

ECOGRAFÍA Y BIOMETRÍA OCULAR

NUEVA EDICIÓN CON UBM Y OCT

Guillermo Talevi
Carina Tallano
EDITORES

CAO
EDICIONES DEL
CONSEJO ARGENTINO
DE OFTALMOLOGÍA

ECOGRAFÍA Y BIOMETRÍA OCULAR

Guillermo Talevi
Carina Tallano

EDITORES

Segunda edición aumentada

CAO
EDICIONES DEL
CONSEJO ARGENTINO
DE OFTALMOLOGÍA

AUTORES

Dr. Guillermo Talevi

Jefe de Sección de Estudios Especiales de Retina,
Hospital Oftalmológico Pedro Lagleyze
Buenos Aires
ecotalevi@yahoo.com

Dra. Carina Tallano

Médica oftalmóloga
Unidades de Atención Médica (UAM).
Salta, Argentina
carinatallano@hotmail.com

Dra. Guadalupe Domínguez

Servicio de Ecografía
Hospital Oftalmológico Pedro Lagleyze
Buenos Aires
lupedominguez84@yahoo.com.ar

.....

Dr. Carlos Agüero

Centro de Especialidades Oftalmológicas (CEO).
Nuevo Instituto Tucumano de Innovación y Desarrollo en
Oftalmología (NITIDO).
San Miguel de Tucumán, Argentina
carlosaguero@intramed.net

Dr. Carlos Arzabe

Centro de Especialidades Oftalmológicas (CEO).
Nuevo Instituto Tucumano de Innovación y Desarrollo en
Oftalmología (NITIDO).
San Miguel de Tucumán, Argentina
arzabe@hospitaldelojo.net

Dra. Clarisa Catalano

Médica oftalmóloga
Hospital Oftalmológico Pedro Lagleyze
Buenos Aires
clarisacatalano@yahoo.com.ar

Dra. Carolina María Gentile

Médica oftalmóloga
Hospital Italiano de Buenos Aires
carolina.gentile@gmail.com

Dr. Julio Oscar Fernández Mendy

Director del Instituto de la Visión
Buenos Aires
jofemendy@gmail.com

Dr. Alvaro Fernández Mendy

Médico oftalmólogo
Hospital Oftalmológico Pedro Lagleyze
Instituto de la Visión
Buenos Aires
alvarofmendy@gmail.com

Dr. Alejandro José Lávaque

Centro de Especialidades Oftalmológicas (CEO).
Nuevo Instituto Tucumano de Innovación y Desarrollo en
Oftalmología (NITIDO).
San Miguel de Tucumán, Argentina
alavaque@intramed.net

Dra. Natalia Ramón Brim

Centro de Especialidades Oftalmológicas (CEO).
Nuevo Instituto Tucumano de Innovación y Desarrollo en
Oftalmología (NITIDO).
San Miguel de Tucumán, Argentina
nataliaramonbrim@gmail.com

Dra. María Fernanda Sánchez

Médica oftalmóloga
Hospital Oftalmológico Pedro Lagleyze
Buenos Aires
mariafernanda.sanchez1@gmail.com

TABLA DE CONTENIDOS

- 1. Historia de la ecografía ocular**
Dres. Guadalupe Domínguez y Guillermo Talevi
- 2. Principios físicos de la ecografía**
Dres. Carina Tallano y Guillermo Talevi
- 3. Examen del globo ocular normal**
Dres. Carina Tallano y Guillermo Talevi
- 4. Patología vitreorretinal**
Dres. Guillermo Talevi y Carina Tallano
Dr. Oscar Donato (revisor)
- 5. Ecografía y traumatismos oculares**
Dres. Carina Tallano y Guillermo Talevi
- 6. Melanoma coroideo y su diagnóstico diferencial**
Dres. Guillermo Talevi y Carina Tallano
- 7. Inflammaciones oculares**
Dres. Carina Tallano y Guillermo Talevi
Dr. Cristóbal Couto (revisor)
- 8. Ecografía de la órbita**
Dres. Guillermo Talevi y Carina Tallano
Dr. Daniel Weil (revisor)
- 9. Ecografía en oftalmopediatría**
Dres. Guillermo Talevi y Carina Tallano
Dra. Adriana Fandiño (revisora)
- 10. Ultrabiomicroscopía**
Dres. María Fernanda Sánchez, Clarisa Catalano, Álvaro Fernández Mendy
- 11. Biometría ocular**
Dres. Julio Fernández Mendy y Carina Tallano
- 12. Ecometría en niños**
Dres. Guillermo Talevi y Carina Tallano
- 13. Ecografía Doppler en oftalmología: utilidad en tumores intraoculares**
Dra. Carolina María Gentile
- 14. Tomografía de coherencia óptica (OCT)**
Dra. Carina Tallano
Dr. Alejandro Lávaque (revisor)
- 15. Angiografía por OCT (OCTA)**
Dres. Alejandro José Lávaque, Carlos Agüero, Natalia Ramón Brim, Carlos Arzabe

HISTORIA DE LA ECOGRAFÍA OCULAR

Dres. Guadalupe Domínguez y Guillermo Talevi

Las primeras líneas en la historia de la ecografía ocular¹⁻² fueron escritas por dos oftalmólogos norteamericanos: Mundt y Hughes³. En 1957 publicaron cómo la ecografía modo A podría cumplir un rol fundamental en el diagnóstico de tumores intraoculares. Poco tiempo después en Finlandia se expandió el uso de la ecografía modo A para el diagnóstico de otras enfermedades oculares⁴ y se publicaron las velocidades del ultrasonido en diferentes tejidos del globo ocular⁵.

