

Cardiografía de impedancia para la determinación del volumen minuto

J. SANTOPINTO, C. FIORE, A. STOCKI, G. VALLASCIANI, S. PADIN, G. KALOCAI

Universidad Nacional del Sur y Centro de Salud "Dr. Leónidas Lucero", Bahía Blanca

Trabajo recibido para su publicación: 11/95 Aceptado: 4/96

Dirección para separatas: José Santopinto, Servicio de Terapia Intensiva y Unidad Coronaria del Centro de Salud "Dr. Leónidas Lucero", Estomba 968, (8000) Bahía Blanca, Provincia de Buenos Aires, Argentina

Antecedentes

Se presenta el desarrollo de un cardiógrafo de impedancia para determinar el volumen minuto cardíaco y su correlación con el método de termodilución.

Material y método

Por medio de una fuente senoidal se inyectó una corriente de 50 KHz de frecuencia y de 1,5 a 3 mA de amplitud. Se realizó valoración de la repetitividad del método en sanos. En pacientes seleccionados, 31 en total, se colocó catéter de Swan-Ganz y se tomaron determinaciones en forma basal, posestimulación adrenérgica y betabloqueo. Se utilizaron las fórmulas de Kubicek y Srameck para la determinación del volumen minuto.

Resultados

Valoración de repetitividad: se observó una variación de hasta un 30% en el valor del volumen minuto en diferentes días de determinación. Comparación con el método de termodilución: a) con ecuación de Kubicek (17 pacientes) coeficientes de correlación en basales 0,72, posinotrópicos 0,92 y posbetabloqueantes 0,94; b) con fórmula de Srameck (14 pacientes) coeficientes de correlación basal de 0,17 y posinotrópico de 0,32.

Conclusión

El método presenta muchas fuentes de error, por lo que es muy difícil su aplicación clínica actualmente, tanto en el seguimiento de los cambios del volumen minuto en valores absolutos como en el cálculo del porcentaje relativo de variación, aunque en este último punto es necesaria confirmación con mayor número de pacientes e investigando diferentes tipos de electrodos. REV ARGENT CARDIOL 1996; 64 (6): 595-600.

Palabras clave Cardiógrafo de impedancia - Volumen minuto - Impedancia torácica

Se presenta el desarrollo de un cardiógrafo de impedancia para la medición en forma no invasiva del volumen minuto cardíaco a partir de las variaciones de la resistencia transtorácica. El método consiste en hacer circular a lo largo del tórax una corriente eléctrica de valor conocido sensando luego, sobre una región de interés, el voltaje proporcional a la impedancia de ese tramo. El plasma es la sustancia eléctricamente más conductora del organismo, mientras que los eritrocitos se comportan de manera opuesta. La orientación eritrocitaria está en función de la velocidad sanguínea en los grandes vasos y afecta el grado de impedancia eléctrica. De la misma manera, la impedancia varía

de acuerdo con la volemia y con el bombeo cardíaco debido a la relación presión-elasticidad de las arterias. (1)

La técnica de medición del volumen minuto por impedancia comienza en 1940, siendo perfeccionada en las últimas dos décadas y aplicada para el monitoreo de astronautas en la misión Apolo (NASA). Kubicek y colaboradores han propuesto un modelo matemático que luego sería modificado permitiendo observar la variación latido a latido del volumen minuto con buena correlación. (2) Esta técnica ya fue utilizada para el diagnóstico de trombosis venosa profunda (pletismografía de impedancia). (3)

Si bien el estándar en la determinación del volumen minuto es el principio de Fick, la termodilución es bastante certera y reproducible. (4)

La técnica de cardiografía de impedancia ofrece una alternativa para la medición del volumen expulsado (SV: *stroke volumen*) y del gasto cardíaco (CO: *cardiac output*), que es el producto entre la frecuencia cardíaca y el SV de forma no invasiva, posibilitando la determinación en forma independiente de los cambios posturales. (5) Por otro lado, se minimiza el riesgo para el paciente al tratarse de una metodología incruenta. Finalmente, y no menos importante, resulta el costo menor de esta técnica frente a las tradicionales. Recientemente se han introducido cambios en el modelo matemático inicial que posibilitan la aplicación del método a pacientes críticamente enfermos de manera no invasiva. (6)

El objetivo del presente trabajo es el desarrollo, construcción y validación de un impedanciómetro y su aplicación en sanos y enfermos, con ensayo de nuevos algoritmos para estudiar repetitividad del método y su aplicación potencial tanto para diagnóstico como para seguimiento de diferentes patologías críticas.

