

11224 25  
2ij

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADOS



ISSSTE

HOSPITAL REGIONAL LIC. "ADOLFO LOPEZ MATEOS"

PATRON HEMODINAMICO POR BIOIMPEDANCIA ELECTRICA

TORACICA EN LA UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS.

TRABAJO DE INVESTIGACION QUE PRESENTA LA

DRA. MA. DEL PILAR SUAREZ ISLAS.

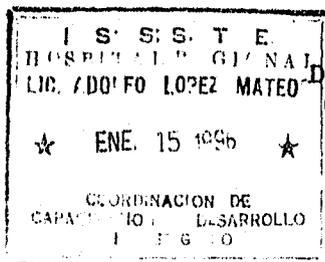
PARA OBTENER EL DIPLOMA DE ESPECIALIDAD EN

MEDICINA DEL ENFERMO EN ESTADO CRITICO

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

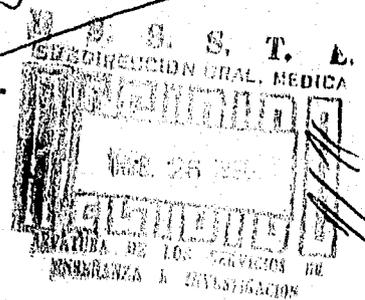
*[Signature]*  
DR. JERONIMO SIERRA GUERRERO  
COORDINADOR DE CAPACITACION  
Y DESARROLLO E INVESTIGACION

*[Signature]*  
DR. OTTON GAYOSSO CRUZ  
PROFESOR TITULAR DEL CURSO  
DE MEDICINA DEL ENFERMO EN  
ESTADO CRITICO



*[Signature]*  
DR. HERMENEGILDO VICENTENO A.  
COORDINADOR DE URGENCIAS Y  
TERAPIA INTENSIVA

1996



**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

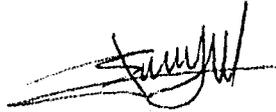
El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

H R L A L M

PATRON HEMODINAMICO POR BIOIMPEDANCIA ELECTRICA TORACICA  
EN LA UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS

AUTOR: DRA. MA. DEL PILAR SUAREZ ISLAS

DIRECCION: AV. TLAHUAC 4017 LOMAS ESTRELLA., D.F.



ASESOR: DR. ROBERTO BRUGADA MOLINA

MEDICO ADSCRITO AL SERVICIO DE TERAPIA INTENSIVA

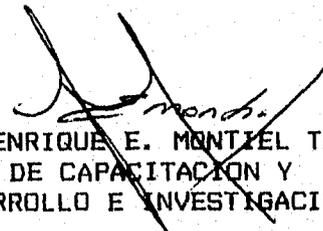


VOCAL DE INVESTIGACION:

DR. OTHON GAYOSSO CRUZ

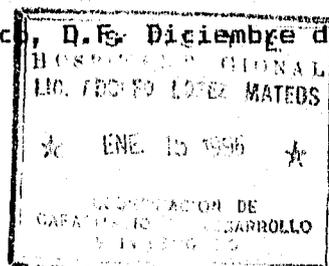


DR. ALEJANDRO LLORET RIVAS  
JEFE DE INVESTIGACION.



DR. ENRIQUE E. MONTIEL TAMAYO  
JEFE DE CAPACITACION Y  
DESARROLLO E INVESTIGACION

México, D.F. Diciembre de 1995



**INDICE.**

<b>Resumen.....</b>	<b>1</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>2</b>
<b>Introducción.....</b>	<b>3</b>
<b>Material y Métodos.....</b>	<b>17</b>
<b>Resultados y Gráficas.....</b>	<b>19</b>
<b>Discusión.....</b>	<b>21</b>
<b>Conclusiones.....</b>	<b>23</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>25</b>

## RESUMEN.

**INTRODUCCION:** La bioimpedancia eléctrica torácica (BET) es una técnica no invasiva que requiere solo la aplicación de 10 electrodos en el cuello, y provee una medición continua del gasto cardíaco, sugiriéndose alta correlación con la termodilución, ecocardiografía o método de Fick. La bioimpedancia emplea una corriente de bajo nivel (2.5 mA a 70 Khz) aplicada al torax, donde los cambios en el volumen y velocidad del flujo sanguíneo en la aorta torácica resulta en cambio detectable en la conductibilidad torácica.

**OBJETIVO:** Determinar el patrón hemodinámico al ingreso de los pacientes admitidos a la UCIA mediante BET.

**DISEÑO:** Estudio retrospectivo y descriptivo.

**LUGAR:** Unidad Cuidados Intensivos Adultos, Hospital Regional Adolfo Lopez Mateos.

**PACIENTES:** Incluyó un total de 23 pacientes de ambos sexos, sin discriminación de edad y patología, en el periodo comprendido de Enero 10. a Mayo 17 de 1995.

**INTERVENCION:** Al ingreso de cada paciente se determinó el patrón hemodinámico mediante BET en base a los índices cardíaco, sistólico, telediastólico de contractilidad, de aceleración, de resistencias vasculares sistémicas, del trabajo del ventrículo izquierdo y fracción de eyección, utilizando un cardiografo de impedancia Bo Med NCCOM 3-R7.

**RESULTADOS:** Se monitorizaron 13 hombres y 10 mujeres con edad promedio de 48.2 años, DS 20.4. Se detectaron 6 pacientes hipodinámicos, 9 normodinámicos y 8 hiperdinámicos.

**CONCLUSIONES:** La BET puede entonces constituirse como un método alternativo, no invasivo, sencillo y seguro para estimar el estado hemodinámico de los pacientes críticamente enfermos, pero se requieren estudios ulteriores para evaluar el papel de la BET como un método diagnóstico, clínico y terapéutico en la UCI.

**PALABRAS CLAVE:** Bioimpedancia eléctrica torácica; patrón hemodinámico.

**ABSTRACT.**

**INTRODUCTION:** Transthoracic Electrical Bioimpedance (TEB) is a noninvasive technique, requiring only the application of 10 electrodes in the neck and chest, and provides a continuous estimate of cardiac output, suggesting impressive correlations between TEB and either thermodilution, echocardiographic or Fick measurements. Bioimpedance employs a low level current (2.5 mA at 70 KHz) applied to the thorax, where changes in the volume and velocity of blood flow in the thoracic aorta result in detectable changes in thoracic conductivity.

**OBJECTIVE:** Define the patient's hemodynamic state which were admitted in the ICU through BET.

**SETTING:** Intensive Critical Unit, Lic. Adolfo Lopez Mateos Regional Hospital.

**PATIENTS:** Encompassed 23 patients of both sexes, without age's discrimination and diagnosis, between January 1st. to May 17th, 1995.

**INTERVENTIONS:** Patient's hemodynamic state was evaluated through BET, monitoring the following parameters: cardiac index, systolic index, end-diastolic index, contractility index, acceleration index, systemic vascular resistance index, left cardiac work index and ejection fraction, using an impedance cardiograph Bo Med NCCOM 3-R7.

**RESULTS:** There were 13 men and 10 women who were monitored, mean age 48.2, SD 20.4. Our present results revealed 6 patients who were hypodynamic, 9 patients were normodynamic and 8 patients were hyperdynamic.

