

## Medición de valores hemodinámicos en embarazo normoevolutivo y puerperio inmediato por bioimpedancia torácica

**Dr. José Meneses Calderón,\* Acad. Dr. Manuel Díaz de León Ponce,\* Dr. Armando Alberto Moreno Santillán,\* Dr. Jorge Iván González Díaz,\* Dra. Michelle Adriana Amezola Ceballos,\* Dra. Elisa Paola Jiménez Arroyo,\* Dra. Gabriela García Cuevas,\* Dr. Ángel Salinas Arnault,\* Acad. Dr. Jesús Carlos Briones Garduño\***

### RESUMEN

**Objetivo:** Describir los cambios hemodinámicos maternos que ocurren durante el embarazo normal de término y en el puerperio.

**Metodología:** Con un diseño cuasiexperimental se evaluó una serie de 34 casos en el Hospital Materno Infantil «Josefa Ortiz de Domínguez» de Toluca, donde se midieron 17 variables hemodinámicas por BIT en pacientes con embarazo normoevolutivo. La primera medición se realizó al inicio del trabajo de parto (grupo A) y la segunda en el puerperio inmediato (grupo B). Posteriormente se realizó el análisis estadístico de las variables, utilizando medidas de tendencia central y dispersión, expresándolos mediante media, desviación estándar e inferencia estadística, utilizando t de Student.

**Resultados:** Al comparar las mediciones obtenidas en el grupo A con las del grupo B encontramos diferencias significativas en la presión diastólica y sistólica, así como también en el trabajo del ventrículo izquierdo.

**Discusión:** Estos resultados pueden ser el punto de partida para estudiar con esta técnica a las pacientes críticamente comprometidas, como el grupo de preeclampsia-eclampsia.

**Conclusiones:** La BIT es una alternativa factible, no invasiva y en tiempo real para la vigilancia hemodinámica de la mujer gestante, con particular interés en la función ventricular y en la presión arterial.

**Palabras clave:** Hemodinámica, bioimpedancia, embarazo y postparto.

### SUMMARY

**Objective:** To describe the maternal hemodynamic changes during the normal end-pregnancy and postpartum.

**Methods:** With a quasi-experimental design we studied 34 pregnant patients in the Hospital Materno Infantil «Josefa Ortiz de Domínguez» in Toluca City. Serial hemodynamic investigations were performed throughout normal pregnancy by thoracic bioimpedance monitoring in 34 healthy women. We performed two repeated measurements, the first in the beginning of labor and the second in the immediate postpartum. The results were expressed in mean and standard error; all data were analyzed using the t-Student.

**Results:** In the comparison of the variables between the two groups, we found significantly differences in the systolic and diastolic blood pressure, and in the left ventricular work.

**Discussion:** These results can be the beginning point to study the critically ill patients, as those with preeclampsia.

**Conclusions:** The thoracic bioimpedance is a good alternative in the hemodynamic vigilance of the pregnant patients, particularly in the observation of ventricular function and arterial tension.

**Key words:** Hemodynamic, bioimpedance, pregnancy and postpartum.

\* Unidad de Investigación en Medicina Crítica Hospital Materno Infantil ISEM «Josefa Ortiz de Domínguez».

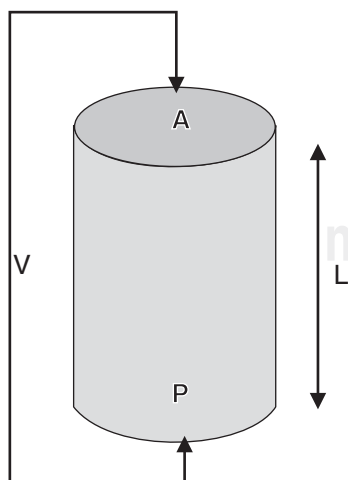
### INTRODUCCIÓN

Durante el curso del embarazo es necesario que el sistema cardiovascular materno realice una serie de adaptaciones que permitan evitar alteraciones como la hipertensión arterial y restricción del crecimiento fetal. Para conocer la naturaleza y el curso en el tiempo de los cambios hemodinámicos en el embarazo de término y en el puerperio inmediato, es necesario realizar mediciones hemodinámicas serias, confiables y no invasivas, para lo cual se puede emplear la bioimpedancia torácica (BIT).<sup>1,2</sup>

