

11202



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Medicina

División de Estudios de Postgrado

Instituto Mexicano del Seguro Social

Hospital de Especialidades Dr. Bernardo Sepúlveda G.

Centro Médico Nacional Siglo XXI

BIOIMPEDANCIA ELECTRICA TRANSTORA-  
CICA EN EL PACIENTE PEDIATRICO  
QUIRURGICO

T E S I S

para obtener el título de Especialización en

A N E S T E S I O L O G I A

p r e s e n t a

DR ALEJANDRO ARTURO GARCIA MORALES



ASESOR: DR. MARIO VIDAL PINEDA DIAZ

México, D. F. Febrero de 1997

248044



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.

**DR NEILS H WACHER RODARTE**  
Jefe de enseñanza e investigación.  
Hospital de Especialidades del C.M.N. S. XXI.



**DR TOMAS DECTOR JIMENEZ**  
Jefe del Departamento de Anestesia  
Profesor Titular del curso de:  
Anestesiología. del Hospital de Espe-  
-cialidades del C.M.N.S XXI.

**DR MARIO V. PINEDA DIAZ**  
Jefe del departamento de Anestesia  
Director de Tesis.  
Hospital de Pediatría del C.M.N S XXI.

DEDICATORIAS.

A MIS PADRES

A MI QUERIDA ESPOSA Y A MIS QUERIDOS HIJOS  
A MIS HERMANOS

A MIS MAESTROS

A MIS QUERIDOS AMIGOS  
A MIS COMPAÑEROS-

**Con todo mi agradecimiento y respeto.**

**Al Dr MARIO VIDAL PINEDA DIAZ.  
Asesor de Tesis.**

**DR TOMAS DECTOR JIMENEZ.  
Profesor titular del Curso.**

**DRA MARIA DEL PILAR GONZALES.  
Medica Anestesiologa del H. de Pediatria del CMN S. XXI.**

**DRA LILIANA RAMIREZ ALDANA.  
Medica Anestesiologa del H. de Pediatria del CMN S. XXI.**

**DR JOSE LUIS JIMENEZ GOMEZ  
Medico anestesiolego del H de Especialidades del CMN  
S. XXI.**

## CONTENIDO

INDICE.

RESUMEN.....	4
INTRODUCCION.....	6
MATERIAL Y METODOS.....	13
RESULTADOS.....	15
DISCUSION.....	26
CONCLUSIONES.....	27
CUADROS Y FIGURAS.....	28
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	33

## LA BIOIMPEDANCIA ELÈCTRICA TRANSTORÀCICA EN EL PACIENTE PEDIÀTRICO QUIRÙRGICO.

DR ALEJANDRO A GARCIA M  
DR MARIO VIDAL PINEDA DIAZ  
DR TOMAS L. DECTOR JIMENEZ

### RESUMEN.

#### Objetivos.

Evaluar la medición no invasiva del gasto cardíaco en el paciente pediátrico quirúrgico por medio de la Bioimpedancia Eléctrica Transtorácica. Demostrar que los siguientes parámetros hemodinámicos son detectables y que la Bioimpedancia Eléctrica Transtorácica aporta un beneficio superior contra el monitoreo rutinario en el paciente pediátrico quirúrgico. Parámetros hemodinámicos como: Índice cardíaco, volumen sistólico, índice diastólico final, índice de aceleración, índice de resistencias vasculares sistémicas, trabajo cardíaco izquierdo, fracción de expulsión, contenido de fluidos en el torax, aporte global de oxígeno, consumo global de oxígeno, contenido de oxígeno.

#### Material y Metodos:

Para la elaboración de este estudio de investigación se tomó una muestra de población abierta al azar de 32 pacientes pediátricos programados para cirugía electiva en edades de 1 a 16 años con peso corporal de 10 a 84 kg y riesgo anestésico quirúrgico de ASA I y ASA IV. No se tomó en cuenta el sexo.

#### Resultados.

De los 32 paciente estudiados el 40% correspondió a el sexo femenino y el 60% a el sexo masculino, la edad promedio fue de 4.2 años, peso promedio de 15.500 kg y promedio de Sc. de 1.65m<sup>2</sup>. Pacientes-calificados con ASA I: 1 ASA II: 8 ASA III: 10 ASA IV: 13.

Tiempo Quirúrgico mínimo de 30 min a un máximo de 330 min promedio de 80.31 min. Tiempo anestésico de: mínimo de 45 min a un máximo de 375 min, promedio de 158.00 min. Se realizaron mediciones por laboratorio de hb con un promedio de 13.4 g/dl y ht de 40.1 % promedio

Se obtuvieron los siguientes parámetros hemodinámicos basales en pediatría bajo Impedancia Eléctrica Transtorácica:

Parámetros	basal	inductivo	transoperatorio	Postanestésico.
fc(lat/min	98	106	94	104
PAM (mmhg)	99	84	110	120
IC (L/min/m2)	2.6	2.9	2.7	3.2
IDF (ml/m2 )	60	74	56	70
IRVS(D/s/cm5)	1700	1870	2210	2560
FE(%)	63	56	64	68

Promedio Aritmético de acuerdo a la Media de la población pediátrica del estudio.

Conclusiones:

El patrón hemodinámico observado en este grupo de pacientes fue a su inicio de normodinamia y su egreso de ligera hiperdinamia. El CLT aumento después de la cirugía y se mantuvo elevado hasta el egreso.

El IVO2, aumento en el postoperatorio y se mantuvo independiente del IDO2 El estudio por BET guardo relación estrecha correlación con la clínica y demostrò ser util en este tipo de pacientes.

(CLT) Contenido de líquidos en Tòrax.

-

\* Mèdico Residente de tercer año de Anestesiología del HE CMN S XXI

\*\* Mèdico Jefe de servicio de Anestesiología del HP del CMN S XXI.

\*\*\*Mèdico Jefe de servicio de Anestesiología del HE CMN S XXI



## SUMMARY

### Objective:

The measurement of the cardiac output in the pediatric patient in surgery for the transthoracic bioimpedance. To ascertain the next hemodynamic parameters for (TEB) thoracic electric bioimpedance.

cardiac index, index stroke, end diastolic index, acceleration index systemic vascular resistance index, left cardiac, work index, ejection fraction, thoracic fluid conductivity, global oxygen consumption index, global oxygen delivery index, oxygen extraction rate.