Un año más tarde, se desarrolló el primer método de ecografía modo B de inmersión para uso en la oftalmología⁶. A principios de los sesenta, Jansson⁷⁻⁸ y sus colaboradores usaron el ultrasonido para medir distancias entre las estructuras del ojo⁷⁻⁸, lo que dio el puntapié inicial muchos años después para el cálculo de lentes intraoculares en cirugía de catarata, entre otros usos.

Una década más tarde, en los setenta, gracias a los trabajos de Purnell⁹ y luego Coleman¹⁰⁻¹¹, se desarrolló de manera comercial el primer ecógrafo de inmersión modo B. En 1972 Bronson introdujo el método B de contacto, portable y de fácil manejo, ya que la sonda ecográfica se apoyaba en los párpados tal como se usa hoy¹². Con el desarrollo de este nuevo instrumento, la ecografía comenzó a ser parte fundamental en la práctica oftalmológica.

Fue Ossoinig¹³⁻¹⁵, un oftalmólogo austríaco, quien durante la década del 60 subrayó la importancia de estandarizar los instrumentos y la técnica para que

todos los oftalmólogos pudieran obtener resultados confiables y reproducibles¹⁶⁻²¹. Para tal fin desarrolló el primer ecógrafo modo A estandarizado: el Kretztechnik 7200 MA. Este aparato por primera vez podía diferenciar los tejidos del ojo de manera confiable. Luego, Ossoinig agregó el modo B (fig. 1) y estandarizó el uso de ambas técnicas, lo que dio nacimiento a la ecografía estandarizada como se la conoce hoy.

En la Argentina, el precursor de la ecografía fue J. R. Sampaolesi²², quien fue uno de los primeros en utilizar ecografía modo A para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con glaucoma congénito²³.

A principios de los noventa, Pavlin y colaboradores popularizaron el uso del ultrasonido de alta frecuencia para mejorar la resolución de las estructuras anteriores del globo ocular²⁴⁻²⁷. Estos hallazgos facilitaron mucho la comprensión de patologías y alteraciones del segmento anterior.

El uso de la ecografía doppler en oftalmología se remonta a los años setenta²⁸, pero no fue hasta los ochenta que se comenzó a utilizar de manera estandarizada el doppler color para el diagnóstico de enfermedades y tumores oculares²⁹⁻³¹.

Es gracias a todos los arriba mencionados y a aquellos que omitimos, cuyos esfuerzos y estudios contribuyeron a nuestro entendimiento de la ecografía, a quienes debemos el conocimiento que nos ayuda en nuestra labor diaria como oftalmólogos y ecografistas.

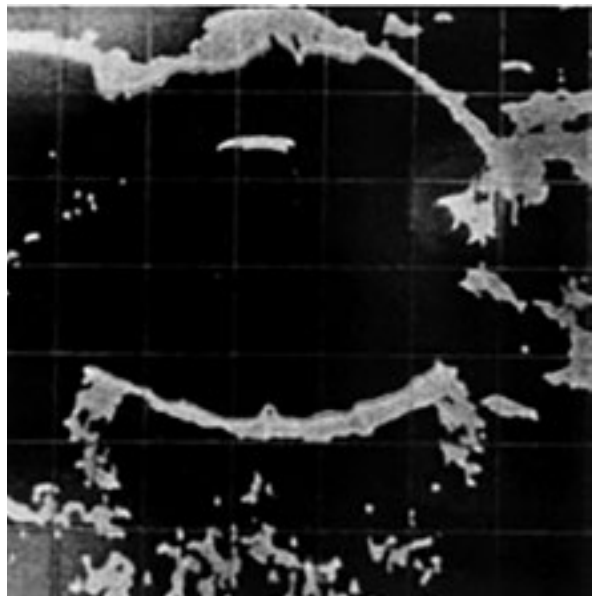


Figura 1. Ecografía modo B lograda con sonda 20 MHz del Kretztechnik 7200 MA.

Referencias

1. Lizzi FL, Coleman DJ. (2004). History of ophthalmic ultrasound. *J Ultrasound Med* 2004; 23: 1255-66.
2. Ossoinig KC. History of ophthalmic standardized echography. En: *Diagnostic ultrasound in ophthalmology: ophthalmology standardized echography* [recurso web]. Iowa City, USA: Ecography Teaching Services, [ca.2001]. Disponible en: <https://www.ecography.com/history.htm> (consulta: abr. 2018).
3. Mundt GH Jr, Hughes WF Jr. (1956) Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol* 1956; 41: 488-98.
4. Oksala A, Lehtinen A. Diagnostics of detachment of the retina by means of ultrasound. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1957; 35: 461-7.
5. Oksala A, Lehtinen A. (1957). Über die diagnostische Verwendung von Ultraschall in der Augenheilkunde. *Ophthalmologica* 1957; 134: 387-95.
6. Baum G, Greenwood I. (1958). The application of ultrasonics locating techniques to ophthalmology: theoretic considerations and acoustic properties of ocular media. I. Reflective properties. *Am J Ophthalmol* 1958; 46: 319-29.
7. Jansson F, Sundamark E. Determination of the velocity of ultrasound in ocular tissues at different temperatures. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1961; 39: 899-910.
8. Jansson F, Kock E (1962). Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1962; 40:420-33.
9. Purnell EW. Ultrasound in ophthalmological diagnosis. En: Grossman CC (ed.) *Diagnostic ultrasound: proceedings of the first international conference, University of Pittsburgh, 1965*. New York: Plenum Press, 1966, p. 65.
10. Coleman DJ, König WF, Katz L. A hand-operated ultrasound scan for ophthalmic evaluation. *Am J Ophthalmol* 1969; 68: 256-63.
11. Coleman DJ. Reliability of ocular and orbital diagnosis with B-scan ultrasound: 1. Ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol* 1972; 73: 501-16.
12. Bronson NR. Development of a simple B-scan ultrasonoscope. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1972; 70: 365-408.
13. Ossoinig KC, Steiner H. Zum Problem der Normung in der Ultraschalldiagnostik des Auges. *Albrecht von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol* 1966; 169; 241-9.
14. Ossoinig KC, Seher K. (1966) Ecographische Untersuchungen feigeweblicher Strukturen zur Klärung des Echo-Ursprunges in Tumoren. *Albrecht von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol* 171; 17-24.
15. Ossoinig KC, Seher K, Kaufmann F. Ecographische Untersuchungen feigeweblicher Strukturen über ein bei der Ultraschalluntersuchung von Citratblut beobachtetes Phänomen. *Albrecht von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol* 1967; 173; 327-38.
16. Ossoinig KC. Basics of clinical echo-ophthalmography: clinical standardization of equipment and techniques. En: Böck J, Ossoinig KC (ed.). *Ultrasonographia medica: proceedings = Kongressberichte = Comptes rendus. 1st World Congress on ultrasonic diagnostics in medicine and SIDUO III*. Vienna: Verlag der Wiener Medizinischen Akademie, 1971, p. 83.
17. Ossoinig KC. Basics ecographic tissue differentiation, acoustic behaviour of biological structures. En: Böck J, Ossoinig KC (ed.). *Ultrasonographia*