La impedancia se define como la resistencia a un flujo de corriente eléctrica alterna a través de un segmento. La bioimpedancia es dependiente de un tejido conductor, el cual está formado por el volumen intravascular compuesto por los líquidos y electrolitos contenidos en la sangre.<sup>3-5</sup>

La bioimpedancia torácica fue implementada en 1940 por Nyboer, quien utilizó la resistencia de la sangre y la longitud del tórax para medir y establecer una relación respecto a los cambios de impedancia. Posteriormente, en los sesenta, Kubicek desarrolló para la NASA el primer método para medir la BIT en astronautas durante el vuelo espacial. Con el avance de la tecnología en hardware y software en la última década se desarrolló la BIT de última generación, que se caracteriza por procesamiento de señal digital y la incorporación de ecuaciones modificadas para el análisis de las variables.<sup>1-5</sup>

Los inicios del estudio de la técnica de bioimpedancia comenzaron a partir de la consideración del cuerpo humano como un único cilindro homogéneo (figura 1).<sup>5-8</sup>



**Figura 1.** Circulación de corriente a través de un cilindro.

Consideremos un cilindro de longitud L y sección transversal A, al que se le aplica una diferencia de potencial V entre sus extremos y por el cual pasa una intensidad de corriente I. La impedancia ofrecida por el cilindro al paso de esta corriente se puede escribir como:

$$Z = \frac{\rho L}{A}$$

Donde  $\rho$  representa la resistividad del cilindro, propia de la naturaleza del material. Si multiplicamos y dividimos por L tendríamos:

$$Z = \frac{\rho L}{A} \times \frac{L}{L}$$

O lo que es lo mismo:

$$Z = \frac{\rho L^2}{V}$$

De donde se concluye que:

$$V \propto \frac{L^2}{Z}$$

De la ecuación anterior se extrae, por tanto, la posibilidad de conocer el volumen del cilindro a partir de la impedancia del mismo.

La impedancia eléctrica se encuentra formada por dos componentes muy destacados dentro del análisis mediante bioimpedancia eléctrica: resistencia (R) y reactancia (Xc), relacionados ambos entre sí por el ángulo de fase. La resistencia determina la respuesta de los materiales biológicos al paso de una corriente eléctrica a través de las soluciones electrolíticas intra y extracelular. Por otro lado, la reactancia determina las propiedades dieléctricas de los tejidos o bien la acumulación temporal de cargas sobre las membranas celulares o sobre otras interfaces sumergidas en la solución electrolítica (comportamientos capacitivos).<sup>4-9</sup>

La relación existente entre ellos viene dada por la siguiente ecuación:

$$Z = \sqrt{R^2 + Xc^2}$$

En ocasiones, dadas las propiedades de los tejidos biológicos y dada la magnitud de las variables anteriores se suele escribir  $Z \approx R$

Teniendo en cuenta la ecuación:

$$V_{\alpha} = \frac{L^2}{Z}$$

Para el cuerpo humano se puede escribir en términos muy generales que:

$$\text{Contenido de agua total } \alpha = \frac{\text{Altura}^2}{\text{Impedancia}}$$

Esta ecuación ha sido estudiada y analizada por diversos investigadores, que han intentado ajustarla con ayuda de otros parámetros, tales como la edad, sexo, etc.<sup>5</sup>

El monitoreo por bioimpedancia torácica (BIT) se mide mediante cuatro dispositivos bimodales, dos localizados en cada cara del cuello y dos en la cara lateral e inferior del tórax (*figura 2*). Cada dispositivo cuenta con un transmisor y un receptor. El transmisor emite una corriente eléctrica alterna de alta frecuencia (60 kHz) y de baja amplitud (4 mA), lo que elimina la posibilidad de interferencia con la actividad bioeléctrica del corazón y del cerebro. La señal eléctrica emitida atraviesa los tejidos (músculo, hueso, tejido adiposo y sangre) con diferentes propiedades eléctricas. Ante éstos, la sangre es la que posee la mayor conductividad eléctrica, por lo que la corriente eléctrica pasa primordialmente por la aorta, para posteriormente regresar al receptor del dispositivo. Esta información inmediatamente después es transmitida a la computadora, que finalmente procesa y muestra la información en el monitor o traducido en patrones numéricos.<sup>4-9</sup>