### Material y Methods

For the elaboration of this investigation study to took a sample of the open population at chance. of the 32 pediatrics patients to programme for elective surgery. The children ranged from the eighth months to 16 yr (and their height and weight ranged from the third to the 97th percentile). whit weight to 10 to 84 kg. ASA I to ASA IV. not was importance the sex.

### Results

Of the 32 patientes of the studio the 40% to correspond at female sex and the 60% were males the mean age 4.2yr the mean weight 15.500 kg and de BSA mean 1.65 m<sup>2</sup>. Pediatric patients ASA 1:1 ASA II: 8 ASA III:10 ASA IV 13.

Surgery time: min:30 min max: 330 mi mean de 80.31min. anesthetic time min: 45 min max: 375 min. hb mean 13.4 g/dl. ht mean 40.1%

### Conclusions

The hemodinamyc state observing in this group of the patients was to begin normodynamic and the end hiperdynamic. The TFC to increase after the surgery provide for the end.

The VO<sub>1i</sub> to increase en the postoperatory and to provide independent of the DO<sub>2i</sub>. The studio for TEB to keep relation with the clinic and show to be useful with de pediatric patients.

## INTRODUCCION

El monitoreo de los pacientes durante la anestesia tiene los siguientes objetivos: Diagnosticar cualquier problema que se presente o reconocer precozmente una evolución perjudicial, estimar la gravedad de la situación y valorar la respuesta al tratamiento, incluyendo tanto su eficacia como sus efectos colaterales o su toxicidad.

En los últimos años se han publicado revisiones sobre la monitorización de los pacientes quirúrgicos en el quirófano y en la unidad de cuidados intensivos las cuales indican claramente la evolución y la posibilidad de los nuevos avances de que pueden disponer los anestesiólogos, garantizando el bienestar y la seguridad durante el perioperatorio.1-6

Existen varias razones para vigilar el estado hemodinámico del paciente que está sometido a la anestesia y a una intervención quirúrgica: Los anestésicos alteran las funciones cardiovasculares; la mayoría de los accidentes relacionados con la anestesia tienen signos premonitorios, y los cambios cardiovasculares constituyen uno de los indicadores más importantes; la intervención quirúrgica puede provocar cambios hemodinámicos importantes y agudos debidos a la posición, manipulación quirúrgica, pérdida de líquidos o sangre; las enfermedades cardiovasculares o patologías que afectan el estado hemodinámico que interactúan con los anestésicos. El tratamiento de los cambios hemodinámicos implican el uso de drogas potentes que tienen efectos específicos sobre el sistema cardiovascular, el monitoreo es esencial para la selección de el tratamiento mas adecuado y para la evaluación de su eficacia y seguridad. 7-9

La monitorización hemodinámica abarca un amplio número de técnicas que varían en su grado de precisión, complejidad, seguridad y costo; casi siempre se pueden utilizar mas de una, sin embargo, la finalidad es la misma en todos los casos, proporcionar la información necesaria para poder decidir la conducta a seguir.

El gasto cardiaco es la cantidad de sangre que bombea el corazón hacia la circulación sistémica ( o pulmonar ) cada minuto.

Resume el funcionamiento global de el sistema cardiovascular y, en especial la función de bombeo del corazón. Constituye el volumen de sangre disponible para la perfusión hística, a pesar de que el flujo sanguíneo real de cada tejido está regulado por varios factores que controlan la resistencia de las arteriolas que suministran la sangre a dichos tejidos. Los métodos de medición de el gasto cardiaco incluyen a la termodilución la dilución de colorante, la técnica de Fick, el analisis de el contorno de el pulso aòrtico como técnicas invasivas y a la Bioimpedancia Eléctrica Transtoracica (impedancia cardiografica) como técnica no invasiva 10-14.

El monitoreo hemodinámico en el paciente pediátrico quirúrgico es difícil un método clínico habitual para la determinación del gasto cardiaco es por termodilución (CO Td), sin embargo el acceso a la arteria pulmonar que es pequeña, dificulta su abordaje y en algunas ocasiones es imposible, la técnica es invasiva y los datos generales son intermitentes e irregulares, una serie de reportes han evaluado el gasto cardiaco en las diferentes edades por el método de Bioimpedancia Eléctrica Transtoracica ( CO bet) comparada con (CO Td) demostrando su utilidad en niños sin embargo, con ciertas limitaciones porque aún en el mercado no existen los complementos pediátricos. Por otra parte, se ha creado la determinación de una constante geométrica (L) para la computadora de (CO bet) para estimar el gasto cardiaco con márgenes de seguridad. Ante esta problemática decidimos evaluar los principales parámetros hemodinámicos por Bet. durante el perioperatorio de pacientes pediátricos programados para cirugía electiva con ajuste de la constante. ( L ). 15

Bioimpedancia Eléctrica transtoracica.

Impedancia

Definición:

Se entiende por impedancia (z): A el grupo de factores que se oponen a la transmisión de la corriente de estimulación desde los electrodos emisores a los receptores. Es la resistencia a un flujo de corriente eléctrica alterna a través de un segmento determinado.

La Bioimpedancia Eléctrica Transtorácica (BET) mide la resistencia de un segmento corporal de el tórax, el cual se convierte en un transductor-conductor de volumen a un flujo eléctrico constante de corriente alterna de baja magnitud. (mc) (1)

La impedancia basal ( $Z_0$ ) es dependiente de un tejido conductor, el cual es el volumen intratorácico compuesto por los líquidos y electrolitos de la sangre. a mayor líquidos (tejido conductor) corresponde una menor impedancia. (mc) (1)

## HISTORIA

Nyboer en 1955 fue el primero en describir el cálculo de el gasto cardíaco por Bioimpedancia Eléctrica Transtorácica.

Kubicek en 1966 informa que el torax y la aorta pueden ser modelados eléctricamente como cilindros simples de longitud equivalente y dispuestos paralelamente.

fórmula:  $SV = P (b) (L^2/Z_0^2) (T_{lub}) (dZ/dt)_{Max}$   
la cual se designó como ecuación No 1.

