

Técnicas ultrasónicas en el manejo de la anestesia

DR. PAUL J. POPPERS*

LA utilización diagnóstica del sonido, con fines médicos, se remonta a la percusión y la auscultación. Estas son, obviamente técnicas de sonido de baja frecuencia. Las frecuencias ultrasónicas fueron utilizadas por vez primera en diagnósticos médicos por Dussik en los años treinta.¹ Se ha intentado el gammagrama ultrasónico como técnica de absorción, tal como en la radiografía, en la que el grado de absorción de la energía indica las estructuras. Después de la Segunda Guerra Mundial empezaron a utilizarse las más sofisticadas técnicas ultrasónicas por percusión. Se basan en el reflejo de las ondas de sonido de alta frecuencia que emiten las interfases del tejido o los tejidos de naturaleza acústica diferente.

En este trabajo se examinarán dos aplicaciones en medicina de la energía ultrasónica que son de interés particular para el anestesiólogo. La primera se refiere a la medición indirecta de la presión sanguínea arterial y la segunda a la observación del feto con monitores en el útero durante el trabajo de parto y durante el parto. Resulta apropiado preceder el examen con un esbozo breve de la física relacionada con el tema.

El ultrasonido se define como la energía sónica cuya frecuencia sobrepasa el nivel máximo audible de 20,000 ciclos por segundo. De hecho, se utilizan las frecuencias de la escala del megaciclo por segundo. Esas frecuencias tan altas y las longitudes consecuentemente cortas de las ondas, confieren al ultrasonido características especiales que los hacen particularmente adecuados para localizar pequeños objetos en movimiento.

1. El ultrasonido es direccional. Puede ser dirigido hacia el objetivo que se elija.
2. Las ondas ultrasónicas de alta frecuencia producen una alta resolución en el gammagrama del tejido, cuyo grado es proporcional a la frecuencia sónica que se utilice.
3. El ultrasonido puede transmitirse a distancias largas, con una pérdida escasa de su intensidad, a través de tejidos de baja densidad como son los músculos del organismo, el tejido adiposo y los flúidos. De esta manera, la utilidad del ultrasonido no se disminuye por la obesidad. Una gran absorción ocurre sólo en

* Profesor Asociado, Departamento de Anestesiología, Colegio de Médicos y Cirujanos de la Universidad de Columbia, y del Servicio de Anestesiología del Presbyterian Hospital, Nueva York, N. Y.

tejidos con densidad alta, como son los del hueso y el cartílago. La atenuación de la energía ultrasónica, por lo tanto, difiere de la de otras formas de radiación, cuya intensidad es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia que hay desde la fuente.

4. La utilización del ultrasonido elimina la interferencia del ruido que haya en el ambiente y de frecuencias de sonido endógenas en la escala audible.

Cuando la fuerza aérea de los Estados Unidos tuvieron necesidad de que se desarrollara un método para medir la presión sanguínea, que pudiera ser utilizado en el ambiente ruidoso que había a bordo de los aviones médicos en evacuación, la última de las características mencionadas fue la que indicó la utilización de la energía ultrasónica para la monitorización de la presión sanguínea. La utilización de un medidor de flujos ultrasónicos podría ser una solución relativamente sencilla. Con éste método, las ondas ultrasónicas son dirigidas a la arteria radial. Estas son reflejadas por los glóbulos rojos, suponiendo que haya circulación. Un manguito como el que se utiliza para medir la presión sanguínea, inflado a presiones superiores a las de los valores sistólicos, detiene la circulación, pero permite que se reanude cuando la presión oclusiva del manguito desciende por debajo de la presión sistólica. La presión a la cual ocurre esto, indica la presión sistólica. Las presiones diastólicas, sin embargo, no pueden medirse con este método.

Ware describió en 1965 una técnica mucho más sofisticada para medir la presión sanguínea utilizando la energía ultrasónica.² Se base en el comportamiento cinético de

una arteria que está sometida a la presión de un manguito a diferentes grados de inflación. Un manguito ocluidor, colocado alrededor del antebrazo, inflado a presiones superior a los niveles arteriales sistólicos, ocluye la arteria braquial y la mantiene inmovilizada. Cuando el manguito se desinfla gradualmente a presiones intermedias entre los valores sistólico y diastólico, la arteria se abre súbita y rápidamente en ese punto de la onda de la presión intraarterial que excede la presión oclusora. La arteria vuelve a cerrarse tan pronto como la presión desciende por debajo de la presión del manguito. Cuando todos los puntos de la curva intraarterial, están por encima de la presión del manguito, la onda del pulso se mantiene ininterrumpidamente y la arteria queda patente a través de todo el ciclo.