**CONCLUSIONS:** Thoracic electrical bioimpedance technique provides an alternative, noninvasive, simple and accurate bedside method to estimate the hemodynamic state in critically ill patients. Despite these considerations further studies are required to evaluate the role of bioimpedance as a diagnostic, clinical and therapeutic tool in critically ill patients.

**KEY WORDS:** Transthoracic Electrical Bioimpedance, Hemodynamic state

## BIOIMPEDANCIA ELECTRICA TORACICA

### INTRODUCCION

DEFINICION: La impedancia (término opuesto a la conductividad) es una resistencia a la corriente eléctrica alterna. La bioimpedancia es una impedancia del tejido vivo, por lo que es una técnica no invasiva que permite medir el volumen latido.<1>

Las observaciones que la impedancia corporal varía con el ciclo cardiaco cuando se expone a una corriente eléctrica de alta frecuencia data de los principios de siglo. Nyboer y colaboradores en 1940 registraron los cambios asociados de impedancia con cada latido cardiaco; ellos llamaron al registro "radiograma". Kubicek y colaboradores en 1966 subsecuentemente desarrollaron un método más sofisticado de determinar la velocidad aórtica de los cambios de la impedancia observados. Recientes estudios han extendido el uso de la Bioimpedancia Eléctrica Torácica (BET) al área clínica <2>, <3>.

### PRINCIPIOS FISIOLÓGICOS Y BASES FÍSICAS

Los iones de los tejidos biológicos son responsables para la conductancia de electricidad. Así, la conductancia (G) de una corriente (I) a través del tejido biológico es dependiente del número de estos iones. Desde que su número

es usualmente relativamente fijo para el volumen del agua, especialmente el líquido extracelular, es teóricamente posible para relacionar conductancia (G) para el volumen total (V) de aquel tejido. Cualquier cambio en la conductancia ( G) reflejará un cambio en el volumen ( V) ó  $V/V = G$

Conductancia puede ser definida en términos de su recíproca resistencia (R). Así  $G = 1/R$  y por substitución y diferenciación  $V/V = R/R$ .

Resistencia (R) es definida por corriente (I) y voltaje (E) expresada por la ley de Ohm,  $R=E/I$ . Se puede determinar la resistencia al establecer un campo de corriente fija a través del tejido y medir los cambios en voltaje. Para este propósito, una corriente alternante de alta frecuencia (ac) es usualmente utilizada.

Por lo tanto, la impedancia eléctrica se basa en el principio físico: la impedancia (Z) para el flujo de una corriente alterna de frecuencia constante a través de un conductor es físicamente relacionada a la longitud (L), el área de sección cruzada (A) y una resistencia específica (R) del conductor.

Las siguientes ecuaciones han sido establecidas:

$$1) Z = R L/A \quad y$$

$$2) Z = R L^2/V,$$

donde R es resistencia al volumen en ohms ( ) por cm y V el volumen del conductor calculado de L y A.

Así, biovolúmenes pueden ser definidos y medidos en términos de impedancia eléctrica <4>

Para completar esta medición se emplea un sistema tetrapolar de electrodos circunferenciales hechos de 1 ml de aluminio con un dorso adhesivo no alérgico. El campo eléctrico se define colocando un par de parches rostralmente a ambos lados de la base del cuello y caudalmente a nivel de apéndice xifoides en la línea medio axilar (en un ángulo de 180°). Los pares externos de electrodos inyectan una corriente alterna de magnitud constante, baja amplitud y alta frecuencia de 70 KHz a 2.5 mA. en el tejido torácico y la corriente es entonces sensada con los pares internos de electrodos. La resistencia para la corriente inyectada es dependiente del líquido torácico. Los cambios pulsátiles en la resistencia torácica es entonces ajustada en tiempo a la despolarización eléctrica ventricular y la sístole mecánica <5>. Así los cambios en la impedancia eléctrica torácica durante el ciclo cardiaco son inversamente relacionados al volumen de sangre dentro del corazón y los grandes vasos. (fig 1)

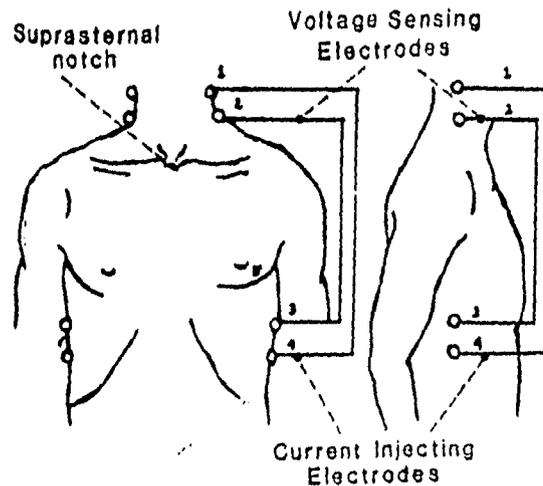


fig. 1. Localización de los electrodos para la determinación del gasto cardiaco por BET. Cuatro pares de electrodos son colocados, los dos electrodos internos (2 y 3) son colocados en la base del cuello (electrodo 2) y a nivel del Xifoides en la línea media axilar (3), actuando como sensores. La corriente (70 KHz y 2.5 mA) es inyectada a través de los electrodos externos (electrodos 1 y 4).

Eventos en el ciclo cardiaco pueden ser derivados por el uso de la BET incluyendo la medición de contractilidad miocárdica y gasto cardiaco y permite definir al sistema cardiovascular hemodinámicamente mediante la relación entre la presión arterial media (TAM), índice cardiaco (IC) y la resistencia vascular sistémica indexada (IRVS).

Kubicek y colaboradores estableció una ecuación para calcular el volumen latido por los cambios en la impedancia y se basa en <6>:

1) El tórax es un cilindro con base circunferencial igual a la circunferencia del tórax a nivel del apéndice xifoides. El cilindro tiene una longitud eléctrica  $L$  (cm), que es la distancia medida entre los electrodos que sensan el voltaje.

2) El conductor cilíndrico tiene una impedancia base media estable ( $Z_0$ ).

3) Este conductor de volumen torácico cilíndrico es homogéneamente perfundido con sangre de resistencia específica ( $p_b$ ), en Ohm . cm, el cual variará con el hematocrito.

4) Las variaciones pulsátiles en el flujo sanguíneo de la aorta torácica causará un cambio negativo de impedancia ( $Z$ ) ( $\Delta Z$ ).

El máximo valor del nivel de cambio de la 1a. derivada del componente cardiaco de  $Z$  ( $dZ/dT$ ) $_{max}$ , es proporcional al pico ascendente del flujo sanguíneo aórtico.