Esta ecuación explica y concibe a el tórax como un cilindro conductor homogéneo con una longitud L. SV es el volumen latido,  $P_b$  es la resistividad específica de la sangre, ( $T_{lub}$ ) el tiempo de eyección de el ventrículo izquierdo,  $(dZ/dt)$  será la tasa máxima del cambio de el componente. Z. ( bioimpedancia)

Originalmente la BET fue aplicada para medir el gasto cardíaco en cosmonautas. Concibiendo a el corazón como una bomba intermitente. El volumen sistólico ventricular izquierdo en ausencia de cortos circuitos, se descarga en la aorta en un intervalo de tiempo que se aproxima a 1/3 de cada ciclo cardíaco. En individuos con corazones normales 89% del volumen sistólico total es eyectado en los primeros dos tercios de la sistole. El primer tercio de el intervalo de eyección sistólica explica 40 a 50% de el volumen sistólico eyectado

Una parte de la energía consumida durante la contracción cardíaca se disipa como flujo capilar anterogrado, el resto se almacena como

energía potencial y se expresa físicamente por la expansión de la aorta elástica, energía que puede ser medible por medio de la B.E.T.

La primera ecuación fue aplicada por Kubicek.

Quail. encontró que variando el Hematocrito normovelemicamente de el 26% a 66% el valor de Pb permanece prácticamente constante.

Sramek sustituye el cilindro por un cono truncado con la misma longitud y base inferior con un área  $c = a \cdot 3$ . Finalmente Sramek encontró que en la mayoría de los adultos la longitud o altura de el cono es aproximadamente del 17%. (3).

## APLICACIONES CLINICAS

Los orígenes anatómicos y fisiológicos precisos de impedancia han sido aclarados. Tanto la circulación pulmonar como la arterial sistémica presentan contribuciones importantes a la señal. El trabajo experimental indica que un porcentaje de la impedancia se origina en la aorta torácica sistémica. Dado que, en ausencia de cortos circuitos intracardiacos o aortopulmonares, ambos volúmenes ventriculares son iguales.

Las variaciones latido a latido en la forma de onda Z se han utilizado a partir clínicamente de los 80s para obtener un monitoreo en tiempo real de el gasto cardíaco.

Con el uso de BET, actualmente es posible medir el flujo sanguíneo global, la función de la bomba, ( precarga, contractilidad, fracción de eyección ).

Para medir la BET se localiza previamente las zonas de colocación de cada par de electrodos y se inicia una limpieza previa a su colocación con alcohol. Se colocan en el paciente dos juegos de 4 electrodos cada uno, de los cuales dos electrodos localizados en la parte superior de el cuello y alineados a la línea media axilar, inyectan una corriente eléctrica conocida. Otro par de electrodos se colocan a nivel de la apéndice xifoides, también alineados a la línea media axilar para recoger. dicha corriente eléctrica.

El otro grupo de cuatro electrodos se coloca de igual manera con una separación de 5 cm con respecto a los anteriores, y estos actúan como sensores de voltaje el cual cambia en relación a la actividad pulsátil de la aorta descendente.

De esta manera, se requiere previo a la colocación de los electrodos de

monitorización de EKG. la localización de "El punto de mayor intensidad de el latido cardíaco para lograr una mayor y mejor recepción de el latido cardíaco" Y así al conocer los tiempos sistólicos a través de la obtención de la señal electrocardiográfica, la cual puede obtenerse con los dos electrodos extras y combinar el conocimiento de la impedancia de el tórax. podremos llegar al cálculo de el volumen de sangre expulsado por cada latido.

#### PRINCIPIOS BASICOS Y RELACION FISIOLÓGICA.

La monitorización hemodinámica es aconsejable en los pacientes con patología médica que van a someterse a intervenciones quirúrgicas complicadas. Por esta razón los sistemas sofisticados permiten la detección temprana de anomalías o alteraciones que ponen en peligro la vida de el paciente. El Método deductivo no es terreno vedado para el anestesiólogo y con la implantación de nuevos sistemas de monitorización no invasiva este procedimiento deductivo se transforma en un método científico.

BET es un procedimiento de medición continua que registra parámetros hemodinámicos normales y anormales en la perfusión adecuada de el organismo y en el desarrollo metabólico y fisiológico. Se desarrolló una tecnología que convierte la medición de la resistencia eléctrica del tórax a una frecuencia alta, de baja magnitud y corriente constante ( a esto se debe el término impedancia y no resistencia) (DR F.A.G)

En una serie de parámetros relacionados a diferentes funciones fisiológicas y fenómenos..

Eléctricamente, el tórax es un conductor no homogéneo, el cual actúa como transductor para eliminar la impedancia de la piel a el electrodo se utiliza un sistema tetrapolar de electrodos. separando el patrón de corriente medio de el patrón sensor de BET.

Un juego de electrodos pregelizados, ( usualmente dos pares) a nivel de el abdomen superior es la fuente, los cuales inyectan una corriente de magnitud constante y alta frecuencia, lo que provee una cobertura homogénea del tórax por un campo eléctrico de alta frecuencia.

La corriente fluye principalmente en una dirección en paralelo a la columna vertebral. Los rangos de frecuencia y amplitud de corriente son ( 50 khz  $< f < 100$ khz) y (.02 m A  $< 1 < 5$ mA) La corriente eléctrica desarrolla en el tórax un voltaje proporcional a BET.



El cual es sentido por un juego de electrodos. normalmente dos pares, localizado en forma habitual, en la raíz de el cuello y a nivel de apéndice xifoides, los cuales, también detectan la señal electrocardiográfica. El complejo QRS de el EKG es utilizado como un reloj biológico del sistema BET. y el tiempo Q se utiliza como tiempo de partida de la medición de los intervalos del tiempo sistólico siempre y cuando se realice una localización exacta de el sitio de mayor intensidad y del sonido del latido cardiaco previamente localizado por auscultación.

El mejor conductor eléctrico en el tórax es el plasma ( resistencia específica de  $R = 65 \text{ Ohm} / \text{cm}$  con un hematocrito del 40%.

La grasa y pulmones son conductores mucho menores ( $r = 300\text{-}500 \text{ ohm/cm}$ ).

En cualquier conductor, la corriente siempre busca el camino más corto, y en el tórax con los electrodos colocados como ya se menciona, existen dos grandes patrones conductores en paralelo a el flujo de la corriente. Estos son la aorta descendente y la vena cava superior e inferior. Por la relativa alta conductividad de estos tejidos en comparación con la conductividad de los tejidos torácicos remanentes estos llevan más del 50% de la corriente media.

