recta de regresión lineal.

TABLA I

en la gráfica de la figura 6 se presenta la relación entre el índice cardíaco (volumen latido\* frecuencia cardíaca)/ superficie corporal) y la señal de cambio de impedancia en volts pico-pico. Estos valores se encuentran normalizados: 1 volt pico-pico corresponden a 0.1 ohms de cambio de impedancia;

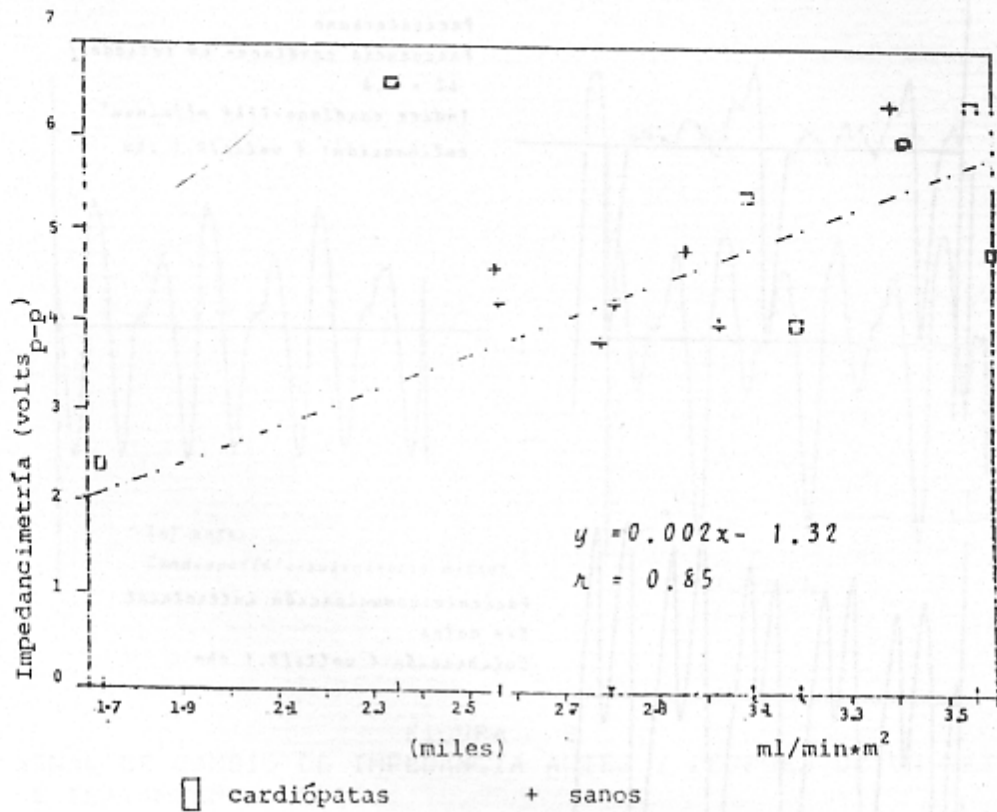
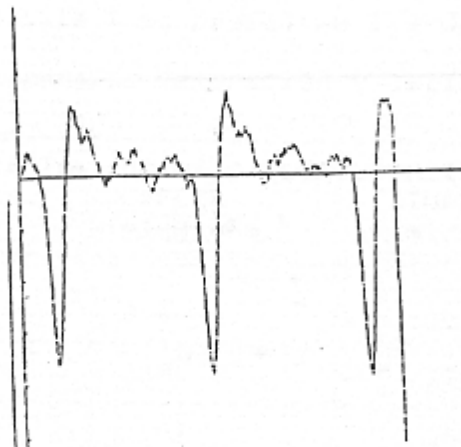
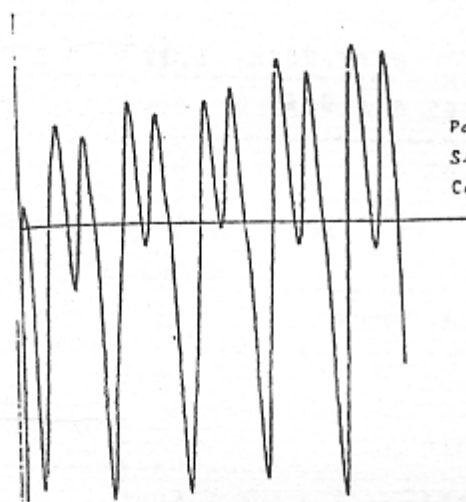