Así, el pico ascendente del flujo sanguíneo aórtico (PF) de acuerdo a Kubicek está dado como:

$$(1) \text{ PF} = p_b \cdot L / Z_0 \cdot (dZ/dt)_{max} \text{ ml/sec.}$$

Multiplicando la ecuación 1 (E1) por el tiempo de eyección ventricular izquierdo (TKVE) en segundos da el volu-

men latido (VL).

$$(2) \quad VL = pb \cdot L / Zo \cdot TLVE \cdot (dZ/dt)_{max}.$$

La resistencia específica de la sangre a variables hematocritos.-

Si la pb llega a ser la variable dependiente y el VL medido como una variable independiente del nivel ascendente aortico, así:

$$(3) \quad pb = VLEMF \cdot Zo / L \cdot TLVE \cdot (dZ/dt)_{max}.$$

Quail encontró que al variar el hematocrito (Hto) normovolémicamente, el valor del pb permaneció virtualmente constante y redefinió el término como resistencia torácica media (pt). Así, reescribió la ecuación de Kubicek y substituyó pt por pb. Si el pt es casi constante en la ecuación modificada de Kubicek, entonces no necesita aparecer en la fórmula.

Asumiendo que la resistencia (ó impedancia, Z) de un volumen conductor uniforme es directamente proporcional a su resistencia específica (p) y L es inversamente proporcional a su área de sección cruzada (A), entonces:

$$(4) \quad Z = p \cdot L/A$$

De la discusión previa, dejar  $pt = p$  y  $Z = Zo$ , entonces por modificar la ecuación 4 (E4):

$$(5) \quad p = Zo \cdot A/L$$

Según Kubicek si un cilindro torácico homogéneamente perfundido, la ecuación 5 (E5) puede ser dada por cualquiera

de las siguientes 2 ecuaciones:

$$(6) \quad p = Z_0 \cdot A (\text{círculo})/L$$

$$(7) \quad p = Z_0 \cdot r /L$$

Substituyendo la ecuación 7 (E7) por  $p_t$  en la ecuación modificada de Kubicek entonces:

$$(8) \quad VL = (Z_0 \cdot r) /L \cdot L /Z_0 \cdot TLDE \cdot (dZ/dt)_{\max}, \text{ y así:}$$

$$(9) \quad VL = (r \cdot L) : TLVE \cdot (dZ/dt)_{\max}/Z_0$$

Así la ecuación modificada de Kubicek puede ser dada por:

$$(10) \quad VL = \text{volumen (cilindro)} \cdot TLVE \cdot (dZ/dt)_{\max}/Z_0$$

Quail encontró sólo un efecto menor con grandes cambios en el Hto en los cálculos del VL usando una constante  $p_t = 135 \text{ cm}$ , <7>.

#### EVALUACION Y RACIONALIZACION DE LA ECUACION DE SRAMEK.-

A través de la medición directa de múltiples adultos anatómicamente normales y análisis de Rx de tórax normales, Sramek encontró la circunferencia del tórax a nivel del apéndice xifoides a ser 3 veces la distancia lineal medida (L) entre los electrodos sensibles al voltaje. Así:

$$(11) \quad C = 3L$$

Desde que:

$$(12) \quad C = 2 \cdot r \text{ (circunferencia de un círculo)}$$

Entonces:

$$(13) \quad r = C/2$$

Substituyendo  $3L$  en la ecuación 11 (E11) para  $C$  en la ecuación 13 (E13) yace:

$$(14) \quad r = 3L/2$$

Y substituyendo  $3L/2$  de la ecuación 14 (E14) en el término.  $r \cdot L$  en la (E9) da:

$$(15) \quad r \cdot L = (3L^2) \cdot L$$

El término  $L/1.4$  define el volumen de un cilindro (ml) donde  $C = 3L$ .

La implementación de  $L/1.4$  en la (E10) yace:

$$(16) \quad VL = L/1.4 \cdot TLVE \cdot (dZ/dt)_{max}/Z_0$$

La distribución del campo eléctrico es de un cono truncado. El volumen físico de este cono truncado o frustrum fue determinado por Sramek a ser  $1/3$  volumen de el más largo cilindro que abarca el tórax.

Entonces:

$$(17) \quad VL = 1/3 (L/1.4) \cdot TLVE \cdot (dZ/dt)_{max}/Z_0 \quad \text{Así,}$$

$$(18) \quad VL = (L/4.2) \cdot TLVE \cdot (dZ/dt)_{max}/Z_0$$

Finalmente, Sramek encontró que un gran población de adultos normales su distancia linear media ( $L$ ) es igual al 17% de la estatura corporal (cm).

El gasto cardiaco de los mamíferos es directamente proporcional al peso corporal, y ya que el peso corporal ideal es virtualmente una función linear de la estatura. La pro-

porcionalidad de la estatura al gasto cardiaco es aparente.

Así. la ecuación VL de Sramek es dada como:

$$(19) \quad VL = (0.17H) / 4.2 \cdot TLVE \cdot (dZ/dt)_{\max} / Z_0$$

Donde  $(0.17H) / 4.2$  es una constante personal y es desde aquí definido como el volumen del tejido torácico eléctricamente participante (VEPT),  $\langle B \rangle$ .

El  $(dZ/dt)_{\max}$  Y SU RELACION AL FLUJO SANGUINEO AORTICO ASCENDENTE Y VELOCIDAD.- Aunque se demostró la relación entre los cambios en el flujo sanguíneo aórtico ascendente medido y  $(dZ/dt)_{\max}$ , no necesariamente significa que la señal  $Z$  (ó  $\langle dZ/dt \rangle_{\max}$ ) per se, es primeramente generada o aislada en su totalidad a este nivel vascular.

Se ha demostrado que en varios estados de flujo bajo la TEB gruesamente subestima el gasto cardiaco a diferencia de la termodilución. Se sabe que la redistribución del gasto cardiaco será presentado a la aorta torácica descendente y puntos distales. Ya que la BET más probablemente mide un complejo medio integrado de múltiples señales de  $Z$ , originándose parcialmente de la aorta torácica descendente, entonces sigue que  $Z \langle y(dZ/dt) \rangle_{\max}$  no reflejará seguramente cambios relativos o absolutos en el flujo sanguíneo de la aorta ascendente o la velocidad como en el choque de flujo bajo evoluciona  $\langle 11 \rangle$ ,

El NCCOM-3 ha sido programado para algorítmicamente compensar para valores medidos  $(dZ/dt)_{max}$  en estado de flujo bajo. Así, la TEB no mide el gasto ventricular izquierdo per se, pero más extrapola el gaso de una velocidad análoga,  $Z$  cardiaco medido  $\langle(dZ/dt)\rangle_{max}$ , el cual representa compleja interacción de múltiples señales  $Z$  generados por flujo sanguíneo aórtico torácico global pulsátil.

INTRODUCCION A LA VARIABLE INDEPENDIENTE (DELTA) Y CONCLUSION DE LA ECUACION DE SRAMEK. - La TEB no incluye alteraciones del hábito corporal (estatura vs peso o estatura vs ASC) en la discusión o evaluación de las ecuaciones de VL. La consideración antropométrica e la entrada de L que en la aproximación de Sramek representa un factor de graduación para la estatura. Lo que emergerá de la siguiente discusión es que L ó 17% de la estatura, es una consideración correcta graduando constantes personales sólo a un peso corporal ideal. Empleando la ecuación de Sramek, sistemáticas subestimaciones ocurren en pacientes quienes tienen 15-20% más de su peso corporal ideal. También subestimaciones del VL ha sido reportado en la obesidad mórbida por el método de Kubicek. El grado de subestimación del VL con el método de Sramek varía directamente con la magnitud de la desviación del paciente de su peso corporal ideal. Experimentalmente ha sido observado que como la circunferencia torácica más baja se incrementa (como en la obesidad), el valor de  $Z_0$  disminuye.