La grasa en los tejidos extratorácicos, con su baja conductividad contribuye muy poco a la conductividad total torácica.

El estado estable de BET llamado impedancia basal ( $Z_0 \text{ Ohm}$ ) es dependiente de el sexo, Hombres =  $20 < Z_0 < 33 \text{ ohm}$ , mujeres =  $25 < Z_0 < 48 \text{ Ohm}$ .

El valor absoluto de  $Z_0$  es inversamente proporcional a el contenido de fluidos dentro de el espacio intratorácico. Por esa razón comunmente es utilizado el término de índice de fluidos torácicos.

( TFI) en vez de  $Z_0$ .

Un decremento en TFI indica un incremento en el contenido de fluidos torácicos TFC. El cual puede ser causado por hipervolemia, edema pulmonar, edema intersticial o por ambas.

Los cambios más rápidos en el tiempo de BET tienen varios orígenes debidos a respiración, ( 5%) de el valor de TFI.

Además de el movimiento y actividad cardiovascular. Referente a la actividad cardiovascular, morfológica y temporalmente  $\Delta Z$  es una aproximación de los cambios de presión en la sangre aórtica.

Es de nuestro interés el cambio de magnitud de los parámetros anteriores los cuales se relacionan entre sí por las tasas de cambios

por el tiempo que se transcriben por la corriente eléctrica captada en el BET.

Los cambios de impedancia son producidos por la alineación de eritrocitos como una función de la velocidad de el flujo de sangre a el fin de la diástole. La sangre aórtica es casi estacionaria, y los eritrocitos individuales no presentan ninguna orientación en el plasma.

A frecuencias de corriente por debajo de los 100khz los eritrocitos no son conductores y la conductividad de la sangre se atribuye principalmente a el plasma. La sangre con un hematocrito bajo es mejor conductor que la sangre con un hematocrito alto, debido a que el flujo de corriente es paralelo a el eje principal de la aorta descendente, la sangre que fluye aparece como mejor conductor que la sangre estática. El paso de la corriente se ve mermada por los eritrocitos no orientados, pero cuando la sangre estacionaria comienza a fluir, las fuerzas cinéticas intentan alinear cada eritrocito para producir la mínima resistencia al movimiento dentro de el plasma.

Colocándose así el paralelo con respecto a el eje principal de la aorta A bajas velocidades de el flujo sanguíneo, los eritrocitos cuyos planos tienen un ángulo de desviación menor con respecto a el vector de velocidad. Se alinearán primero y secundariamente aquellos cuyo plano sea perpendicular a el vector principal y solo a altas velocidades de flujo. Es así como a medida que aumenta la velocidad de la sangre, incrementa el porcentaje de eritrocitos alineados.

El corazón por si solo no contribuye a la señal de Zo por dos razones. La primera debido a que el volumen físico de el corazón es menos de el 10% de el volumen tisular intratorácico y su conductividad se opaca por la aorta torácica y la vena cava.. ya que por ellas pasa la conductividad casi total de el tórax.

La segunda razón es que el corazón desarrolla una actividad pulsátil y así es como durante la fase de eyección, la conductividad del corazón se disminuye, ya que está expulsando el tejido conductor de ambas cámaras y vasculatura.

A medida que aumenta la presión aórtica. esta se extiende y el tórax se vuelve mayor conductor. en aumento de el flujo sanguíneo la sangre aórtica se vuelve más conductora.



## MATERIAL, METODO Y PACIENTES.

Para la elaboración de este estudio se tomó una muestra de 32 pacientes pediátricos en forma aleatoria abierta, programada para cirugía electiva del Hospital de Pediatría del Centro Médico Nacional Siglo XXI del IMSS. Previa autorización del Comité Ético y de Investigación de la unidad así como la aprobación de los padres de los pacientes y de acuerdo a los objetivos de el estudio se incluyeron niños con estado físico I-II-III-IV según la ASA, de todas las edades pediátricas por los siguientes rangos: de recién nacidos a un año, de dos a cinco años, de seis a diez años, y de once a quince años, no hubo distinción en relación a sexo con referencia a peso corporal, se eliminaron aquellos niños con incremento o déficit de el 10%, además con procesos de descompensación hemodinámicas, cardiovasculares, respiratorias, renal hepáticas o metabólicas, con ingesta de fármacos que alteran la función cardiovascular. Se excluyeron del estudio aquellos pacientes con cambios volumétricos agudos y severos. Ninguno recibió medicación preanestésica. Al llegar a quirófano se le colocó a cada paciente, monitoreo básico para la medición de la frecuencia cardíaca a través de un estetoscopio precordial y electrodos para electrocardiografía por un monitor Artema, en el dedo pulgar se instaló un sensor del tipo "caiman o pinza" para la determinación de oximetría transcutánea, así como un teletermómetro periférico para el control de la temperatura. Se colocó un brazalete de acuerdo a las diferentes edades, manipulado a través de el mismo monitor para la medición de la presión arterial sistémica, sistólica y diastólica, media con registro de cada cinco minutos.

Para la medición de las variables de la Bioimpedancia Eléctrica Transtóraca se le colocaron a los pacientes dos juegos de cuatro electrodos de los cuales, dos electrodos localizados en la parte superior de el cuello y alineados a la línea media axilar, cuya función es la de proporcionar una corriente eléctrica conocida, otro par de electrodos se colocan a nivel del apéndice xifoides, también alineados a la línea media axilar para recorrer dicha corriente eléctrica.

El otro grupo de cuatro electrodos se colocò de igual manera en forma contralateral con una separaciòn de 5 cm. con respecto a los anteriores y estos su funciòn es la de actuar como sensores de voltaje. Dichos electrodos se comunicaron al monitor-computadora para Bioimpedancia Elèctrica Transtòrica modelo NCCOM3 R7 S/S 7004 Bo Med Instrument, para la mediciòn de el gasto cardiaco con tècnica no invasiva. Posterior a la toma de todos los paràmetros en estudio se procediò a la administraciòn de la anestesia general con una tecnica exclusiva para no provocar sesgo por influencia de otras drogas. La inducciòn fue con atropina a 0.01 mg/ kg bromuro de vecuronio a 0.1 mg x kg citrato de fentanil a 0.003 a 0.005 mg x kg, propofol a 2,0 mg x kg todos por via endovenosa, en este momento se realizo la segunda toma de signos vitales.