FIGURA 6  
RELACION ENTRE EL INDICE CARDIACO (ml/min\*m<sup>2</sup>) Y LA  
SEÑAL DE CAMBIO DE IMPEDANCIA (vp-p).

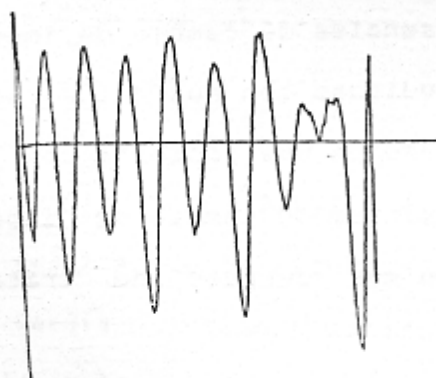
En la figura 7 se proporcionan las señales de cambio de impedancia de las diferentes cardiopatías estudiadas con sus datos respectivos. En la figura 8, se presenta el caso de una paciente con insuficiencia mitral severa y su registro de cambio de impedancia en contraste con la registrada un mes después de tratamiento médico.



Paciente: sano  
 Frecuencia cardíaca: 60 latidos/  
 $\Delta Z = 3.8$   
 Índice cardíaco: 2784 ml/min/m<sup>2</sup>  
 calibración: 4 volts/0.1 ohm



Paciente: comunicación interatrial  
 Sin datos  
 Calibración: 4 volts/0.1 ohm



Paciente: insuficiencia mitral  
 Sin datos  
 Calibración: 4 volts/0.1 ohm

FIGURA 7  
 REGISTROS DE LAS SEÑALES DE CAMBIO DE IMPEDANCIA OBTENIDOS  
 DE LOS DIFERENTES GRUPOS SOMETIDOS A ESTUDIO.

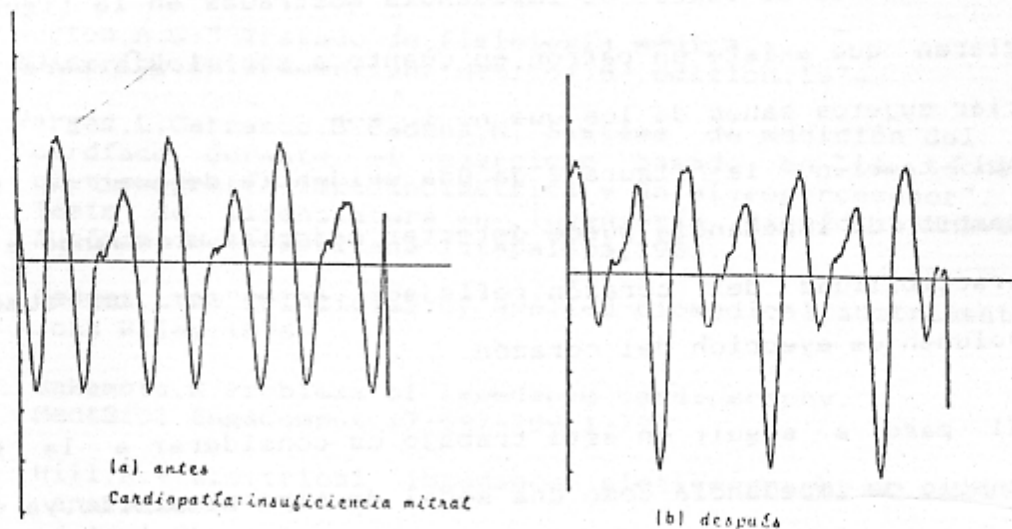


FIGURA 8  
SEÑAL DE CAMBIO DE IMPEDANCIA ANTES Y DESPUES DE UN MES  
DE TRATAMIENTO MEDICO.