MATERIAL Y METODO

El sistema está conformado por una PC 386 DX, con una interfaz A/D y un sistema de inyección de corriente al paciente, de amplificación y de medición. El *software* permite diferentes procesamientos y análisis de las formas de ondas resultantes.

La forma de cálculo propuesta originariamente por Kubicek de acuerdo con un modelo cilíndrico del tórax se muestra en la Figura 1.

Se utiliza una configuración tetrapolar con electrodos de banda tanto para la excitación como para la lectura de señales a fin de eliminar los efectos de la impedancia correspondiente a la interfaz electrodo-piel. (5)

Se inyecta corriente constante de una fuente senoidal de amplitud programable y se recogen los

$$\Delta V = \frac{\rho \cdot l^2 \cdot I^2 \cdot T}{Z_0^2} \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{\min}$$

Tiempo de eyección del ventrículo izquierdo (seg)

Z₀ = Impedancia Basal (Ω)

l = Longitud entre electrodos internos (cm)

ρ = Resistividad de la sangre : 150 (Ω/cm)

ΔV = Volumen (ml)

$$\left(\frac{dZ}{dt} \right)_{\min} = \text{Mínimo de la señal de Impedancia (Ω/seg.)}$$

Fig. 1. Fórmula de Kubicek.

potenciales desarrollados en una cadena de entrada diferencial, midiéndose las variaciones de impedancia (ΔZ) y su derivada (dZ/dt).

El valor de la corriente fue elegido para no estimular los tejidos potencialmente excitables (1,5 a 3 mA) y la frecuencia, 50 KHz, menor que la de otros trabajos para simplificar el diseño electrónico. (2-7)

Se eligieron electrodos de banda en un plano perpendicular al eje longitudinal del paciente y los resultados obtenidos son analizados considerando el estudio referido. (7) El modelo usado para caracterizar a la impedancia y sus cambios es el de las columnas paralelas, el cual considera al tórax como un elemento cilíndrico compuesto de dos compartimientos conductores paralelos, aceptando a éstos con diámetros uniformes y conductancia homogénea (8) (Figura 2).

Se presume que en el modelo existe una distribución uniforme de la densidad de corriente en el segmento torácico donde se mide la impedancia y que la sístole, de no modificar la longitud de dicho seg-

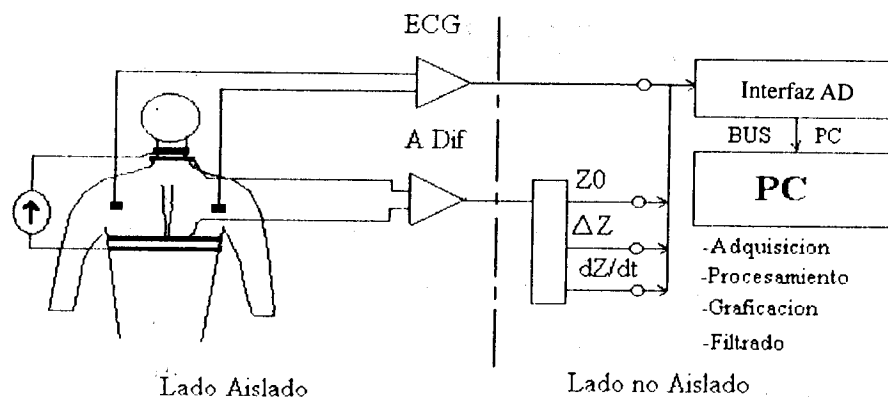


Fig. 2. Configuración tetrapolar. Un par de electrodos en el cuello y el otro par al nivel del apéndice xifoideo.