Ya intubado el paciente se le canalizò una arteria a nivel de muñeca para la toma de sangre arterial, anàlisis de gases sanguineos arteriales y registrò de presiòn arterial media. El mantenimiento anestèsico se realizò con isoflurano a dosis respuesta de 1 a 1.5%, O<sub>2</sub> a 3.5 l/min en circuito anestèsico tipo mapleson D (bain) con ventilaciòn controlada.

Las variables en estudio se estuvieron registrando cada cinco minutos, a las medidas directas se les calculò la media aritmètica del índice cardiaco (IC) índice de resistencias vasculares sistèmicas (IRVS) contenido de líquidos toràcicos (CLT) índice de consumo de oxígeno Ivo<sub>2</sub> e índice de disponibilidad de oxígeno (Do<sub>2</sub>) y el porcentaje de extracciòn de oxígeno (%Ext de O<sub>2</sub>) cuando se tuvo que comparar diferencias por tiempos de estudios o por edades se sometieron a pruebas comparativas de tipo t de student con una significancia estadística menor de 0.05.

El estudio se diò por terminado al pasar a el paciente a la sala de recuperaciòn.

## RESULTADOS.

Se estudiaron 32 pacientes 40% al sexo femenino y 60% masculino con una edad promedio de 4.2 años Ver cuadro-esquema. 1

13 pacientes calificados con ASA IV, 10 pacientes con ASA III, 8 pacientes con Asa II y 2 con ASA I.

Se obtuvieron diferentes parámetros hemodinámicos y resultados aún no descritos en la literatura pediátrica. Los datos obtenidos de cada paciente en forma individual se registraron en forma continua. Los rangos obtenidos correlacionaron con los datos ya conocidos en la bibliografía médica. Los valores obtenidos por la aplicación de la constante denominada "L" fueron paralelos a valores ya determinados.

Al realizar la media estandar, observamos que los resultados fueron muy significativos por la relación estrecha a valores hemodinámicos ya conocidos. Todos los anestesiólogos y el equipo quirúrgico mostraron satisfacción al conocer este método de apoyo a la monitorización rutinaria.

UNIVERSO DE TRABAJO.  
CUADRO I

---

EDAD	N-12	0--5 años = $\bar{X}$ = 1.8 años	<3/12	>4 años.
	N-6	6-10 años= $\bar{X}$ = 7 años	< 5	>10 "
n= 32	N-14	11-17años= $\bar{X}$ = 15 años	<12	>17 "
PESO	n=12	0--5 años = $\bar{X}$ = 11.66Kg	<6.2	>15
	n= 6	6-10 años= $\bar{X}$ = 27.83kg	<14	>38.
N=32	n= 14	11-17años= $\bar{X}$ = 38.85kg	<18	>84
SEXO	n=12	0-5 años=	F=2	
			M=10	
	n= 6	6-10años=	F=2	
n=32			M=4	
	n=14	11-17años=	F=8	
			M=9	
ASA	n=32	0-5	6-10	11-17--
	I	1	0	0
	II	5	2	1
	III	3	2	6
	IV	3	2	7

---

**CUADRO II**  
**TIEMPOS QUIRURGICOS Y ANESTESICOS**

---

<b>Tiempo Quirùrgico ( minutos)</b>	<b>mìnimo: 30 màximo: 330</b>	<b>promedio: 80.31 min</b>
---	-----------------------------------	----------------------------

<b>Tiempo anestèsico ( minutos)</b>	<b>mìnimo:45 màximo:375</b>	<b>promedio:158.00min</b>
---	---------------------------------	---------------------------

---

n= 32.

**CUADRO III**  
**DISTRIBUCION DE EDADES POR RANGOS.**

---

HASTA 5 años	12.
--------------	-----

de 6 a 10 años.	6
-----------------	---

de 11 a 17 años.	15
------------------	----

---

n= 32.

**CUADRO IV.  
DISTRIBUCION DE PACIENTES POR PESO CORPORAL**

---

4 A 10 KG	6
11 a 10 KG	8
21 a 30 KG	5
> 30 KG	13

---

n=32

**CUADRO V**  
**VALORES DE HEMOGLOBINA Y HEMATOCRITO**

---

Paràmetro	Màxima	Mínima	Promedio
Hemoglobina	16.0	8.4	13.4
Hematocrito	45.0	33.0	40.1

n=32

---



**PARAMETROS HEMODINAMICOS DE LOS PACIENTES  
BAJO BIOIMPEDANCIA ELECTRICA TRANSTORACICA.  
ESQUEMA 1.**

---

Paràmetro	Basal	Inductivo	Transanestèsico	Postanestèsico
FC lat/min	104 98=87	107 84=108	94 90=82	104 72= 80
TAM mmhg	99 42=72	84 42=61	110 58=117	120 67=125
IC lat/min/m2	1.5 3.1=2.6	1.7 3.8=3.1	1.8 3.6=2.7	2.0 3.7=2.9
IDFml/m2	47 80=47	30 74=57	53 56=36	52 79=35
IRVS D/seg/cm5	2080 2120=1670	1950 1970=1870	2750 2210=2040	2560 3180=2120
FE %	56 64=63	64 68=56	64 65=55	69 65=68

---

N=32.

## INDICE CARDIACO

< 10 KG. Basal Inductivo Transanestésico Postanestésico.  
paciente

1-10	4.1	2.8	4.0	3.6
2-10	3.3	3.3	3.6	2.9
4-8	2.4	2.7	2.1	3.0
9-7	7.0	4.8	6.3	5.3
23-6.2	3.2	3.1	2.5	2.9
23-7	1.8	2.0	1.3	1.9

---

21.8	19.0	19.8	19.6
------	------	------	------

---

3.6	3.2	3.3	3.2
-----	-----	-----	-----

---

n=6

## INDICE CARDIACO

11-20 Pte.	Kilogramos Basal	Inductivo	T/anestèsico	P/anestèsico
3-12	3.3	3.3	2.3	3.2
5-15	1.5	1.8	2.0	3.1
6-15	3.3	3.4	5.2	4.1
12-14	3.6	3.0	2.2	3.3
16-12	3.0	3.0	2.7	2.9
20-14	3.2	3.1	2.5	2.9
30-14	2.7	2.7	2.3	4.7
29-18	1.3	1.3	1.0	1.0
	21.9	21.6	20.2	25.0
	2.7	2.7	2.2	3.1

N= 8

## INDICE CARDIACO

21-30 Kilogramos.