- medica: proceedings = Kongressberichte = Comptes rendus. 1st World Congress on ultrasonic diagnostics in medicine and SIDUO III.* Vienna: Verlag der Wiener Medizinischen Akademie, 1971, p. 419.
18. Ossoinig KC. Basics ecographic tissue differentiation, experimental and clinical examinations of the influence of system parameters on the diagnostic value of echograms. En: Böck J, Ossoinig KC (ed.). *Ultrasonographia medica: proceedings = Kongressberichte = Comptes rendus. 1st World Congress on ultrasonic diagnostics in medicine and SIDUO III.* Vienna: Verlag der Wiener Medizinischen Akademie, 1971, p. 155.
19. Ossoinig KC. The first standardized system for echo-ophthalmography. En: Société Internationale de Diagnostic Ultrasonique en Ophtalmologie. Congrès [4e: 1971: Paris]. *Diagnostica ultrasonica in ophtalmologia.* Paris: Centre National d'Ophtalmologie de Quinze-Vingts, 1973, p. 131.
20. Ossoinig KC (1974). Quantitative ecography: the basis of tissue differentiation. *J Clinical Ultrasound* 1974; 2: 33-46.
21. Ossoinig KC. Standardized ecography: basic principles, clinical applications, and results. *Int Ophthalmol Clin* 1979; 19: 127-210.
22. Sampaolesi R. *Ultrasonidos en oftalmología: ecografía ocular, ecografía orbitaria, ecometría.* Buenos Aires: Médica Panamericana, 1984.
23. Sampaolesi R, Caruso R. Ocular echometry in the diagnosis of congenital glaucoma. *Arch Ophthalmol* 1982; 100: 574-7.
24. Pavlin CJ, Sherar MD, Foster FS. Subsurface ultrasound microscopic imaging on the intact eye. *Ophthalmology* 1990; 97: 244-50.
25. Pavlin CJ, Harasiewicz KA, Sherar MD, Foster FS. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991; 98: 287-95.
26. Pavlin CJ, Foster FS. *Ultrasound biomicroscopy of the eye.* New York: Springer, 1995.
27. Pavlin CJ, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy: high-frequency ultrasound imaging of the eye and microscopic resolution. *Radiol Clin North Am* 1998; 36: 1047-58.
28. Coleman DJ, Lizzy FL, Jack RL. *Ultrasonography of the eye and orbit.* Philadelphia: Lea & Febiger, 1977, p. 3.
29. Erickson SJ, Hendrix LE, Massaro BM *et al.* Color Doppler flow imaging of the normal and abnormal orbit. *Radiology* 1989; 173: 511-6.
30. Lieb WE, Flaharty PM, Sergott RC *et al.* Color Doppler imaging provides accurate assessment of orbital blood flow in occlusive carotid artery disease. *Ophthalmology* 1991; 98: 548-52.
31. Lieb WE. Color Doppler imaging of the eye and orbit. *Radiol Clin North Am* 1998; 36: 1059-71.

PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA ECOGRAFÍA

Dres. Carina Tallano y Guillermo Talevi

Definición de ecografía

El ultrasonido es un grupo de ondas acústicas producidas por la oscilación (condensación y dilatación) de partículas en un medio a una frecuencia mayor a 20.000 ciclos/seg. o 20 kHz, inaudibles para el ser humano (las frecuencias por debajo de 20 kHz son perceptibles para una persona con audición normal)¹⁻⁵. Los medios sólidos y líquidos son incompresibles en sí mismos y la velocidad con que se transmite la onda acústica depende de la densidad de moléculas del medio y de la fuerza de cohesión y repulsión entre ellas. La oscilación de partículas describe ondas mecánicas. A diferencia de las ondas electromagnéticas (por ejemplo, la luz), la energía mecánica (ultrasonido) no puede propagarse por el vacío ya que requiere de partículas para transmitirse.

Comparte con las ondas electromagnéticas las siguientes propiedades:

- Velocidad (V: metros/seg): el ultrasonido viaja a distinta velocidad, dependiendo de la densidad del tejido que atraviesa y de la fuerza de cohesión y repulsión de las moléculas que lo componen. A mayor densidad, mayor velocidad. Por ejemplo, en el vítreo, el ultrasonido viaja más lento que en el cristalino, que posee mayor densidad de moléculas.