La BIT mide los cambios en la conductividad de cada latido cardiaco, lo que provee mediciones con-

tinuas y en tiempo real de diversos parámetros hemodinámicos (*cuadro 1*).<sup>5</sup>

Los valores de la BIT son directamente proporcionales al contenido de fluido torácico, sin embargo no se puede identificar la conductancia individual de los diferentes compartimentos (intravascular, intra-alveolar e intersticial).<sup>6</sup>

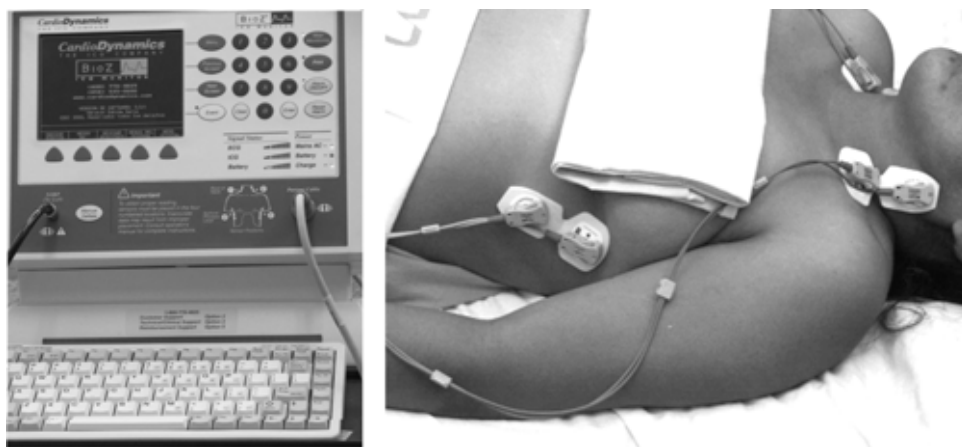
## OBJETIVO

Describir los cambios hemodinámicos maternos que ocurren durante el embarazo normal de término y en el puerperio inmediato.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Con un diseño cuasiexperimental se evaluó una serie de 34 casos en el Hospital Materno Infantil «Josefa Ortiz de Domínguez» del Instituto de Salud del Estado de México, en la Ciudad de Toluca en donde, bajo consentimiento informado y previa historia clínica se procedió a practicar la medición de 17 variables hemodinámicas en pacientes con embarazo normoevolutivo y sin patología previa o concomitante.

Antes de realizar las mediciones se registró el peso y la talla de las pacientes; posteriormente, para iniciar la monitorización, se utilizó un equipo de *CardioDynamics Bioz ICG monitor* para realizar dos mediciones con bioimpedancia torácica (BIT) a cada paciente; la primera medición fue al inicio del trabajo de parto (grupo A) y la segunda en el puerperio inmediato (grupo B). La técnica de medición consistió en colocar a la paciente en decúbito dorsal durante 5 minutos para su estabilización hemodinámica, posteriormente se limpiaron las zonas de



**Figura 2.** Monitor y dispositivos bimodales empleados en la BIT.

Cuadro I. Variables hemodinámicas medidas por BIT.