El término delta (  $\Delta$  ) ha sido agregado a la ecuación de Sramek. Esta corrección del peso, o factor de graduación, representa el radio modificado del peso del paciente en Kg de su peso ideal en Kg. Para hombre o mujer las siguientes ecuaciones de regresión para el peso corporal ideal fueron extrapoladas:

$$IW = 0.534H - 17.56, \quad IW = 0.534H - 27.36; \quad H = \text{altura en cms.}$$

Así la precarga o factor de corrección del peso (W) para la ecuación de Sramek está dada:

$$(20) \quad = (W \text{ observado} / W \text{ ideal}).$$

Representa el índice de volumen sanguíneo relativo, el cual iguala el radio del estado basal estable del volumen sanguíneo en ml/kg a cualquier desviación dada del peso corporal ideal para el promedio basal del estado estable del volumen sanguíneo en ml/kg al peso corporal ideal.

Así, una ecuación modificada por Sramek es propuesta:

$$(21) \quad VL = . ((0.17H) / 4.2) . TLVE . (dZ/dt)_{\max} / Z_0.$$

Esta ecuación a diferencia de su "pariente" distante predecesora, gradua el VL para cualquier hábito corporal en un adulto de otra manera antropométricamente normal <B>.

La bioimpedancia total del tórax cambia con la sección

cruzada torácica y con el contenido de líquido torácico.

La mayoría de los cambios pulsátiles de la impedancia se origina en la aorta torácica descendente. Hay 2 orígenes de los cambios pulsátiles de la impedancia:

a) Volumétrico (pletismográfico), causado por variación del volumen sanguíneo en la complianza o arterias distensibles como un resultado de variación de la tensión arterial; y

b) Velocidad, causado por la alineación de eritrocitos desde un flujo aleatorio (al final de la diástole = sangre estática) a preferencialmente alineados (con velocidad creciente).

Tomados juntos, el incremento en el volumen sanguíneo y el incremento en la velocidad sanguínea durante la sístole contribuye al cambio en la impedancia.

El volumen latido (VL) medido en ml es calculado del volumen físico del tejido intratorácico (el cual es una función del sexo, estatura y peso); total impedancia del tórax (índice de líquidos torácicos = TFI) y de la magnitud y de la oportunidad de los cambios en la impedancia. El radio del mismo nivel del cambios de la TEB, llamada EVI (índice de velocidad de eyección) y TFI en un paciente normovolémico definiendo un índice de contractilidad (IC, medido en

seg-1). La frecuencia cardiaca (FC) es calculada desde el intervalo R-R del electrocardiograma. La fracción de eyección (FE) es calculado del radio PEP/VET de intervalos de tiempo sistólico (STIs): período preeyección (PEP) es medido entre el inicio de Q del complejo QRS del ECG a la apertura de la válvula aórtica. El tiempo PEP/VET es mostrado como STR (radio de tiempo sistólico). En adición, el radio de VET/período de FC, es mostrado como radio de eyección (ER); volumen telediastólico (EDV) = VL/EF ml. El flujo pico (PF) es el máximo flujo disponible calculado durante la fase de eyección (ml/sec). El índice de aceleración (ACI), paralelo al impulso ventricular izquierdo, representa la aceleración del flujo (sec-2) durante los primeros 20 msec después de la apertura de la válvula aórtica. El índice de aceleración es paralelo al estado inotrópico y es mucho menos dependiente en las condiciones de carga <1>.

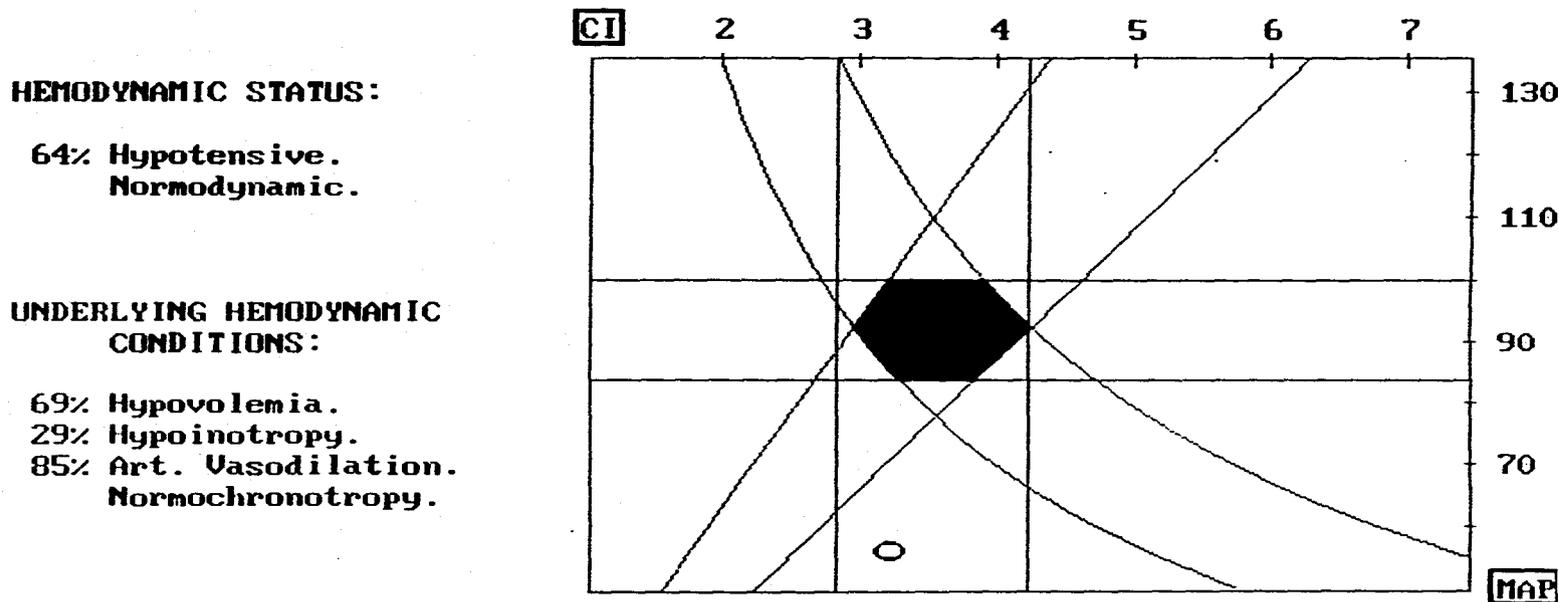
El estado inotrópico puede ser medido a través del índice del flujo pico, índice de contractilidad y el índice de aceleración. Rápidos cambios de estos parámetros puede ser monitorizado latido a latido. Similarmente, el uso de drogas vasoactivas y su efecto en la postcarga y capacidad ventricular izquierda total puede ser cuantificada. Además es posible la discriminación entre el edema pulmonar cardiogénico y no cardiogénico en base a la conductibilidad líquida torácica y el índice cardiaco. (fig. 2)

RICO GUADARRAMA MIGUEL

male, 170cm, 085kg

F9=?