Las velocidades del ultrasonido en los distintos medios son:

- Aire (gases): 300 m/s.
- Agua: 1480 m/s.

- Córnea y cristalino: 1641 m/s.
- Humor acuoso y vítreo: 1532 m/s.
- Retina: 1550 m/s.
- Aceite de silicón: 980 m/s.
- Hueso: 3500 m/s.
- Acero: 5900 m/s.
- Frecuencia (f): si se observa un punto fijo en el trayecto del ultrasonido, la frecuencia es el número de veces que alcanza la máxima condensación o dilatación en un segundo. Un ciclo o período (T) es el tiempo que tarda el punto en ir de una máxima dilatación a otra máxima dilatación (fig. 1a y b). En otras palabras la frecuencia es el número de ciclos por segundo cuya unidad es el Hertz (Hz o ciclo/seg). 1.000 Hz = 1 KHz; 1.000.000 Hz = 1 MHz.

$$f = 1 / T$$

- Longitud de onda (λ): si detenemos el tiempo y observamos la onda de ultrasonido en un instante determinado, la distancia entre dos crestas sucesivas es la longitud de onda (λ) (fig. 1a y b). La distancia recorrida por la onda de ultrasonido en el tiempo correspondiente a 1 ciclo (T) es la longitud de onda y depende de la velocidad del sonido en el medio (V), expresándose matemáticamente en función del período (T) o de la frecuencia (f) según las siguientes fórmulas:

$$\lambda = V \times T \quad \text{o} \quad \lambda = V / f$$

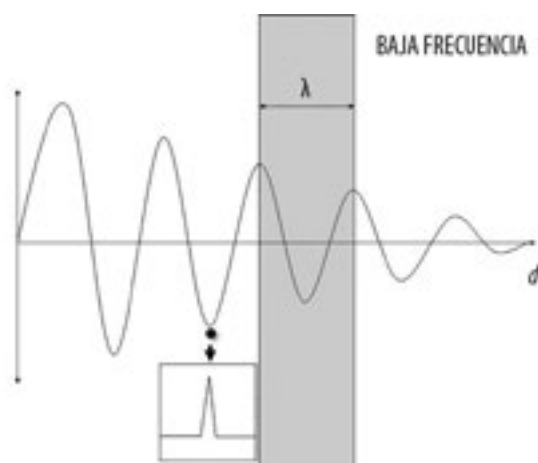


Figura 1a. Relación entre frecuencia y longitud de onda del ultrasonido al atravesar un medio (baja frecuencia).

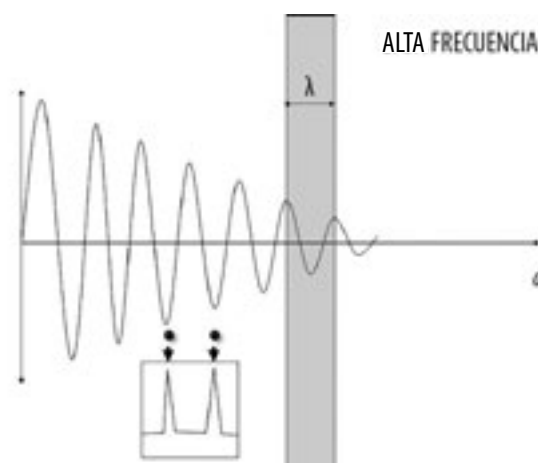


Figura 1b. La alta frecuencia mejora la resolución axial, disminuye la penetración y hay mayor absorción tisular.

De lo anterior se deduce que a mayor frecuencia (f), menor longitud de onda (λ), y siendo λ el límite teórico para distinguir dos interfaces como separadas (resolución axial) se concluye que a mayor frecuencia (f), mayor resolución axial (fig. 1b).

- Absorción: otra característica del ultrasonido es que a medida que aumenta la frecuencia de la onda (f), mayor es la absorción tisular y disminuye su penetración (fig. 1b).

Al correlacionar lo enunciado se concluye que: “A mayor frecuencia, mejor resolución y menor penetración”.

Según el órgano a examinar se utilizan diferentes frecuencias: 1 a 5 MHz para ecografía abdominal, ya que se requiere mayor penetración y 8 a 20 MHz para oftalmología, obteniéndose mayor resolución con menor penetración. Ejemplo: si se usa una sonda de 10 MHz (alta frecuencia) en un medio en el que la velocidad del ultrasonido es de 1600 m/seg, la longitud de onda es de 0.16 mm (baja longitud de onda). Esto determina la identificación de dos interfaces ubicadas a 0.16 mm como separadas (resolución axial) (fig. 1b).

- Reflexión y refracción: al seguir las leyes de la física óptica, el ultrasonido se propaga de manera longitudinal. Al encontrar una interfaz acústica se puede reflejar y refractar, propiedades que determinan su utilidad diagnóstica. La reflexión constituye el eco que retorna al transductor y que una vez que

ha sido convertido en energía eléctrica y procesado contribuye a la formación del *ecograma*. La refracción permite que el ultrasonido continúe su propagación en profundidad para luego reflejarse permitiendo la obtención de ecos provenientes de interfaces ubicadas cada vez a mayor profundidad. Son estas propiedades las que permiten utilizar el sonido, y por ende el ultrasonido, para medir distancia entre un emisor y el elemento reflector. Si se imagina un valle frente a una gran montaña y se emite un grito hacia la pared, al cabo de un tiempo se escucha un eco. Si se mide el tiempo (t) que tarda el sonido en ir y volver, conociendo la velocidad del sonido en el aire (V : 300 m/seg) se podrá saber cuál es la distancia que existe entre el emisor y la montaña mediante la siguiente ecuación:

$$2 \times \text{distancia} = V \times t \text{ por lo que } \text{distancia} = (V \times t) / 2$$

Este principio “pulso-eco” es el fundamento del uso del ultrasonido en medicina para la medición de distancias entre diferentes estructuras anatómicas. Para ello, se requiere de un instrumento que permita visualizar los “ecos” y medir los tiempos entre ellos convirtiéndolos —al conocer la velocidad del ultrasonido en cada medio— en “distancia”. Este instrumento es el ecógrafo.