Parámetro	Abreviatura	Descripción	Valor de normalidad
Frecuencia cardíaca	FC	Latidos cardíacos por minuto	58–86 latidos min <sup>-1</sup>
Presión arterial sistólica	SBP	Presión arterial al inicio de la sístole	100–140 mmHg
Presión arterial diastólica	DBP	Presión arterial mínima al final de la sístole	60–90 mmHg
Presión arterial media	PAM	Medida del promedio de presión de perfusión arterial, que determina el flujo sanguíneo a los tejidos	84–100 mmHg
Índice cardíaco	IC	Valor del gasto cardíaco indizado respecto al área de superficie corporal	2.5–4.71 min <sup>-1</sup> m <sup>2</sup>
Gasto cardíaco	GC	Volumen total de sangre bombeada por el corazón en un minuto	4.5–8.5 L/min
Índice sistólico	IS	Volumen sistólico indizado respecto al área de superficie corporal	35–65 mLm <sup>-2</sup>
Volumen sistólico	VS	Volumen de sangre que el corazón suministra a la vasculatura en un latido	52–97 mL
Índice de resistencia vascular sistémica	IRVS	Es la resistencia vascular sistémica indizada respecto al área de superficie corporal	1,337–2,843 dinas cm <sup>-5</sup> m <sup>2</sup>
Resistencia vascular sistémica	RVS	Resistencia de la vasculatura sistémica percibida por el ventrículo izquierdo	742–1,378 dinas cm <sup>-5</sup>
Índice de aceleración	IA	Índice de aceleración máxima del flujo sanguíneo aórtico	Hombres: 70–150 100 <sup>-1s-2</sup> Mujeres: 90–170 100 <sup>-1s-2</sup>
Contenido de flujo torácico	CFT	Es el volumen total del tórax compuesto por el fluido intra y extravascular	Hombres: 30–50 100 <sup>-1</sup> kohm <sup>-1</sup> Mujeres: 90–170 100 <sup>-1</sup> kohm <sup>-1</sup>
Índice de trabajo cardíaco izquierdo	ITCI	Valor del trabajo cardíaco izquierdo indizado respecto al área de superficie corporal	3–5.5 kg m m <sup>-2</sup>
Trabajo cardíaco izquierdo	TCI	Medida del trabajo que el ventrículo izquierdo debe realizar para bombear la sangre. Es proporcional al consumo de oxígeno en el miocardio	5.4–10 kg m
Cociente de tiempo sistólico	CTS	Es inversamente proporcional a la función ventricular izquierda, se calcula como el periodo de pre-eyección dividida entre el tiempo de eyección ventricular izquierda	0.3–0.5
Periodo de preeyección	PPE	Periodo de contracción ventricular isovolumétrica	
Tiempo de eyección del ventrículo izquierdo	TEVI	Tiempo transcurrido entre la apertura y el cierre de la válvula aórtica	

aplicación de los cuatro dispositivos bimodales, dos de los cuales se colocaron en cada cara del cuello a tres centímetros sobre el borde inferior del pulpejo de la oreja, y dos en cada cara lateral e inferior del tórax sobre la línea media axilar entre la onceava y doceava costilla. Los dispositivos se colocaron verticalmente sobre la piel a 180° uno de otro (*figura 2*). Posteriormente se conectó el cable del equipo Bioz a los sensores en el paciente y se inició la medición, obteniendo los resultados de los registros en forma impresa. Al mismo tiempo en que se realizó la monitorización, el equipo de *CardioDynamics Bioz ICG monitor* también registró la presión arterial. Finalmente se realizó el análisis estadístico utilizando medidas de tendencia central y dispersión, expresándolos mediante media, desviación estándar e inferencia estadística, utilizando t de Student; se aceptaron valores de p menores a 0.05.

## RESULTADOS

Las variables hemodinámicas registradas en las 34 pacientes durante el inicio del trabajo de parto (grupo A) y durante el puerperio inmediato (grupo B) se presentan en términos de media y desviación estándar (*cuadros II y III*). Al comparar las mediciones durante el inicio de trabajo de parto con las del puerperio inmediato encontramos diferencias significativas en la presión diastólica y sistólica, así como también en el trabajo del ventrículo izquierdo. Las diferencias entre ambos grupos utilizando la t de Student se expresan en el *cuadro IV*.

## DISCUSIÓN

Estos resultados pueden ser el punto de partida para estudiar los cambios hemodinámicos de la mujer

**Cuadro II. Variables hemodinámicas en el grupo A.**

FC	SBP	DBP	PAM	IC	GC	IS	VS	IRVS	RVS	IA	CFT	ITCI	TCI	CTS	PPE	TEVI
x80.3 ± 15.1	x117.5 ± 10.6	x72.05 ± 9.6	x87.9 ± 10.1	x5.57 ± 17.9	x3.8 ± 0.92	x32.11 ± 9.73	x119.1 ± 408.3	x2893.7 ± 1.509.01	x1,865.5 ± 903.43	x96.1 ± 35.16	x42.7 ± 13.58	x2.76 ± 0.76	x4.35 ± 1.21	x0.4 ± 0.09	x108.6 ± 15.6	x271.7 ± 30.65