© 1993 BoMed



Normal therapeutic goal.

**MEASUREMENTS**

04-24-95 14:50

**HR = 96 b/min**

Dual **F1** Ox.Transp **F2** Diagn **F3** Review **F5** Goal **F6** Q/P/N **F7** Inp.Data **F8** Recrd **F10**

Figura 2.

Limitaciones.- La seguridad de los datos puede ser afectada por disritmias, choque séptico (CO/SV/IC/PF/ACI subestimación); regurgitación de la válvula aórtica (CO/SV/IC/PF/ACI sobreestimación); bloqueos de rama (subestimación de la FE y sobreestimación de EDV).; infarto agudo del miocardio (sobreestimación de la FE y subestimación de EDV) <12>.

## MATERIAL Y METODOS

Se efectuó un estudio retrospectivo y descriptivo (por ende no cuenta con grupo control) cuyo objetivo principal es describir el patrón hemodinámico al ingreso de los pacientes en la UCIA mediante BET. Incluyó 23 pacientes en el período comprendido de enero 10. a mayo 17 de 1995 admitidos en la UCIA del Hospital Regional "Adolfo López Mateos", sin discriminación de edad, sexo o patología. Se excluyeron los pacientes ingresados en la Unidad de Cuidados Coronarios; con tratamiento inotrópico previo; pacientes con marcapaso; taquicardia (FC mayor de 140/min); obesidad mórbida y con presencia de derrame pleural o atelectasias. Al ingreso se determinó el patrón hemodinámico mediante BET (Aparato de Bioimpedancia Eléctrica Torácica tipo Bo MED NCCOM-3, Revisión 7, 1992), en base a los índices: cardíaco (CI), sistólico (SI), telediastólico (EDI), de contractilidad (IC), de aceleración (ACI), de trabajo del ventrículo izquierdo (LCWI), de resistencias vasculares sistémicas (SVRI) y fracción de eyección (FE); así como conductividad líquida torácica (TFC), disponibilidad (D02) y consumo de oxígeno (VO2). Asimismo, se determinó la media, rangos y desviación standar según edad y días de estancia intrahospitalaria.

Este estudio permanece abierto, aún con reclutamiento (por lo menos durante un año), con análisis preliminar que

abarca de enero 10. a mayo 17 de 1995. No hay límite en el número de pacientes. La responsabilidad del estudio está a cargo del jefe de servicio, asesor de tesis y residentes de la UCIA.

RICO GUADARRAMA MIGUEL

male, 170cm, 085kg

F9=?

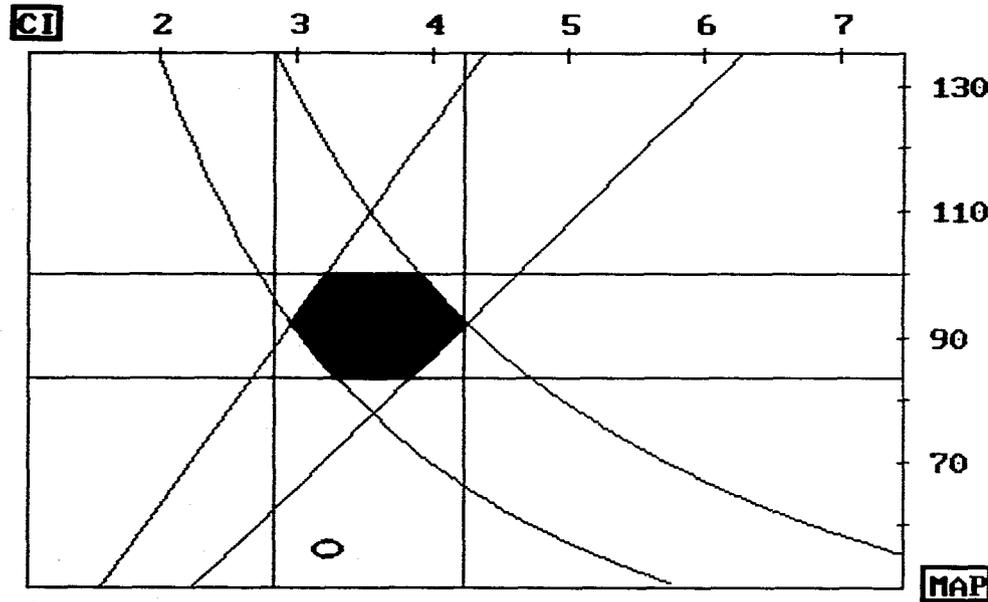
© 1993 BoMed

**HEMODYNAMIC STATUS:**

64% Hypotensive.  
Normodynamic.

**UNDERLYING HEMODYNAMIC  
CONDITIONS:**

69% Hypovolemia.  
29% Hypoinotropy.  
85% Art. Vasodilation.  
Normochronotropy.



Normal therapeutic goal.

MEASUREMENTS

04-24-95 14:50

HR = 96 b/min

Dual F1 Ox.Transp F2 Diagn F3 Review F5 Goal F6 Q/P/N F7 Inp.Data F8 Recrd F10

Figura 2.