- Difracción, dispersión y absorción: las ondas de ultrasonido también se pueden dispersar, absor-

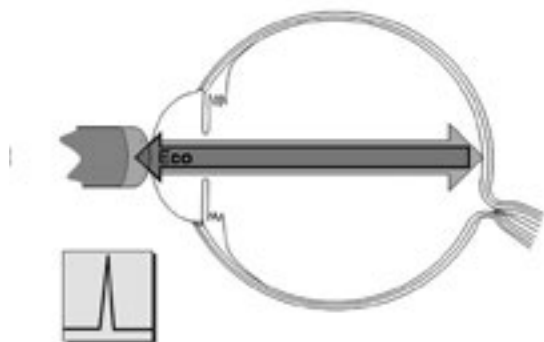


Figura 2a. Modo en que la incidencia del haz de ultrasonido afecta la amplitud del ecograma. Si la incidencia es perpendicular, la reflexión será máxima y el ecograma, de máxima amplitud.

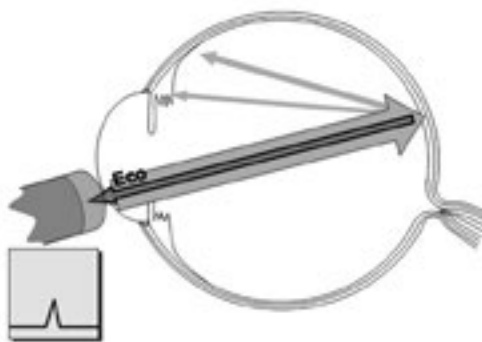


Figura 2b. Si la incidencia del ultrasonido es oblicua, las ondas reflejadas alcanzan parcialmente la sonda, produciendo un eco de menor amplitud.



Figura 3. Equipos de ecografía y ecometría usados por los autores.

ber y difractar, propiedades que disminuyen la cantidad de *ecos* que retornan a la sonda y, dado que no contribuyen a la formación del ecograma, causan atenuación (ver más adelante).

- **Ángulo de incidencia del US:** si el haz de ultrasonido incide perpendicular a la interfaz y además ésta es grande y lisa (ejemplo: retina), la reflexión es especular y el eco tiene alta energía, por lo que el ecograma modo A será un pico de ascenso abrupto (rápido y derecho) y, en modo B, tendrá máximo brillo. Si la incidencia es oblicua, las ondas al reflejarse alcanzan parcialmente la sonda, produciendo un eco de menor amplitud. Siempre se debe orientar la sonda perpendicular a la superficie que se desea visualizar (fig. 2a y b).

Ecógrafo

El ecógrafo está constituido por cuatro elementos: el generador, el transductor (con el cristal piezoeléctrico) ubicado en el extremo distal de la sonda, el receptor y la pantalla (fig. 3). El generador produce pulsos eléctricos (1000/seg) de manera intermitente y, en los segundos en que no genera, actúa como receptor de la información proveniente de los tejidos (sistema pulso-eco) que le envía el transductor. Cada pulso eléctrico, al llegar al cristal piezoeléctrico (sonda), modifica su forma provocando compresión y descompresión de sus moléculas que inician su propagación en forma de ondas de ultrasonido; es decir que el cristal actúa como transductor de energía eléctrica

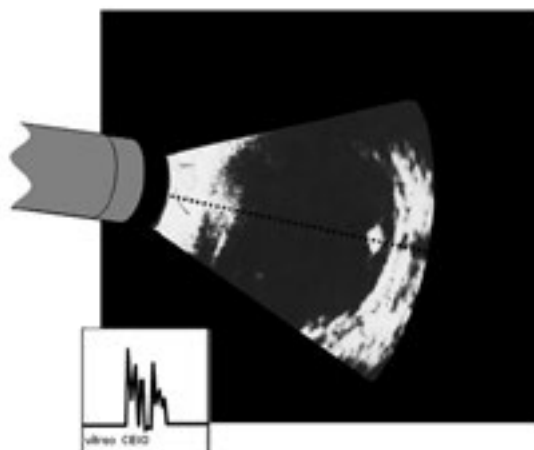


Figura 4a. Cuerpo extraño intraocular (CEIO). Ecograma obtenido de dos medios con distinta densidad de moléculas. Fácil identificación del CEIO.

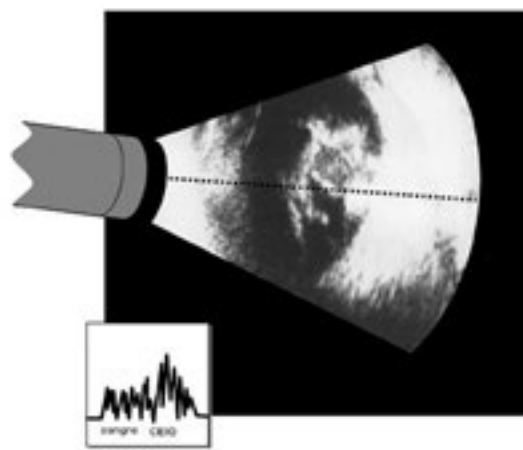


Figura 4b. Cuerpo extraño intraocular. Ecograma obtenido de dos medios con similar densidad de moléculas. Difícil identificar el CEIO.

en mecánica. El ultrasonido se propaga longitudinalmente por los tejidos y, al encontrarse con un cambio de densidad (interfaz acústica), se refleja y esta parte de la onda de ultrasonido que retorna a la sonda se denomina *eco*. El eco es ultrasonido (energía mecánica) que al pasar por el transductor se convierte en energía eléctrica y se envía al receptor, el cual procesa la información y la muestra en la pantalla (ecograma).