Pte. Basal Inductivo Preanestèsico P/anestèsico.

13-22	2.7	3.0	3.0	3.2
14-22	5.3	4.2	3.4	5.0
15-26	2.6	3.1	2.9	2.7
24-25	3.4	2.7	1.9	1.5
28-30	2.9	3.2	2.8	2.4
	16.9	15.2	14.0	14.8
	3.38	3.04	2.8	2.96

N= 5

## INDICE CARDIACO.

> 30 KILOGRAMOS

<u>Pte</u>	<u>Basal</u>	<u>Inductivo</u>	<u>Transanestèsico</u>	<u>P/anestèsico.</u>
11-45	4.6	3.4	2.1	2.9
25-38	4.1	3.9	3.3	4.2
7-40	2.3	1.4	1.3	1.0
8-38	4.1	3.9	3.8	2.7
17-84	2.0	2.9	2.6	3.0
18-42	2.2	2.0	2.3	2.6
19-58	7.0	4.8	6.3	5.3
21-64	3.2	3.1	2.5	2.9
22-68	2.5	2.4	2.2	1.9
26-38	2.1	2.4	2.5	2.6
31-34	4.9	3.8	4.0	3.6
32-36	2.7	2.7	2.3	4.7
10-37	3.0	3.2	2.6	3.2
$\bar{X}$	42.5	39.1	38.4	40.8

---

S +- 3.2 +- 3.0	+ - 2.9	+ - 3.
-----------------	---------	--------

N= 13

## DISCUSION.

Nuestros resultados muestran que el procedimiento de monitorización a base de Bioimpedancia Eléctrica Transtòracica puede ser utilizada exitosamente en la población pediàtrica de nuestro hospital. Es requisito aplicar la constante denominada "L" para la mejor obtención de resultados. Aunque nuestros paciente fueron de un estado hemodinàmicamente estable hasta un nivel de paciente crítico y requirieron algunos de soporte ventilatorio postanestèsico y uso de agentes inotròpicos por mäs de 24 hs, los datos obtenidos por BET fueron satisfactorios. El método Estandar de Oro como se ha denominado al metodo de medición de gasto Cardíaco por termodilución ha resultado como favorable en la comparación de resultados por BET.

Estamos concientes que la aplicación de una constante denominada como "L", nos permitirá una mejor colocación de los electrodos y esto como consecuencia logica nos reportara resultados de mayor precisión.

En todos los registros obtenidos podemos afirmar que la piedra angular de nuestro estudio se basa en el cálculo preciso de el volumèn toràcico o sea del tejido electricamente participante. La combinación de el volumen toràcico y de el cambio de impedancia sobre el componente vascular nos conducen a un cálculo muy aproximado de el volumèn sistòlico o sea  $VS=L_3/4.2 \times T_{LVE} \times (dZ/dT)/Z$ .

Las diversas recomendaciones de el uso de la constante de "L" fue explicada posterior a los lineamientos generales de el fabricante el cual especifica que el uso de el volumèn toràcico se semejaba a el 17% de la longitud toràcica en el paciente adulto requerimientos que se limitaban a el paciente adulto de mäs de 40kg  $\llcorner$ 20% de su peso coroporal y de 1.40mt. Mas sin embargo los requerimientos de una tècnica no invasiva en un paciente ya de por si angustiado y estresado han conducido a el desarrollo de esta tècnica por demäs benèfica para la población pediàtrica. A partir de el desarrollo de esta nueva tècnica de monitoreo la cual se ha denominado BET, se a logrado a través de diversos ensayos clinicos datos que no se presentaban en la literatura bibliografica sobre Anestesiologia Pediàtrica

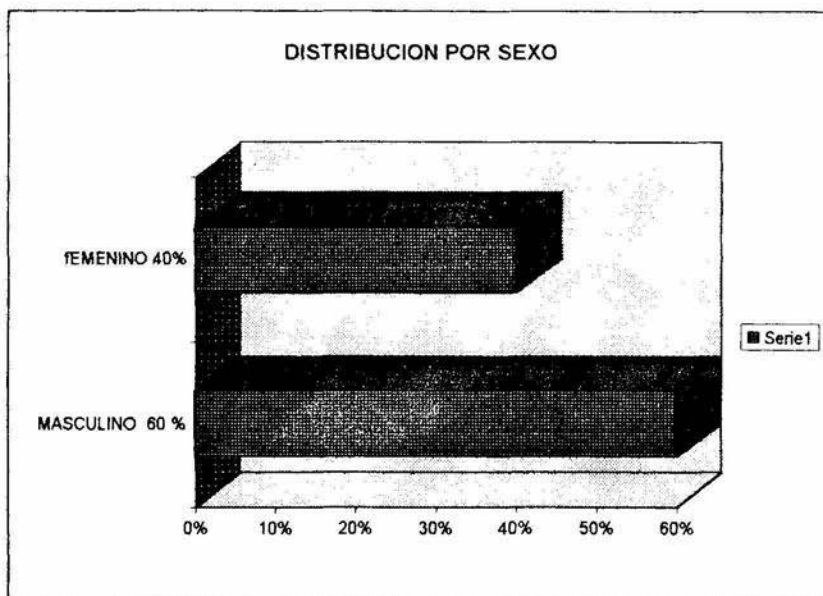
## CONCLUSIONES.

1.- La Bioimpedancia Elèctrica Trantoràtica es una forma no invasiva de la mediçòn de el gasto cardiaco y moduladores hemodinàmcos con una presiçòn comparada a la termodiluçòn.