**RESULTADOS.**

1. Número de pacientes monitorizados: 23

2. Sexo: (gráfica 1):  
Hombres 13  
Mujeres 10

3. Edad en años (gráfica 2):  
Media 48.2      DS 20.4      Rango 17-84

4. Dias estancia (gráfica 3):      9.4      9.1      2-33

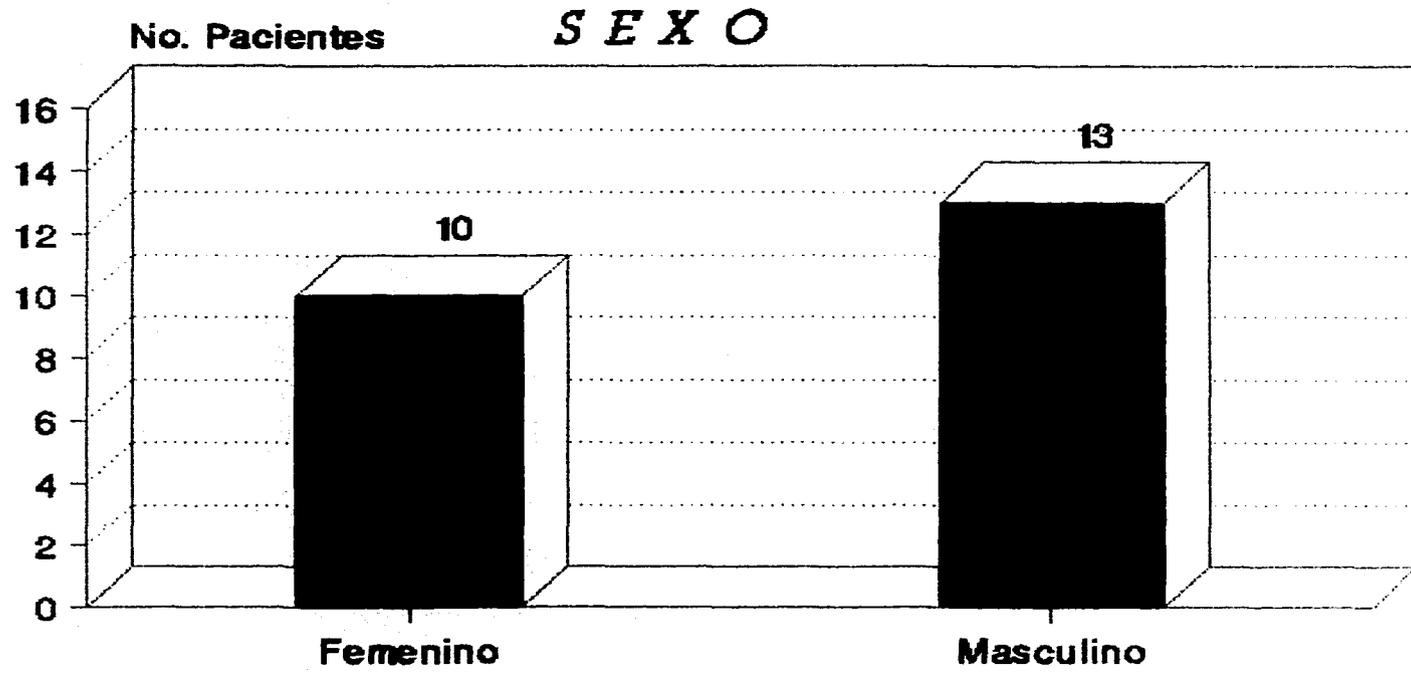
5. Diagnósticos:      Ver tabla 1

6. Patrón hemodinámico <La BET clasifica el estado hemodinámico del paciente según el índice cardiaco> (tabla 2-5):

IC (l/min/m <sup>2</sup> )	Hipodinámico <2.5	Normodinámico 2.5-4	Hiperdinámico > 4
No. pacient.	6	9	8

UCIA.HRLALM.ISSSTE.