Impedancia e interfaz acústica

La impedancia acústica de un medio se expresa por la velocidad del sonido a través de él multiplicada por su densidad.

$$Z = (\text{impedancia acústica}) = \text{velocidad} \times \text{densidad}$$

Interfaz acústica es la unión de dos medios de diferente impedancia acústica.

La relación entre la Amplitud del eco (A_e) y la Amplitud de la onda incidente (A_i) se llama coeficiente de reflexión (r) y depende de las impedancias acústicas de los medios que definen la interfaz acústica (Z_1 y Z_2):

$$r = A_e / A_i = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)$$

A mayor diferencia de impedancia acústica entre los dos medios que forman la interfaz mayor es el

eco. Ejemplo: el eco proveniente de la interfaz vítreo/cuerpo extraño intraocular (CEIO) es mayor que el que se originaría de hemorragia vítreo/CEIO, porque la diferencia de densidad de moléculas es mayor en el primero (fig. 4a y b). Si uno de los medios que constituyen la interfaz es aire o hueso, la impedancia acústica es máxima, el eco se refleja totalmente y no hay refracción del ultrasonido que permita visualizar estructuras por detrás de ellos. Por dicha razón se los considera enemigos del ultrasonido y fundamenta el uso de gel u otro elemento acoplante para evitar el aire entre la sonda y el punto de contacto tisular.

Comportamiento del ultrasonido en las distintas interfaces

Las interfaces o el tipo de lesión ecográfica pueden ser (fig. 5a, b y c):

- *Grandes* (mayores de 0.5 mm): membranas o lesiones sólidas. Lisas y planas (ejemplo: retina⁶) el eco se refleja especularmente, dando un ecograma agudo (pico bien definido), de gran amplitud y corta duración. Lisas y convexas (ejemplo: melanoma): las porciones laterales de la interfaz reflejan de manera no especular y parte del eco se dispersa alejándose de la sonda, lo que confiere un ecograma obtuso, débil. Irregular (ejemplo: retina

desprendida con PVR o atrofia): casi todo el ultrasonido se difracta en los bordes y, aunque la incidencia sea perpendicular, el eco resulta atenuado, obtuso y débil (de poca intensidad).

- *Puntiformes* (de 0.16 mm a 0.5 mm): cuando la lesión es muy pequeña, aun cuando sean múltiples (ejemplo: glóbulos de grasa de la órbita) dispersan el ultrasonido e, independientemente del ángulo de incidencia, el eco resulta atenuado. La difracción es la dispersión de energía ultrasónica para todos lados. No se afecta por la perpendicularidad de la sonda pero depende del tamaño de la interfaz, y la agrupación de pequeñas interfaces genera difracción; no así una interfaz pequeña aislada.

Ultrasonido estandarizado

Ossoinig realizó experiencias con sangre citrada (anticoagulada) en las que varía la relación plasma/eritrocitos y a veces, sangre/eritrocitos/glóbulos blancos⁷⁻⁹.

1. Primero introdujo la sonda en la sangre anticoagulada, recientemente extraída, obteniendo un ecograma con un primer pico agudo (sonda), seguido por múltiples picos en forma decreciente (células sanguíneas vivas suspendidas en el plasma que crean interfaces acústicas) y otro pico agudo al final (base del recipiente) (fig. 6). Este modelo es aplicable a tumores cuyas células se encuentran separadas por abundante sustancia intercelular (ejemplo: hemangioma).

2. Al centrifugar la sangre, se separa el plasma de las células y por ende no hay ecos en el área correspondiente sólo a plasma homogéneo; sigue un eco correspondiente a la interfaz plasma-células sedimentadas; luego sigue un área sin ecos de células sedimentadas en alta concentración y, al final, el eco del recipiente (fig. 7). Este modelo se aplica a tumores de alta densidad de células sin sustancia intercelular ni vascularización significativa, como el grupo linfomas-pseudotumor-sarcoma. Se sabe que, cuando la densidad celular está por debajo de 50.000 células por mm³, no se producen ecos porque no hay interfaces de tamaño suficiente como para producirlos. Si aumenta la densidad celular hasta 5.000.000 se producen ecos cada vez de mayor

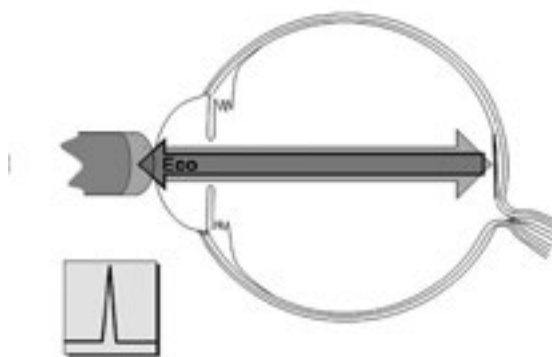


Figura 5a. Tipos de lesiones ecográficas: grande, lisa y plana. La reflexión especular determina alta amplitud.