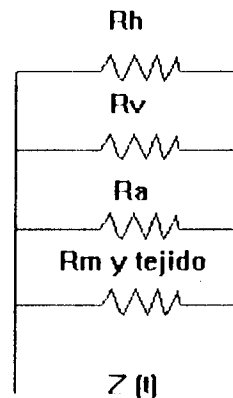
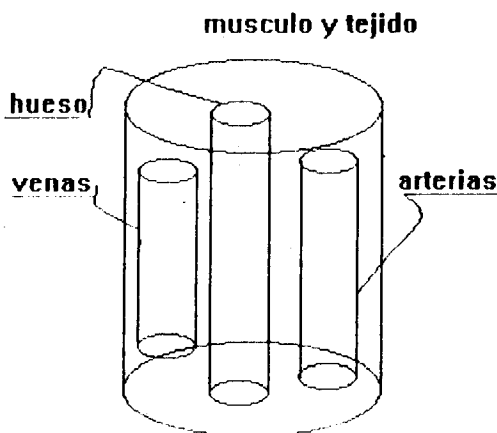


Fig. 3. Modelo de columnas paralelas

mento, hace que el volumen sanguíneo del compartimento aumente solamente en el período eyectivo. Por lo cual, las variaciones en la impedancia torácica que son sincrónicas con la sístole son causadas por: a) variación de volumen y b) cambios en la orientación de los glóbulos rojos. (1)

La mayor contribución a la señal de impedancia está dada por variaciones de la resistencia en los vasos paralelos a los campos eléctricos (aorta y cava), siendo despreciables los de orientación transversal (pulmonares) (9) (Figura 3).

A todos los pacientes seleccionados se les efectuó un cateterismo pulmonar por medio de punción venosa (subclavia o yugular interna) y/o canalización de vena braquial profunda, con introducción de un catéter de cuatro vías Swan-Ganz o similar con registros simultáneos de presiones pulmonares y graficación de la curva a fin de obtener presiones de enclavamiento. Las curvas de presión fueron registradas en una computadora Honeywell de cuatro canales con un transductor tipo Statham. Posteriormente se ratificaba la posición de la punta del catéter en la zona II de West con una radiografía de tórax de frente y perfil.

Se calculó el promedio de tres determinaciones basales del volumen minuto mediante la inyección de 10 cc de solución fisiológica a temperatura ambiente (computadora Edward modelo 9.520).

En todos los casos que ingresaron al protocolo se obtuvo el consentimiento escrito u oral de los familiares.

A. Validación de repetitividad

Se obtuvieron los valores de volumen minuto para el método de impedancia en seis voluntarios sanos, efectuando cuatro mediciones en cada uno con un período de separación entre las mismas de por lo menos tres días. Ninguno ingería drogas o tenía historia de enfermedad conocida. Todos poseían ecocardiogramas normales.

B. Comparación del método de impedancia con el de termodilución

Se seleccionaron treinta y un pacientes sin valvulopatías, cardiopatías congénitas o *shunts* intracardíacos (descartados por ecocardiografía Doppler), a los que se les realizó simultáneamente la determinación del volumen minuto por el método de termodilución y de impedancia en las siguientes condiciones:

1. Basal.
2. *Posestimulación adrenérgica* mediante la inyección de 5 gamas/kg/minuto de dopamina para explorar la parte alta de la curva. Luego de realizar las mediciones, se inicia el punto 3.
3. *Posterior al betabloqueo.*

Se realizaron bolos de 5 mg de atenolol IV hasta obtener una frecuencia cardíaca basal entre 60 y 70 latidos/min que no aumentara más de 10 latidos con maniobras de estimulación (betabloqueo efectivo).

Se aplicaron dos criterios para la evaluación del volumen minuto por impedancia:

a) La ecuación de Kubiceck y la medición del tiempo LVET por parte del operador, con un cursor gráfico a partir de las señales registradas por el impedancímetro.

b) La ecuación propuesta por Srameck (independientemente de la resistividad de la sangre) como metodología de cálculo del volumen minuto con la estimación del tiempo de eyección del ventrículo izquierdo (LVET) a partir de tablas de normalidad, las cuales vinculan este valor con la frecuencia cardíaca según el sexo y la edad del paciente. (10)

Cálculos estadísticos: En primer lugar se realizó una prueba de Student a cada conjunto de datos, esto es, volumen minuto según termodilución *versus* impedancia para las fórmulas de Kubiceck y Srameck, obteniéndose $p < 0,001$ para el primer caso ($N = 17$) y $p < 0,004$ para el segundo ($N = 14$).