**Cuadro III. Variables hemodinámicas en el grupo B.**

FC	SBP	DBP	PAM	IC	GC	IS	VS	IRVS	RVS	IA	CFT	ITCI	TCI	CTS	PPE	TEVI
x83.2 ± 14.24	x109.6 ± 13.07	x61.4 ± 11.16	x77.5 ± 11.71	x3.73 ± 5.20	x4.46 ± 0.81	x35.08 ± 6.94	x55.1 ± 13.46	x2,050.8 ± 467.93	x1,312 ± 318.50	x111.7 ± 33.87	x45.7 ± 9.77	x2.78 ± 0.60	x4.43 ± 1.08	x0.56 ± 1.01	x106.08 ± 13.93	x276.2 ± 34.18

**Cuadro IV. Valores de p.**

FC	SBP	DBP	PAM	IC	GC	IS	VS	IRVS	RVS	IA	CFT	ITCI	TCI	CTS	PPE	TEVI
NS	< 0.05	< 0.05	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	< 0.01	< 0.001	NS	NS

gestante en estados patológicos como preeclampsia-eclampsia, que representan 36% de la mortalidad materna y que se caracterizan fisiopatológicamente por cambios en la microcirculación, disminución del volumen intravascular y diferentes patrones de respuesta cardiovascular susceptibles de cuantificarse para apoyar una terapéutica específica, ya que en la actualidad no es práctica la utilización de métodos invasivos como el catéter en la arteria pulmonar, dado el riesgo que éste implica, por lo que proponemos la vigilancia hemodinámica mediante la BIT en estas pacientes críticas.<sup>10,11</sup>

### CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos de las mediciones hemodinámicas con pacientes embarazadas normoevolutivas coinciden con lo reportado por otros autores, por lo que confirmamos que la BIT es un método no invasivo que puede ser una alternativa factible en la vigilancia hemodinámica de la mujer gestante, con particular interés en la función ventricular y en la presión arterial.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Van De Water JM, Miller TW, Vogel RL, Mount BE, Dalton ML. Impedance Cardiography: The Next Vital Sign Technology? *Chest* 2003;123:2028-2033.
2. Rosso P, Donoso E, Braun S, Espinoza R, Fernandez C, Salas SP. Maternal hemodynamic adjustments in idiopathic fetal growth retardation. *Gyneco Obstet Invest* 1993;35:162-165.

3. Van Oppen ACC, Van Der Tewell I, Alsbach GPJ, Heethaar RM, Bruinse HW. A longitudinal study of maternal hemodynamics during normal pregnancy. *Obstet and Gynecol* 1996;8(1):40-46.
4. Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med* 1966;37:1208-1212.
5. *CardioDynamics International Corporation. BioZ: Operator's Manual. Revision C; July, 1998.*
6. Van Oppen ACC, Stigter RH, Bruinse HW. Cardiac output in normal pregnancy: A critical review. *Obstet Gynecol* 1006;87:310-318.
7. Cotter G, Moshkovitz Y, Kaluski E, Cohen AJ, Miller H, Vered DGZ. Accurate, noninvasive continuous monitoring of cardiac output by whole-body electrical bioimpedance. *Chest* 2004;125:1431-1440.
8. DeMaria AN, Raisinghani A. Comparative overview of cardiac output measurement methods: has impedance cardiography come of age? *Congest Heart Fail* 2000;6:7-18.
9. Jewkes C, Sear JW, Verhoeff F, Sanders DJ, Foex P. Non-invasive measurement of cardiac output by thoracic electrical bioimpedance: A study of reproducibility and comparison with thermodilution. *Br J Anaesth* 1991;67:788-794.
10. Palma CP, Briones GJC, Molinar RF, Vázquez HMI, Baltazar TJA. Perfil hemodinámico en pacientes con preeclampsia severa y eclampsia. *Rev Asoc Mex Med Crit Ter Int* 1994;1:9-15.
11. Briones-Garduño JC, Gómez-Bravo TE, Ávila-Esquivel F, León-Ponce MD. Experiencia TOLUCA en preeclampsia-eclampsia. *Cir Ciruj* 2005;73(2):101-105.

Correspondencia:

Dr. José Meneses Calderón.

E-mail: uci20042000@yahoo.com.mx y

drcarlosbriones@hotmail.com