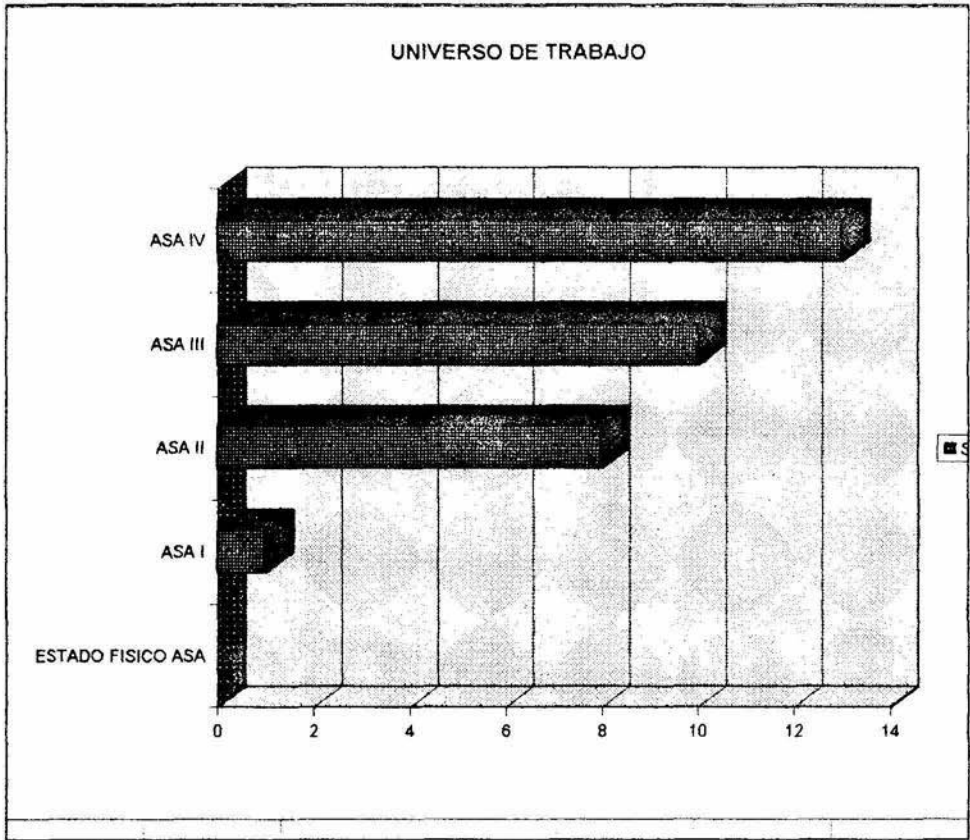
2.- El Patròn Hemodinàmico observado en este tipo de pacientes fue a su inicio de normodinamia y a su egreso de ligera a moderada hiperdinamia. El Contenido de líquidos toràcicos aumento despues de la cirùgia y se mantuvo elevado hasta su egreso.

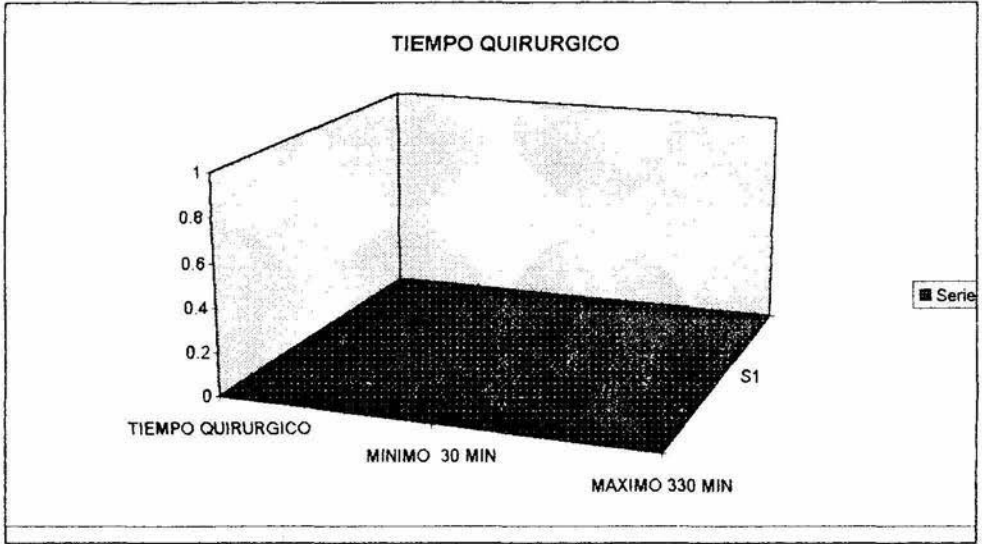
3.- el IV02 aumento en el Postoperatorio y se mantuvo independiente del ID02.

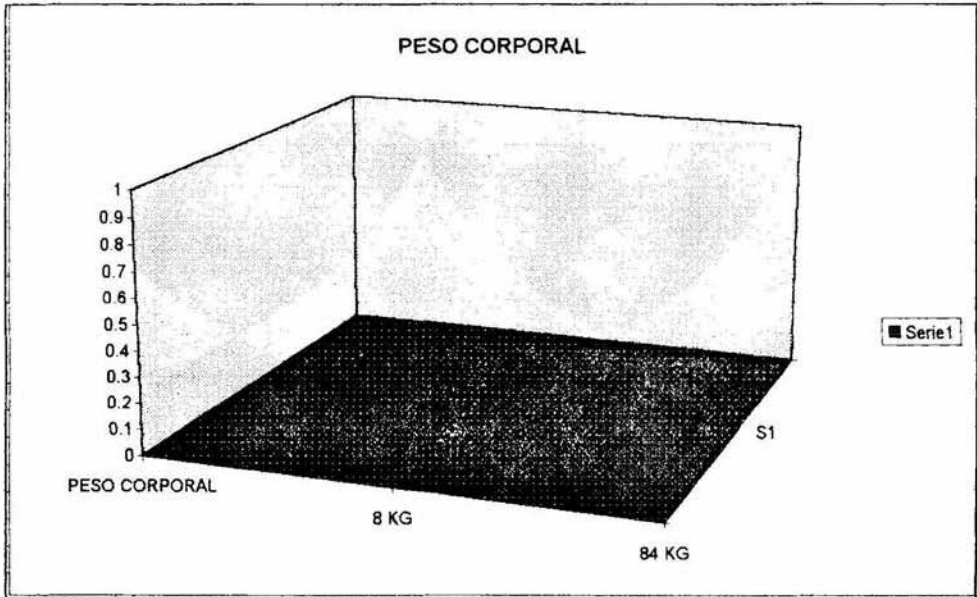
4.- El estudio clínico por BET guardo relaciòn estrecha correlaciòn con lei comportamiento clínico del paciente y demostro ser util en nuestra poblaciòn pediàtrica.