#### DISCUSION Y CONCLUSIONES.-

El factor de correlación entre el índice cardíaco doppler y la señal de cambio de impedancimetría en volts pico a pico es del 0.85, en donde la mayoría de los sujetos presentados en la gráfica son sanos. Los cardiopatas que se observan en la gráfica de la figura 6, presentan cardiopatías ligeras, de acuerdo con el criterio médico y se ajustan a la recta establecida.

Lo anterior indica que la señal de impedancimetría, en su característica de amplitud pico a pico refleja los valores diferentes de índice cardíaco obtenidos por la técnica patrón. Es decir, a mayor índice cardíaco mayor es el cambio de impedancia registrado. La sensibilidad estática obtenida a partir del análisis de regresión

lineal es de  $0.002 \text{ Vp-p}/(\text{ml}/\text{min}\cdot\text{m}^2)$ .

Las señales de cambio de impedancia mostradas en la figura 7, sugieren que existe un patrón, en cuanto a morfología, para diferenciar sujetos sanos de los que no lo son.

Así también, la figura 8 da una evidencia de como la señal de cambio de impedancia puede detectar mejorías en cuanto a la contractibilidad del corazón, reflejado este por un aumento del volumen de eyección del corazón.

El paso a seguir en este trabajo es considerar a la señal de cambio de impedancia como una señal de tipo aleatorio, ya que hasta el momento el tipo de procesamiento ha sido completamente determinístico. Aun cuando se sabe que la mayoría de las señales registradas en el cuerpo humano rara vez son determinísticas.

De esta manera se puede caracterizar a la señal de cambio de impedancia tomando en cuenta toda la información que contiene y no solamente la característica de amplitud, como en este trabajo.

Se puede resumir, que este trabajo representa un esfuerzo mas ( y una experiencia) que contribuirá al "estado del arte" de la técnica impedanciométrica.

## BIBLIOGRAFIA.-

- (1) Guyton, A.C.: "Tratado de fisiología médica".  
Editorial: Interamericana (Mexico). 6- edición, 1974.
- (2) Vargas, L., Carrasco, S., Cadena, M.: "Sistema de medición del gasto cardíaco durante el ejercicio basado en la técnica de pletismografía impedancimétrica y un microprocesador".  
Tesis de licenciatura en Ingeniería Biomédica. Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, 1983.
- (3) Geddes, L.A.: "Principles of applied biomedical instrumentation".  
John Wiley, 1975.
- (4) Sakamoto, K.: Problems of impedance cardiography.  
Med&Biol Eng&Comput. 17:697-709, 1979.
- (5) Hill, R.V.: Electrical impedance pletismography: a critical analysis.  
J. Appl. Physiology. 22, 161, 1967.
- (6) Kubicek, W.C.: Development and evaluation an impedance cardiac output system.  
Aerospace medicine, 1966.
- (7) Nishimura: Noninvasive measurement of cardiac output by continuous wave doppler echocardiography: initial experience and review of literature.  
Clin Proc. 59:484-489, 1984.
- (8) Loepky: Comparision of noninvasive pulsed doppler and Fick measurement of stroke volume in cardiac patient.  
Am Heart J. 107:339, 1984.
- (9) Ihlen, H.: Determination of cardiac output by doppler echocardiography.  
Br Heart J. 1984; 51:54-60.
- (10) Esquivel J y col: Estudio comparativo de las mediciones de volúmenes y fracción de expulsión ventricular izquierda por ecocardiografía modo M, Bidimensional y Doppler.  
III congreso latinoamericano de ultrasonido en medicina (Mexico). Mayo 17-21, 1987.
- (11) Charleston S.: Diseño construcción y evaluación de un medidor de gasto cardíaco basado en impedancimetría transtorácica.  
Tesis de Maestría en Ingeniería Biomédica. Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, 1987.