El momento en el cual la presión intraarterial consigue sobreponerse a la presión oclusiva del manguito, y abre la arteria por primera vez, marca la presión sistólica. La presión diastólica se alcanza cuando la presión del manguito desciende por debajo del punto mínimo de la onda de la presión intraarterial y ya no está presente el movimiento rápido arterial.

Puesto que los cambios en la frecuencia ocurren cuando las ondas de sonido se reflejan desde una superficie en movimiento, Ware propuso el empleo de la energía ultrasónica para la observación de la cinética de la arteria braquial. Esta es la aplicación del principio de Doppler en ultrasónica. Este postula que cuando un generador (o reflector) de sonido se mueve en relación con un receptor, se presenta en el sonido un cambio evidente de frecuencia. La magnitud del cambio es directamente proporcional a la velocidad del movimiento del generador del sonido y a la frecuencia del

sonido en operación. La detección de un cambio de Doppler en energía sónica haría oscilar a un objeto movable, permitiendo así la medición exacta de ese movimiento.

La aplicación clínica de este principio ha llevado al desarrollo de un sistema monitorizado de la presión sanguínea, que comprende un manguito de Riva Rocci, cristales transductores ultrasónicos y un sistema procesor de señales.³ Los transductores se colocan sobre la arteria humeral, bajo el manguito inflable que se envuelve alrededor del antebrazo. Los cristales transductores emiten ondas ultrasónicas y reciben su reflejo. Esta señal reflejada se introduce entonces en el sistema de proceso que registra los cambios de Doppler que son ocasionados por el movimiento rápido de la arteria.

El manguito se infla 20-30 mmHg por encima del valor sistólico que se prevee y luego se desinfla lentamente. Tan pronto como la presión del manguito cae ligeramente por debajo de la presión intraarterial máxima, el lumen de la arteria se abre brevemente, produciendo un cambio Doppler en frecuencia. La primera señal de este tipo indica la presión sistólica. Mientras tanto, la presión del manguito sigue bajando lentamente. Con cada onda del pulso, tiene lugar una apertura arterial rápida contra la compresión, ocasionando una serie de cambios Doppler. En tanto que la presión del manguito corresponda al nivel de la presión diastólica, sin embargo, la arteria permanecerá continuamente abierta. El movimiento arterial es ahora una pulsación lenta y ligera. Produce sólo pequeños cambios de frecuencia. En consecuencia, el último gran cambio Doppler que se observa, indica la presión diastólica.

La exactitud y la confiabilidad de la ar-

terio-cinetografía para la monitorización de la presión sanguínea, han sido puestos a prueba en muchos pacientes bajo una diversidad de condiciones. Se ha dado atención especial a aquellos en los que se administró anestesia hipotensora, a los niños y a los niños pequeños, porque en estos pacientes la monitorización indirecta de la presión sanguínea es, en general, notablemente difícil y no puede confiarse en ella.

Un primer grupo estaba compuesto de quince pacientes que habían sido preparados para operaciones radicales en la cabeza y en el cuello, bajo anestesia hipotensora.⁴ Después de la inducción de la anestesia y de la intubación de la tráquea, se mantuvo la anestesia con una mezcla de halotano, óxido nitroso y oxígeno. Se indujo la hipotensión con alcanforsulfonato de trimetafano (Arfonad). Se introdujo un catéter en la arteria humeral o en la arteria radial para la observación continua con monitor de la presión arterial sanguínea, por medio de un calibrador de tensión modelo P 37 Stathan y un registrador. En el brazo contralateral fueron colocados un manguito de Riva Rocci unido a un transductor ultrasónico para la monitorización indirecta de la presión sanguínea.

Se hicieron un total de 479 lecturas de la presión sanguínea en esos quince pacientes. Las presiones sistólicas variaron entre 42 mmHg y 190 mmHg y las presiones diastólicas entre 30 mmHg y 145 mmHg, en las que los valores más altos representan las presiones sanguíneas que se elevaron durante la inducción de la anestesia y de la intubación traqueal. La diferencia media entre las lecturas ultrasónicas y de la presión fue 1.7 mmHg, lo cual significa que la cifra ultrasónica fue ligeramente inferior.

En cuanto a las presiones diastólicas, el valor ultrasónico fue ligeramente más bajo, siendo la diferencia media de $+1$ mmHg. Cuando los valores de hipotensión, es decir, las 162 lecturas de las presiones sistólicas intraarteriales iguales o por debajo de los 80 mmHg, con sus presiones diastólicas correspondientes, fueron consideradas separadamente, se encontró una diferencia sistólica media de 0.9 mmHg y una diferencia diastólica de $+1.8$ mmHg.