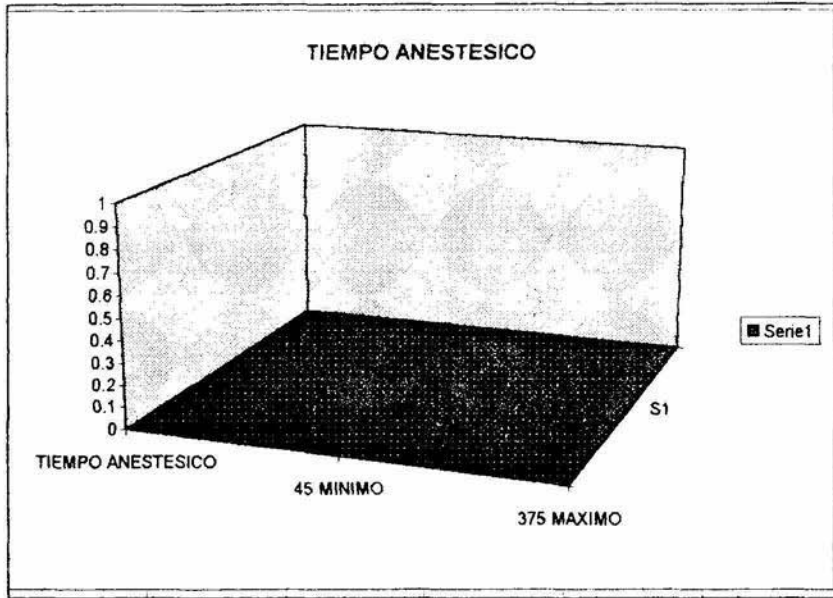












## BIBLIOGRAFIA

### Bioimpedancia Elèctrica Transtoràcica.

- 1.- Belik J., Pelech A. MD. Thoracic Electric Bioimpedance Measurement of cardiac Output in the Newborn Infant. *Journal of Pediatrics*, 1988;113: 890-895.
- 2.- Introna R. MD Pruet J. Crumrine R MD Cuadrado A. MD Use of Transthoracic Bioimpedance to Determine Cardiac Output in Pediatric Patients, *Critical Care Medicine*, 1988; 16:1101-1105.
- 3.- Mickell J., Trending of Impedance-Monitored Cardiac Variables: Method and Statistical Power Analysis of 100 Control Studies In a Pediatric Intensive Care Unit. *Critical Care Medicine*, 1990; 18:645-650.
- 4.- McKinley D., MD.. A Comparison of Thoracic Bioimpedance to Thermodilution Cardiac Output in Critically in Children. *Critical Care Medicine* 1987;15:358.
- 5.- Spinale F., Hills S Appel A MD Comparison of Bioimpedance and Thermodilution Methods for Determinig Cardiac Output: Experimental and Clinical Studies. *Annals of Thoracic Surgery*, April 1988;45:421-425.
- 6.- Bernstein D., MD. Continuous Noninvasive Real Time Monitoring of Stroke Volume and Cardiac Output by Thoracic Electrical Bioimpedance, *Critical Care Medicine*, 1986;14:898-901.
- 7.- Saladin V., Modiiè R Norris N Comparison of Cardiac Output Estimation By Thoracic Electrical Bioimpedance, Thermodilution, and Fick Methods. *Critical Care Medicine* 1988;16:1157-1158.
- 8.- Spiess B., MD.. Bioimpedance Hemodynamics Compared to Pulmonary Artery Catheter Monitoring During Liver Transplantation. *American Society Anesthesiology* 1989.
- 9.- Sullivan P., . Comparison of Bioimpedance and Thermodiluti Masurements of Cardiac Output During Aortic Surgery. *Canadian Anesthesia* 1990.
- 10.- Castor G., et al. Determination of Cardiac Output During Positive End-Expiratory Pressure - Noninvasive Electrical Bioimpedance Compared with Standard Thermodilution. *Critical Care Medicine* 1990;18:544-546.

- 11.- Shoemaker W., ChAarles J Michael B Paul L Appel I et al. Prospective Trial of Supranormal Values of Survivors as Therapeutic Goals in High-Risk. Surgical Patients. Chest 1988;94:1176-1186.
- 12.- Capan L., Geral R Measurement of Ejection Fraction by Bioimpedance. Critical Care Medicine April 1987;15-364.
- 13.- Castor G, Doyle L Leve R MD Monitoring of Oxygen Transport By Impedance Cardiography. Critical Care Medicine 12-15 March, 1993.
- 14.- Clark S., Levvet J MD A Comparison of Cardiac Index in Normal Term Pregnancy Using Thoracic Electrical Bio-Impedance and Oxygen Extraction (Fick) Techniques, Obstetrics & Gynecology, May 1994, Vol.83 No.5 Part.1:669-672.
- 15.- Rowland T. Hills J Cross A MD. Thoracic Bioimpedance Measurement of Cardiac Response to Maximal Cycle Excise. Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation 1989;9: 311-315.
- 16.- Wong D., MD.I. Noninvasive Cardiac Output: Two Measurement Methods Compared with Thermodilution and the Importance of Measured Heart Rate and Ejection Time. Anesth Analg 1988; 67:SI-S266.
- 17.- Berenstein D., MD. New Stroke Volume Equation for Thoracic Electrical Bioimpedance: Theory and Rationale. Citical Care Medicine, 1986;15:904-909.
- 18.- Hanna L., MD. Non-Invasive Ejection Fraction Monitoring: A Comparison of The Impedance Method To The Radionuclide Cardiography. Anesthesiology 1988;69:A308.
- 19.- Huang K., MD. Stroke Volume Measurement By Electrical Bioimpedance and Echocardiography in Healthy Volunteers. Critical Care Medicine 1990; Vol.18, No.11:1274-1278.
- 20.- Guilleminault C., MD. Obstructive Sleep Apnea and Cardiac Index. Chest 1986 89:331-334.
- 21.- Conti C. Hill a Robert P Cardiac Catheterization Laboratories: Should Every Hospital Gave One? Clin. Cardiol. 1991;14:447-448.
- 22.- Spinale FG, Lumb P. Relationship of Bioimpedance to Termodilution and Echo- cardiographic Measurements of Cardiac Function. Crit. Care Med 1990,18:414 418.

23.- Clarke A. RaffinP MD. Thoracic Electrical Bioimpedance Measurement of Cardiac Out put Not Ready for prime Time. Crit. Care Med. August 1993 Vol.2 No. 18, 1139-1142.