# **B E T E N L A U C I A**

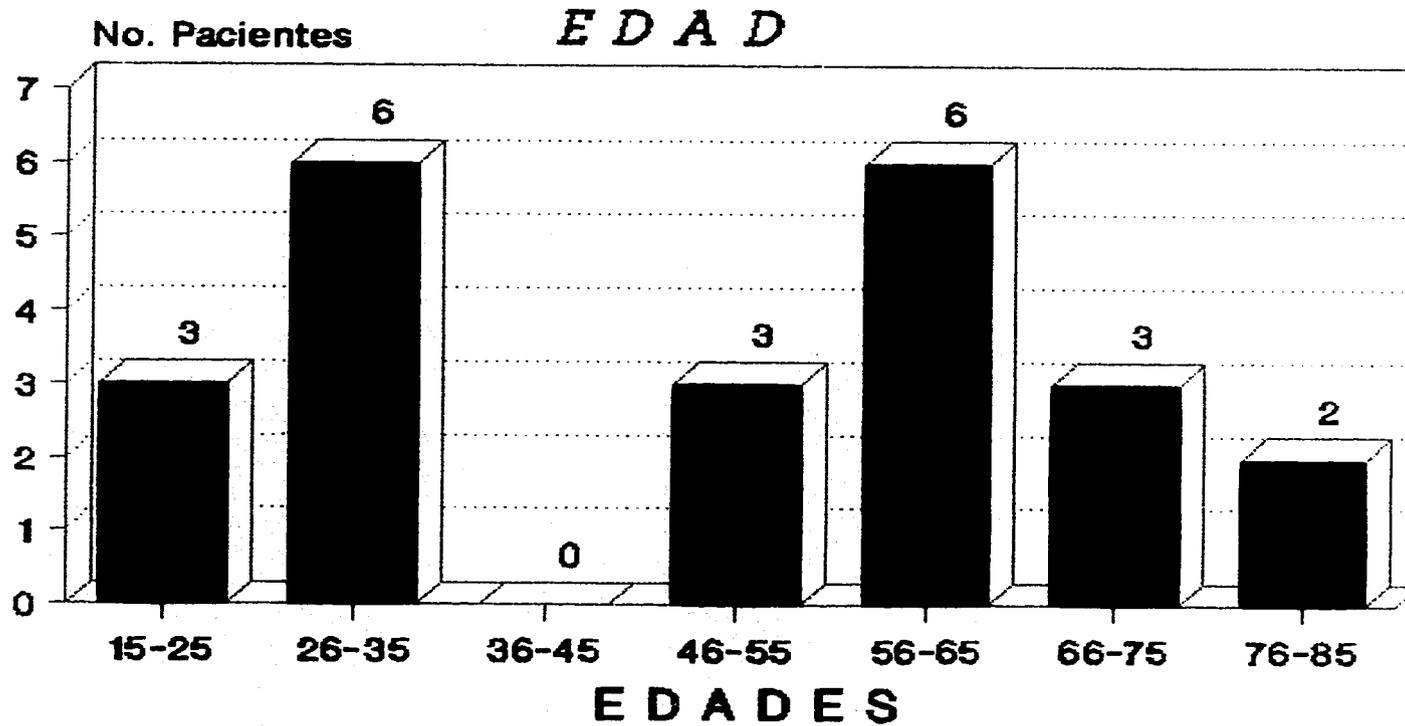


**SEXO**

Gráfica 1

Fuente: UCIA HRLALM ISSSTE

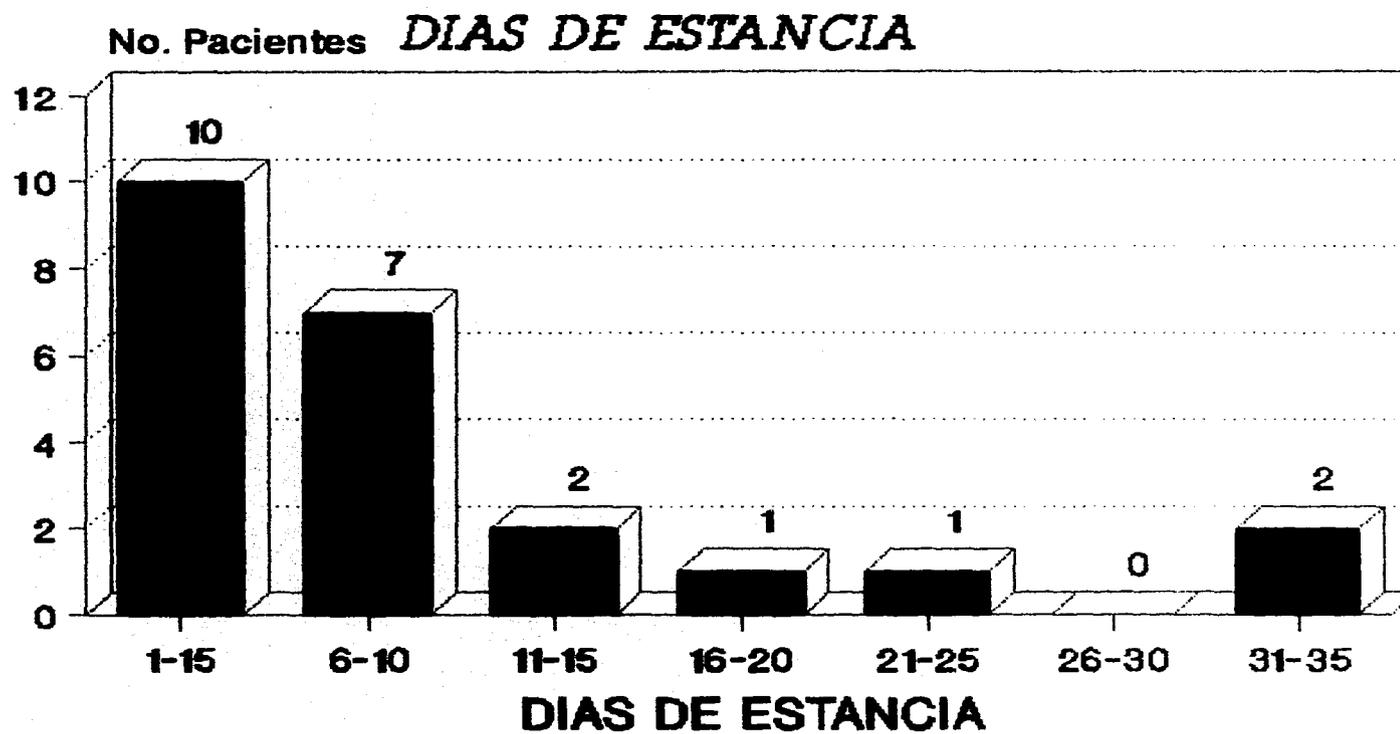
# BET EN LA UCIA



Gráfica 2

Fuente: UCIA HRLALM ISSSTE

# BET EN LA UCIA



Gráfica 3

Fuente: UCIA HRLALM ISSSTE

## RESULTADOS.

### Diagnóstico de ingreso:

1.- POP de tórax	1
2.- Trauma de torax	1
3.- SIRPA	1
4.- Pancreatitis	1
5.- HTDA	1
6.- POP Qx abdominal	5
7.- Trauma abdominal	2
8.- T.C.E.	3
9.- Neuroquirúrgico	1
10.- E.V.C.	2
11.- H.S.A.	1
12.- Encefalopatía anoxo-isquémica	1
13.- D.M. descompensada	1
14.- Enfermedad hipertensiva del embarazo	1
15.- Aneurisma de aorta	1
	---
total	23 pacientes

Tabla 1.

Archivo clínico  
HRLALM. ISSSTE

BET EN LA UCIA

	HIPODINÁMICOS IC < 2.5 (l/min/m <sup>2</sup> )	NORMODINÁMICOS IC 2.5 - 4 (l/min/	HIPERDINÁMICOS IC > 4 (l/min/m <sup>2</sup> )
	Promedio	Promedio	Promedio
IC (l/min/m <sup>2</sup> )	2.1	3.2	5.07
PAM (mm Hg)	92.4	87	95.6
IRVS (dynxsegxcm-5xm <sup>2</sup> )	3242	2052	1481
Pacientes	6	9	8

Tabla 2

UCIA.HRLALM.ISSSTE

BET EN LA UCIA.

PACIENTES HIPODINÁMICOS

Dx	CI	SI	EDI	IC	ACI	SVRI	LCWI	EF	TFC
	l/min/m2	ml/m2	ml/m2	l/seg	seg2	dynxsegx cm-5x m2	KgX m	%	l/ohm
1. POP Qx abdomen	2.1	22	51	0.027	0.75	3470	2.6	44	0.044
2. POP Qx abdomen	2.4	28	63	0.024	0.61	3370	3.4	45	0.032
3. POP Qx abdomen	1.9	18	32	0.024	0.61	4080	2.6	58	0.045
4. E.V.C.	2.3	35	58	0.035	0.93	3130	3.2	61	0.046
5. Aneuris aorta	2.2	35	61	0.038	1.02	2400	2.0	57	0.049
6. neuro- quirúrgico	2.3	36	56	0.031	0.89	3510	3.2	63	0.028

Tabla 3

UCIA.HRLALM.ISSSTE

BET EN LA UCIA.

PACIENTES NORMODINÁMICOS

Dx	CI	SI	EDI	IC	ACI	SVRI	LCWI	EF	TFC
	l/min/m2	ml/m2	ml/m2	l/seg	seg2	dynxsegx cm-5x m2	KgX m	%	l/ohm
1. POP tórax	3.8	22	43	0.035	1.16	1090	2.8	52	0.040
2. Trauma abdomen	2.9	26	38	0.030	0.79	2680	3.9	68	0.065
3. T.C.E.	2.9	35	63	0.038	1.08	2490	3.1	58	0.025
4. Encefal anoxo-isqu	3.8	30	51	0.038	1.03	1660	4.2	59	0.083
5. E.V.C.	3.0	59	88	0.043	1.08	2080	3.5	67	0.036
6. Trauma abdomen	2.9	24	39	0.031	0.79	2370	3.4	61	0.054
7. Trauma tórax	3.1	32	54	0.032	0.86	1260	2.4	59	0.043
8. H.S.A.	3.9	35	52	0.041	1.16	1390	3.9	68	0.041
9. Enfcim hipert. em	2.8	32	70	0.033	0.96	2570	3.8	45	0.035

Tabla 4

UCIA.HRLALM.ISSSTE

BET EN LA UCIA.

PACIENTES HIPERDINÁMICOS

Dx	CI	SI	EDI	IC	ACI	SVRI	LCWI	EF	TFC
	l/min/m2	ml/m2	ml/m2	l/seg	seg2	dynxsegx cm-5x m2	KgX m	%	l/ohm
1. HTDA	4.7	49	76	0.053	1.70	1910	7.4	65	0.059
2. TCE	5.6	84	115	0.064	2.20	1390	7.8	73	0.079
3. POP Qx abdomen	5.5	52	86	0.059	1.65	1080	5.6	60	0.028
4. DM descomp.	7.4	74	102	0.079	2.34	770	7.6	72	0.045
5. TCE	5.4	61	90	0.074	2.29	960	5.4	67	0.040
6. POP Qx abdomen	4.3	42	65	0.047	1.29	2050	6.7	65	0.034
7. SIRPA	4.4	46	72	0.042	1.09	2020	7.2	63	0.11
8. Pancrea titis	5.0	38	70	0.038	1.06	1200	5.2	54	0.026

Tabla 5

UCIA.HRLALM.ISSSTE

2011  
 JUN 14 10:00 AM  
 UCIA

## DISCUSION

La BET tiene la capacidad de recolectar automáticamente los siguientes datos hemodinámicos del paciente; índices cardiaco, sistólico, telediastólico, de contractilidad, de aceleración, de resistencias vasculares sistémicas, de trabajo del ventrículo izquierdo; así como fracción de eyección, conductividad líquida torácica, tensión arterial media, disponibilidad y consumo de oxígeno; y en base a su programa computarizado de ecuaciones (ya referidas en las bases físicas de la bioimpedancia), establece el patrón hemodinámico del paciente en hipo, normo e hiperdinámico; encontrando en el presente estudio que aproximadamente el 68% de nuestros pacientes tuvieron alteraciones hemodinámicas (lo esperado en pacientes críticamente enfermos), y más de la mitad de estos tuvieron un patrón de hiperdinamia.