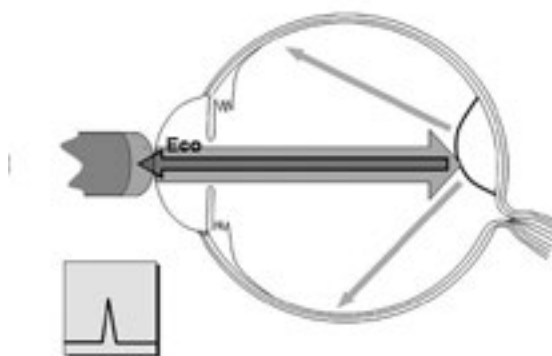


Figura 5b. Lesión lisa y convexa. Las porciones laterales reflejan de manera no especular. Parte del eco se dispersa. Ecograma de menor amplitud.

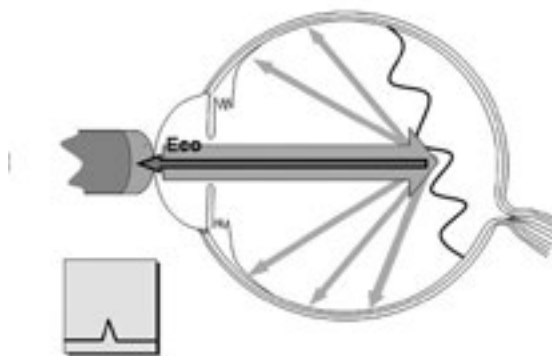


Figura 5c. Lesión irregular. Casi todo el ultrasonido se dispersa y el ecograma es de muy baja amplitud.

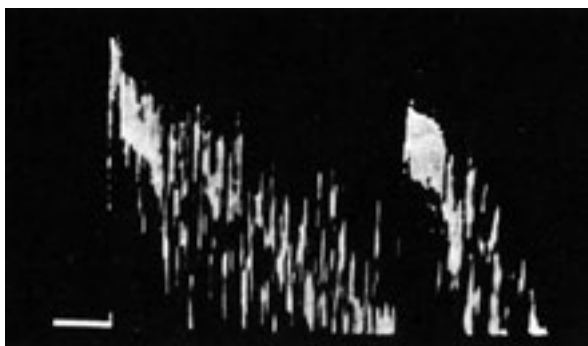


Figura 6. Ecograma obtenido de sangre anticoagulada recién extraída. El primer eco corresponde a la interfaz sonda/sangre; luego hay ecos múltiples y decrecientes que corresponden a las células suspendidas en el plasma y el pico final, a la interfaz sangre/base del recipiente.

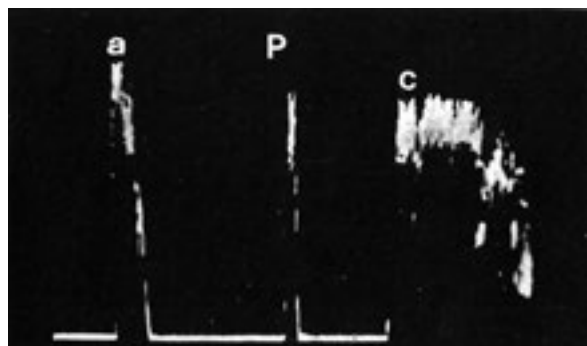


Figura 7. Ecograma de sangre centrifugada. El primer pico corresponde a la interfaz sonda/plasma. Luego hay un área anecoica de plasma sin células. A continuación, el eco P que corresponde a la interfaz plasma/células. Después una nueva área anecoica de células de alta densidad sedimentadas y el pico C corresponde a la interfaz células/base del recipiente.

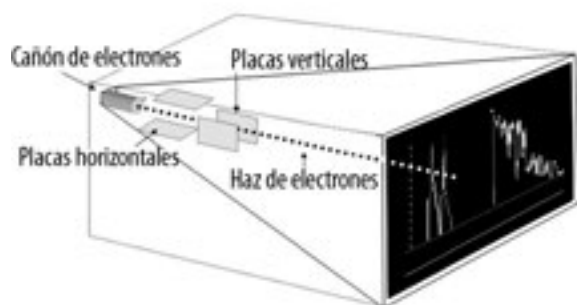


Figura 8a. Osciloscopio (esquema modo A).

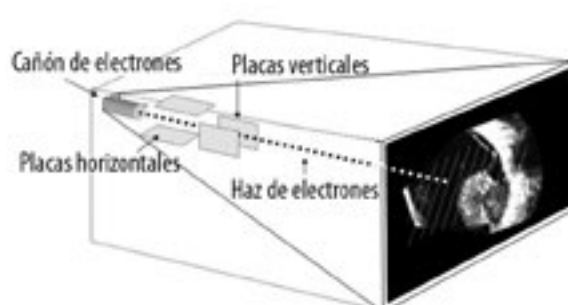


Figura 8b. Osciloscopio (esquema modo B).

reflectividad; pero, a partir de 7.000.000 de células, comienzan a disminuir para estar ausente de ecos con 11.000.000 y producirse un ecograma similar al de menos de 50.000 células. Esta vez se debe a que la masa celular es tan densa y homogénea que no produce ecos.

Queda así demostrado que cada célula no da eco independientemente debido a que su tamaño está por debajo de la resolución ecográfica (longitud de onda). Los acúmulos celulares pueden dar ecos fuertes y las variaciones en la densidad celular pueden producir ecogramas muy diferentes.

La sensibilidad al cambio de tamaño de las interfaces es una de las bases para la diferenciación tisular en ecografía¹⁰⁻¹².

Representación de la imagen: procesamiento de la información

El osciloscopio es la parte del ecógrafo que permite visualizar señales eléctricas (fig. 8a y b).