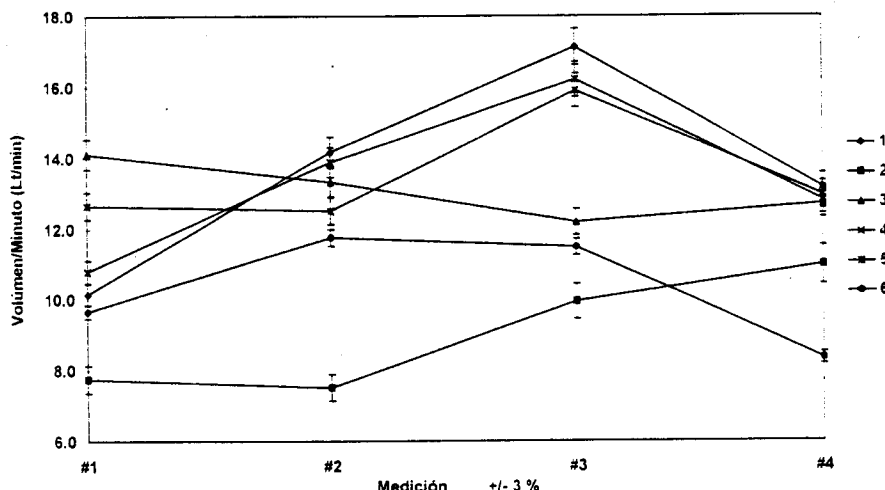


Gráfico 1. Curvas de repetitividad

Posteriormente se analizó la correlación entre los valores medidos por el método de termodilución y los de impedancia para las dos fórmulas, Kubiceck y Srameck, con regímenes basal, inotrópico y betabloqueante para cada caso, valorando si existía dispersión en los extremos de la curva de correlación.

RESULTADOS

a) Validación de la repetitividad

Condiciones de ensayo: Se realizó un conjunto de mediciones sobre un grupo de seis individuos masculinos. Para las mediciones se utilizaron electrodos de banda y se realizaron cuatro determinaciones en cada uno, todas en distintos momentos, promediando las mismas.

El objetivo de este ensayo es observar las variaciones en el cálculo del volumen minuto para un mismo paciente. El Gráfico 1 representa la curva de repetitividad (± 3 DS).

En este primer conjunto de mediciones observamos cambios de hasta un 30% en el valor del volumen minuto para un mismo individuo en distintos días de medición.

b) Mediciones sobre pacientes y comparación con termodilución, en estados basal, con inotrópicos y con betabloqueantes

Como se observa en el Gráfico 2, de acuerdo con la fórmula de Kubiceck, los coeficientes de correlación son para estado basal 0,72, con betabloqueantes 0,94 y con inotrópicos 0,92.

En el Gráfico 3, utilizando la fórmula de Srameck, los coeficientes de correlación obtenidos son: basal 0,17, con inotrópicos 0,32 y con betabloqueantes no fue calculado por muestra insuficiente.

DISCUSION

En las primeras aplicaciones del método y hasta los años ochenta, la mayoría de los autores dedicaron esfuerzos a comparar la impedancia con otras técnicas ya aceptadas. Se han informado factores de correlación entre un 60% y un 80%. (11)

Posteriormente se observó una marcada tendencia a buscar mayor exactitud y detalle en el modelo planteado ("modelo de conductores paralelos"), incluyendo efectos que parecerían despreciables, como por ejemplo cambios de resistividad en la sangre. (12)

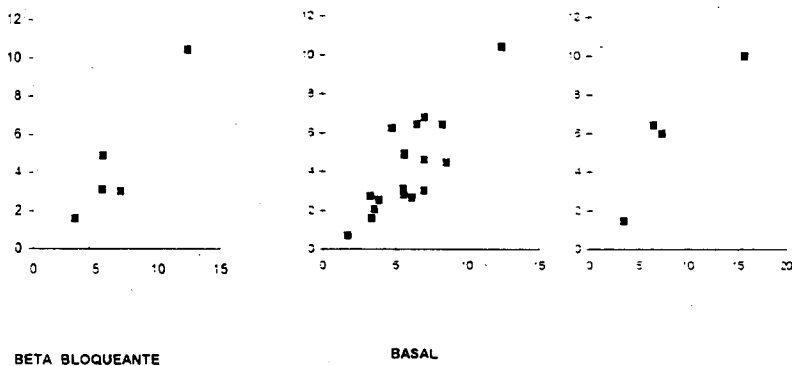
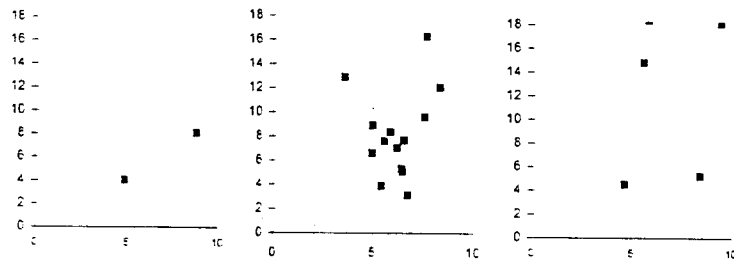