El otro grupo de pacientes en los cuales fue evaluada la determinación ultrasónica de la presión arterial, estaba formado por 10 niños, de 6 años el mayor y de 2 semanas el más pequeño.⁵ Un día antes de la medición de la presión arterial, habían sufrido operaciones a corazón abierto, durante las cuales se introdujo un catéter en la arteria femoral con el fin de establecer la circulación extracorporeal. Ese catéter se conectó a un transductor de presión Statham modelo P 37, para la monitorización directa y continua de la presión arterial. Se colocaron transductores ultrasónicos en el antebrazo, sobre la arteria humeral y debajo de un manguito. Se registró la presión del aire contenido en el manguito que comprimía la arteria braquial. El sistema de monitorización convertía los cambios Doppler percibidos en señales audibles. La presencia de la primera y de la última de las señales audibles, se indicaba en el trazo de una curva de presión declinante, por medio de un sistema marcador manual. Entonces se compararon los valores de presión sistólica y diastólica que se habían obtenido así por medio de las dos técnicas.

En los 10 niños se hicieron un total de 263 determinaciones de la presión sanguínea. Los recién nacidos tenían presiones

sistólicas que variaban entre 60 y 70 mmHg; los niños de varios meses o mayores, tenían presiones entre 80 y 120 mmHg. Las presiones diastólicas variaban entre 40 y 70 mmHg. La diferencia media entre las lecturas de la presión ultrasónica y la presión sistólica intraarterial, fue de -1.2 mmHg, esto es, las presiones sistólicas que se encontraron por medio de la cinetografía ultrasónica en la arteria humeral, fueron un tanto más bajas que las presiones sistólicas intrafemorales. En cuanto a los valores diastólicos, la diferencia media fue de $+3.4$ mmHg, lo que quiere decir que se encontraron presiones diastólicas ligeramente más altas con el método ultrasónico indirecto.

Estos resultados demuestran que tanto en los adultos como en los niños, la arteriocietografía ultrasónica es una técnica aceptable para la monitorización de la presión sanguínea. La exactitud que da el método compete con la de la medición intraarterial. La conclusión que aparece inequívocamente es que el empleo de la arteriocietografía ultrasónica para la medición indirecta de la presión sanguínea, suministra una seguridad adicional para el manejo anestésico.

Una segunda aplicación de gran interés para el anestesiólogo, es la utilización ultrasónica del pulso para la monitorización de la frecuencia cardíaca fetal durante el trabajo de parto y el parto. En la actualidad se ha hecho evidente que para disminuir la frecuencia de depresión neonatal, no es suficiente mejorar el manejo obstétrico y anestésico que ya existen. Hay que idear nuevos métodos y técnicas. Entre éstos hay que tomar en consideración la monitorización del feto durante el trabajo de parto. La observación constante de las frecuencias cardíacas del feto a través del trabajo de

parto, es un medio necesario para descubrir precozmente el sufrimiento. El anestesiólogo está íntimamente involucrado en ello, ya que la aparición de sufrimiento fetal dicta un manejo anestésico específico.

Hasta ahora se ha hecho la monitorización externa de la frecuencia cardíaca fetal por medio del registro de las señales electrocardiográficas que proceden del feto, a través del abdomen de la madre o bien por medio de la fonocardiografía. Ninguno de estos métodos es muy exacto o digno de confianza. Más recientemente se ha desarrollado el método para el registro interno de la frecuencia cardíaca fetal. Se aplica un electrodo a la parte del feto en presentación, para registrar el electrocardiograma fetal. El complejo QRS dispara un tacómetro que indica la frecuencia cardíaca. Este método, que es muy digno de confianza, a menudo se combina con el registro de la presión intrauterina, para correlacionar los cambios de la frecuencia cardíaca fetal con las contracciones uterinas, como un medio de diagnosticar el sufrimiento fetal. Hon acuñó los términos de "deceleración temprana" para designar la disminución en la frecuencia cardíaca fetal que se inicia al principio de la fase de contracción del útero, "deceleración tardía" para el descenso que se presenta al final de la fase de contracción, y "deceleración variable" para aquellos descensos en la frecuencia cardíaca que se presentan en diferentes puntos del esquema de contracción. La deceleración temprana es fisiológica por naturaleza, las deceleraciones tardías y variables son signos de asfixia del feto.

El método de Hon es una técnica invasiva y tiene los riesgos de contaminación, infección, hemorragia y aun de perforación

uterina. La monitorización no puede iniciarse hasta que el cuello uterino está dilatado parcialmente y las membranas rotas. Solamente los obstetras expertos pueden iniciar esta observación con monitor.