Asimismo, la BET provee continua información de la capacidad hemodinámica previa a, durante o después del uso de procedimientos invasivos o medicamentoso. La información provista puede asistir en las decisiones de la selección de la terapia en bases de tiempo real. Puede ser utilizada para establecer un estado volémico del paciente y así asistir en la terapia adecuada de volumen para mantener un estado volémico seleccionado. Es capaz de permitir el seguimiento del progreso del paciente con respecto al estado inotrópico,

fracción de eyección, capacidad ventricular izquierda y perfusión. En caso de edema pulmonar, la BET puede asistir en la determinación de su origen, cardiogénico o no cardiogénico. También puede permitir la monitorización de la recuperación en el postoperatorio ya que se basa en los objetivos terapéuticos de los estudios de Shoemaker para incrementar la supervivencia de los pacientes críticamente enfermos, y así puede orientar sobre la terapéutica adecuada.

Sin embargo, hay algunos estudios que mencionan no haber correlación significativa entre la bioimpedancia y el método standar actual de monitoreo hemodinámico que es la termodilución (aunque bien puede asistir en la monitorización de las tendencias en el gasto cardiaco). Asimismo, a pesar de todas las ventajas ya mencionadas, hasta realizar estudios más elaborados no se podrá determinar la verdadera utilidad de la BET en el paciente críticamente enfermo; y si bien nuestro estudio no es comparativo y no emite análisis estadístico, observamos que el conocer el patrón hemodinámico del paciente a su ingreso a la UCI, incluso el realizar intervenciones terapéuticas inmediatas no modificó gran cosa su evolución en relación a otros paciente en condiciones y patología similares a quienes no se realizó la BET.

No obstante, el estudio permanece abierto y posiblemente en un futuro se pueda encontrar algún valor significativo en la terapéutica, clínica y pronóstico del paciente crítico.

## CONCLUSIONES

- 1.- El 68% de los pacientes monitorizados tuvieron alteraciones hemodinámicas.
- 2.- Más de la mitad de éstos se encontraron hiperdinámicos.
- 3.- La determinación inmediata del estado hemodinámico de los pacientes no reflejó ninguna repercusión en la evolución de los enfermos en general.
- 4.- La BET puede constituirse como una alternativa para el monitoreo hemodinámico ya que es rápidamente accesible, técnicamente sencillo, no es invasivo, no implica riesgo para el paciente y puede permitir la casi inmediata y continua lectura del gasto cardiaco para determinar conductas terapéuticas.
- 5.- Aún cuando no hubiera fuerte correlación con otros métodos la BET puede monitorizar las tendencias (en el gasto cardiaco) hemodinámicas y así asistir en las decisiones terapéuticas.
- 6.- Se necesitan estudios ulteriores para ubicar la verdadera utilidad en la UCIA.

7.- No hay un sistema de monitoreo hemodinámico ideal.

UCIA.HRLALM.ISSSTE.

**BIBLIOGRAFIA.**

1.- Bo Med Manual 1992 (NCCOM-3-R7 CDDP SYSTEM)

1.- kacmarek RM, Hess D, Stoller JK. Monitoring in Respiratory Care. St. Louis, Mo. Mosby-Year book. 1993, pp 462-72

3.- Appel PL, Kram HB, MacKabee J. Comparison of Measurements of Cardiac Output by Impedance and Thermodilution in Severely Ill Surgical Patients. Crit Care Med 1986; 14: 933-35.

4.- Van De Water JM, Philips PA, Thovin LG, et al. Bioelectric Impedance. Arch Surg 1971; 102: 541-47.

5.- Wong DH, Pharm D, Tremper KK. Noninvasive Cardiac Output: Simultaneous Comparison of two Different Methods with Thermodilution. Anesthesiology 1990; 72: 784-92.

6.- Quail AW, Traugott FM, Porges WL, et al. Thoracic Resistivity for Stroke Volume Calculation in Impedance Cardiography. J Appl Physiol 1981; 50: 191.

7.- Kubicek WG, Kottke FJ, Ramos MO, et al. The Minnesota Impedance Cardiograph-Theory and Applications. Biomed Eng 1974; 9: 410.

8.- Sramek BB: Noninvasive Technique for Measurement of Cardiac Output by Means of Electrical Impedance. Proceedings of the Fifth International Conference of Electrical Bioimpedance. Tokio Japan, 1981, p 39.

9.- Bernstein DP. A new Stroke Volumen Equation for Thoracic Electrical Bioimpedance: Theory and Rationale. Crit Care Med 1986; 14 : 904-9.

10.- Woo MA, Hamilton M, Stevenson LW. Comparison of Thermodilution and Transthoracic Electrical Bioimpedance Cardiac Outputs. Heart & Lung. 1991; 20: 357-62.

11.- Young JD McQuillan P. Comparison of Thoracic Electrical Bioimpedance Thermodilution for the Measurement of Cardiac Index Impatient with Sereve Sepsis. Br J Anaesth 1993; 70: 58-62.

12.- Bernstein D: Continuos Noninvasive Real-Time Monitoring of Stroke Volume and Cardiac Output by Thoracic Electrical Bioimpedance. Crit Care Med 1986; 14: 898-901.

13.- Ovsyshcher I, Gross JN, Blumberg S. Variability of Cardiac Output as Determined by Impedance Cardiography in Pacemaker Patients. Am J. Cardiol 1993; 72: 183-7.

14.- Wong DH, Pharm D, Onishi R. Thoracic Bioimpedance and Doppler Cardiac Output Measurements: Learning Curve and Interobserver Reproducibility. Crit Care Med 1989; 17: 1194.

15.- Preiser JC, Daper J, Parquier JN. TransThoracic Electrical Bioimpedance Versus Thermodilution Technique for Cardiac Output Measurement During Mechanical Ventilation. Intensive Care Med 1989; 15: 221-3.

16.- Shoemaker WC, Appel PL, Kram HB, et al. Multicomponent Noninvasive Physiologic Monitoring of Circulatory Function. Crit Care Med 1986; 16: 482.

17.- Huang KC, Stoddard M, Tsueda K, et al. Stroke volume Measurement by Electrical Bioimpedance and Echocardiography in Healthy Volunteers. Crit Care Med 1991; 18: 1274.

18.- Wong Dh, Pharm D, O'Connor D, et al. Changes in Cardiac Output After Acute Blood Loss and Position Change in Man. Crit Care Med 1989; 17: 979.

19.- Spinale FC, Smith AC, Crawford FA. Relationship of Bioimpedance to Thermodilution and Echocardiographic Measurements of Cardiac Function Crit Care Med 1990, 18: 414.

20.- Sramek BB. The Impact on Diagnosis and Therapy of Computerized Integration, Processing and Display of Noninvasive Hemodynamic and Cardiodynamic Parameters. Intensive Care World 1989; 6: 205.

21.- Sramek BB. Hemodynamic and Pump-Performance Monitoring by Electrical Bioimpedance: New Concepts. Problems in Respiratory Care 1989; 2: 2.