Gráfico 2. Mediciones en estado basal, inotrópicos y BB de acuerdo a Kubiceck.



BETA BLOQUEANTE

BASAL

INOTROPICO

Gráfico 3. Mediciones en estado basal, inotrópicos y BB de acuerdo a Srameck.

Patterson expresa que es necesaria una mayor exactitud en el método para poder distinguir aquellos órganos responsables del cambio de impedancia medido (aorta, pulmones, aurículas). (13) Baker agrega que existen pocas referencias acerca de la información contenida en la fase de la impedancia. (14)

La técnica de elementos finitos aparece como promisoría para la estimación de cambios de impedancia en diversos órganos. (13, 14)

Ligado a este último punto, y debido al fuerte crecimiento del poder de cálculo, a partir de 1985 hacen su aparición trabajos que presentan la posibilidad de generar imágenes por medio de la medición de impedancia.

En un trabajo publicado recientemente, Geddes presenta una nueva configuración de electrodos para el registro de impedancia, con lo que se simplifica el proceso de medición, siendo aún necesaria su validación. (15)

A nivel nacional son reconocidas las experiencias del Dr. Valentinuzzi en cuanto a la investigación básica realizada sobre el tema. (16) Las experiencias a nivel clínico y de mediciones con impedancia transabdominal son escasas. (17) Sólo aparece una presentación de un cardiógrafo de impedancia totalmente analógico y con capacidades de registro muy limitadas, el cual evidenciaba un grado de avance muy pobre en el tema. Si bien ha sido descrita la técnica de impedancia para la medición del volumen minuto en forma incruenta, muchos trabajos demostraron distintos grados de correlación con dispersión de los valores en zonas extremas de la curva. Se han observado correlaciones que van desde muy buenas hasta negativas, especialmente en pacientes asistidos respiratoriamente, durante el ayuno, embarazo, estados de bajo volumen minuto y obesidad.

Estas diferencias en los resultados son explicadas parcialmente por las características metodológicas del principio de impedancia. (18)

Nuestra experiencia, estudiando repetitividad y fuentes potenciales de error, pone de manifiesto una variabilidad basal del 30% en normales (estudio de

repetitividad) y hasta un 50% de variación ocasionada por el cambio de posición de los electrodos entre mediciones sucesivas. Si bien el hecho de mantenerlos fijos eliminaría una fuente potencial de error, consideramos que el método no es por el momento confiable ni reproducible para uso clínico.

CONCLUSIONES

El método presenta numerosas dificultades al momento de acotar o tratar de distinguir las fuentes de error con respecto a la termodilución. Cuando en la metodología del cálculo de volumen minuto utilizamos la forma manual de evaluación del LVET y la fórmula de Kubiceck, obtenemos un coeficiente de correlación promedio de 0,86. Si este cálculo pasa a ser automático y utilizamos la fórmula de Srameck, el coeficiente disminuye a 0,24.

Nuestra conclusión es que el método no permite el seguimiento de los cambios en el volumen minuto en valores absolutos. En cuanto a la valoración de porcentajes de variación del volumen minuto, es necesario realizar un estudio con un número mayor de pacientes y con electrodos fijos.

Por ser un equipo en desarrollo necesitamos mayor experiencia y algunos cambios en la unidad para poder mejorar los resultados.

SUMMARY

IMPEDANCE CARDIOGRAPHY FOR DETERMINATION OF CARDIAC OUTPUT AND ITS CORRELATION WITH THERMODILUTION

Background

We present the development of an impedance cardiograph for the cardiac output estimate and its correlation with the thermodilution method.