La cinetografía ultrasónica ha permitido el desarrollo de una técnica de monitorización fetal que no tiene ninguna de las desventajas de la técnica invasiva que acabamos de describir y que, sin embargo, tiene una exactitud que puede compararsele. Los transductores que emiten la energía ultrasónica hacia el corazón fetal, se colocan sobre el abdomen de la parturiente. El reflejo de las ondas ultrasónicas ocurren en las interfases del tejido así como en la superficie del corazón del feto, que se contrae y se relaja. Hay una moción constante hacia los transductores externos y a partir de ellos se produce un cambio Doppler de frecuencia en el ultrasonido reflejado, a cada sístole y diástole del corazón. El registro de esos impulsos Doppler y su procesamiento por medio de un tacómetro, permite el conteo de la frecuencia cardíaca fetal.

Se ha diseñado un conjunto de transductores para emitir un rayo amplio de energía ultrasónica, para que el corazón pueda ser localizado a través del trabajo de parto, desde una posición standard. Como los transductores tienen una emisión de energía de 10 mW/cm^2 a una frecuencia de 2 MHz, no son de esperarse efectos adversos para la madre o para el feto.⁶

Esta técnica se ha combinado con el registro electromiográfico de las contracciones uterinas en un sistema de monitores.⁷ Los electrodos de la superficie reciben potenciales eléctricos que existen en la pared abdominal. Estos contienen componentes de corriente alterna, generada por los

músculos que se contraen y potenciales de corriente directa que están asociados con el metabolismo de los tejidos. Estos son transmitidos a un amplificador diferencial el cual procesa sólo los componentes de corriente alterna que se originan en las contracciones de los músculos. Las señales de frecuencia baja del ECG materno, se filtran hacia afuera y sólo son aceptados para el procesamiento de las frecuencias de corriente alterna entre 40 y 100 Hz. Estas son rectificadas e integradas para indicar la intensidad de la actividad del músculo.

Se hicieron en 33 pacientes registros electromiográficos simultáneos de las contracciones uterinas y tacometría ultrasónica cardíaca del feto.⁷

Entre estos casos hubo una muerte fetal que se debió a estrangulación con el cordón umbilical. Las únicas anomalías registradas fueron una bradicardia fetal severa que duró menos de 10 segundos y una típica deceleración tardía que se presentó en la frecuencia cardíaca del feto. Esta última también fue de duración extremadamente corta, de 20 a 30 segundos aproximadamente. Estos hallazgos demuestran que los cambios en la frecuencia cardíaca, tan fugaces que no pueden ser observados por el oído humano, pueden significar la diferencia entre la vida y la muerte. Con esto queda vivamente ilustrada la necesidad de una monitorización constante de la frecuencia cardíaca fetal durante todo el curso del trabajo de parto, preferiblemente en relación con las contracciones uterinas. Los resultados obtenidos hasta ahora indican que este tipo de monitorización fetal está dentro de los dominios de lo posible y que será un requisito en los casos normales,

durante el alumbramiento y el trabajo de parto.

De esta manera, se ha demostrado la importancia que tienen para el anestesiólogo dos diferentes técnicas de diagnóstico ultrasónicas. Demuestran el valor clínico de la tecnología ultrasónica, que ya es actualmente un instrumento diagnóstico importante en la medicina.

SUMMARY

Thus the importance to the anesthesiologist of two different diagnostic ultrasonic techniques has been demonstrated. They prove the clinical value of ultrasound technology, which is already now a major diagnostic tool in medicine.

REFERENCIAS

1. Dussik, K. T.: Ueber die Möglichkeit hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwenden. *Z. Neurol.* 174:153, 1942.
2. Ware, R. W.: *New approaches to the indirect measurement of human blood pressure*. Proc. Third National Biomed. Sci. Instrumentation Symp., Dallas, Texas, 1965.
3. Poppers, P. J.: Blood pressure monitoring by ultrasonic arterio-kinetography. In: "*Progress in Anaesthesiology*", Proc. 4th. World Congr. Anaesthesiol., London, 1968. Excerpta Medica, Amsterdam, p. 353.
4. Poppers, P. J., Epstein, R. M. y Donham, R. T.: Automatic ultrasound monitoring of blood pressure during induced hypotension. *Anesthesiology*, 35:431, 1971.
5. Poppers, P. J.: Ultrasonic blood-pressure measurement in children and infants. *Proc. 10th Congress Scandinav. Soc. Anaesthesiol., Univ. Lund, Sweden*, 64, 1971.
6. Southam, C. M., Beyer, H. y Allen, A. C.: The effects of ultrasonic irradiation upon normal and neoplastic tissues in the intact mouse. *Cancer*, 6:390, 1953.
7. Poppers, P. J., Finster, M., Topaz, S. R. y Hatke, F. L.: Advanced external fetal monitoring technique. *Proc. 10th Congress Scandinavian Soc. Anaesthesiol., Univ. Lund, Sweden*, 65: 1971.