Material and method

A constant electrical flow of 50 KHz frequency and of 1.5 to 3 mA amplitude is passed through a senoidal source. We carried out an appraisal of the

method recurrence in healthy people. A Swan-Ganz catheter was placed in a group of 31 patients and basal, inotropic and betablocker stimulation was performed. Kubiceck and Srameck formulas were used to estimate the cardiac output.

Results

Recurrence evaluation: a variation up to a 30% in the cardiac output was observed in different days of estimation. Comparison to the thermodilution method: a) with the Kubiceck equation (17 patients) correlation coefficients in basals 0.72, after inotropics 0.92 and after betablockers 0.94; b) comparison with Srameck formula (14 patients) basal correlation coefficients 0.17 and after inotropics 0.32.

Conclusions

The method has many sources of errors, therefore it's very difficult its clinical application now, both in the follow up of the cardiac output changes in absolute values and the relative variation in percentage count, but in this last point it's necessary the confirmation with more patients and diferents electrodes types.

Key words Impedance cardiograph - Cardiac output - Thoracic impedance

BIBLIOGRAFIA

- Lamberts y col. Resistivity of the blood. *En: Proceedings of the Sixth International Conference on Bioimpedance*. Zadar, Yugoslavia, 1983.
- Kubiceck G, Kottke F, Ramos M y col. The Minnesota impedance cardiograph-theory and applications. *Biomed Eng* 1974; 9: 410-416.
- Wheelen H. A modern approach to diagnosing deep venous thrombosis. *Int Cardiol Med* 1980; 5: 217.
- Schroeders J, Dail y col. Techniques in bedside hemodynamic monitoring. St Louis, CV Mosby Co, 1976.
- Patterson R. Impedance cardiography using band regional electrodes in supine and sitting positions and during exercise. *Transactions on Biomedical Engineering*, May 1991; 393-400.
- Muzi M, Jeutter D, Smith J. Computer-automated-derived cardiac indexes. *Transactions on Biomedical Engineering*, May 1991; 393-400.
- Rodney W, Salo T, Walner G y col. Measurement of ventricular volume by intracardiac impedance: theoretical and empirical approaches. *Transactions on Biomedical Engineering*, Feb 1986; Vol 33.
- Schmidt M. Vergleichende Mesungen des Herzzeittrblumens mit der Impeanzkardiomegraphie und der thermodilutionsmethode, Thesis, Ludwig-Maximilians-Universität, Munich, 1987.
- Clavin O, Spinelli J, Alonso P, Solarz P, Valentinuzzi E. Left intraventricular pressure impedance diagrams to assess cardiac function. *Medical Progress Through Technology* 1986; Vol 11.
- Srameck y col. Stroke volume equation with linear base impedance model and its accuracy, as compared to thermodilution and electromagnetic flowmeter techniques in animals and humans. *En: Proceedings of the Sixth International Conference on Electrical Bioimpedance*. Zadar, Yugoslavia, 1983.
- Djordjevich L, Sadove J, Mayoral J, Ivankovich A. Correlation between arterial blood pressure levels and dZ/dt in impedance plethysmography. *Transactions on Biomedical Engineering*, Jan 1985; 32-33.
- Yamakoshi K. Evaluation of the parallel conductor theory for measuring human limb blood flow by electrical admittance plethysmography. *Transactions on Biomedical Engineering*, Jan 1982; 29: 1.
- Patterson R. Fundamentals of impedance cardiography. *Transactions on Biomedical Engineering*, March 1989; 8: 1.
- Baker L. Principles of impedance technique. *Transactions on Biomedical Engineering*, March 1989; 8: 1.
- Geddes L, Janas W, Badylack S. Use of the impedance ratio for the continuous measurement of stroke volume of cardiac pouch used as cardiac assist device. *Transactions on Biomedical Engineering*, March 1992; 39: 3.
- Valentinuzzi O, Spinelli ME, Clavin y col. Stability and repeatability of the multielectrode admittancimetric intraventricular volume measurements. *Automedica* 1989; 11: 343-356.
- Vallasciani G, Napoleoni E, Ruggieri E. Desarrollo de un método de impedancia transabdominal. VI Congreso Argentino de Bioingeniería, 1985.
- Mohapatra S. Noninvasive cardiovascular monitoring by electrical impedance technique. London, Pitman Medical, 1981.