Si llega a las placas horizontales una señal que “barra” la pantalla en un tiempo conocido y a las placas verticales la señal eléctrica que producen los “ECOS” al impactar con el transductor, se podrán medir los tiempos entre “picos” o “ecos”. A esta presentación de los ecos se la denomina MODO A (Amplitud) y se la emplea en la ecometría para determinar el largo axial del ojo (fig. 8a).

Una vez emitido el ultrasonido y finalizada su recepción se mide el TIEMPO empleado en ida y

vuelta; se lo divide por 2 y se calcula la DISTANCIA entre determinadas estructuras.

$$\text{DISTANCIA} = \text{VELOCIDAD} \times \text{TIEMPO} / 2$$

Es importante remarcar que lo que se mide es tiempo y, si se tiene en cuenta que el ultrasonido tarda distinto tiempo en atravesar igual distancia en medios de diferente densidad, se deduce que, cuando los atravesase, será necesario modificar la velocidad para que la conversión *tiempo-distancia* sea la correcta. Esto tiene máxima relevancia en *ecometría*.

Hay ecógrafos que aplican velocidad promedio (ejemplo: 1550 m/seg en ojo fáquico y 1532 en ojo afáquico por la mayor velocidad que supone el paso del ultrasonido por el cristalino). Los ecógrafos en modo A con mayor tecnología identifican las interfaces con marcas (*gates*), asignando la correspondiente velocidad al espacio comprendido entre ellas.

Si, en cambio, se utilizan las placas horizontales y verticales para posicionar cada eco y al cañón de electrones (eje Z) llegan las señales producidas por los ecos recibidos, se obtendrá una imagen bidimensional (MODO B). A mayor amplitud del eco, el punto será más brillante (según la escala de grises seleccionada); delineándose así las interfaces, se “dibujan” las estructuras que estas delimitan (fig. 8b).

Sistemas de visualización de ecos

- **Ecograma modo A** (tiempo-amplitud): una dimensión, en el eje de las X se representa el tiempo y en el de las Y, la amplitud. Cada eco es un pico que asciende desde la línea de base y cuya distancia entre ellos depende del tiempo que tarda el haz de ultrasonido en alcanzar la interfaz y reflejarse como eco a la sonda. Su principal aplicación es en *ecometría*. Dado que la amplitud de cada eco indica su intensidad, se lo usa para establecer objetivamente (decibeles) la reflectividad de una interfaz.
- **Ecograma modo B** (bidimensional): visualización en dos dimensiones; el eje horizontal representa la profundidad tisular y el vertical, el segmento del ojo u órbita visualizado. La amplitud o intensidad está dada por el brillo de los distintos puntos del ecograma. Los ecos (puntos o píxeles) que en el modo A serían

más altos, en este modo son más brillantes y viceversa, utilizando la escala de grises. Tal escala debe ser ajustada en la impresora para que la imagen en el papel sea fiel a la de la pantalla. La imagen semeja una rebanada en la que cada punto es un eco y que se visualiza en “tiempo real”. Esto se debe a que el transductor oscila entre 30° y 60° para realizar múltiples cortes por segundo, y la sucesión de imágenes es tan rápida que el ojo del observador lo interpreta como tiempo real. Con este modo no sólo se identifican distintas interfaces situadas en profundidad sino también las que están posicionadas lateralmente. Este modo se utiliza para evaluar el movimiento, la forma y la topografía de diferentes interfaces.

Procesamiento de los ecos recibidos

- **Amplificación:** consiste en aumentar las diferencias entre ecos para determinar su distinta procedencia tisular. En cierta manera es una función que podría representar la regulación del contraste. Hay tres tipos:
 - Lineal:* muestra pequeñas diferencias entre fuentes generadoras de ecos (gran sensibilidad) pero el rango de intensidades es limitado (0 a 15 db).
 - Logarítmica:* el rango es amplio (0 a 80 db) pero la sensibilidad es baja. Se amplifican más las señales pequeñas que las grandes.
 - Curva de amplificación en S:* combina rango mayor que en la amplificación lineal (0 a 33 db) pero con mayor sensibilidad que la logarítmica, lo que confiere mayor diferenciación tisular.
- **Ganancia:** sería análogo a aumentar o disminuir el volumen. Se mide en decibeles (unidades relativas de intensidad de US). Al modificar la ganancia no se modifica la cantidad de energía eléctrica ni el US; sólo se altera el ecograma. Al aumentar la ganancia, aumenta la amplitud (es decir, aumenta la sensibilidad), pero disminuye la resolución. Suele aumentarse la ganancia (ejemplo: 80 db) para ver hemorragias vítreas posvitrectomía, dado que por ausencia de vítreo no coagulan, su reflectividad es muy baja y se suele disminuir la ganancia (ejemplo: 20 db) para diferenciar retina de coroides y/o esclera o para detectar CEIO. Durante el examen

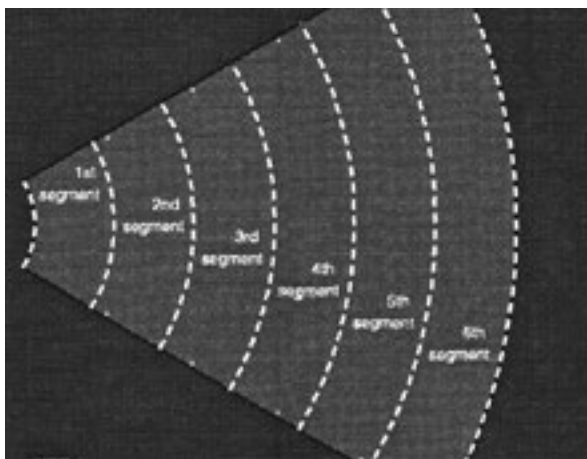


Figura 9a. TGC: esquema de distribución de segmentos con posibilidad de modificación selectiva de la ganancia.

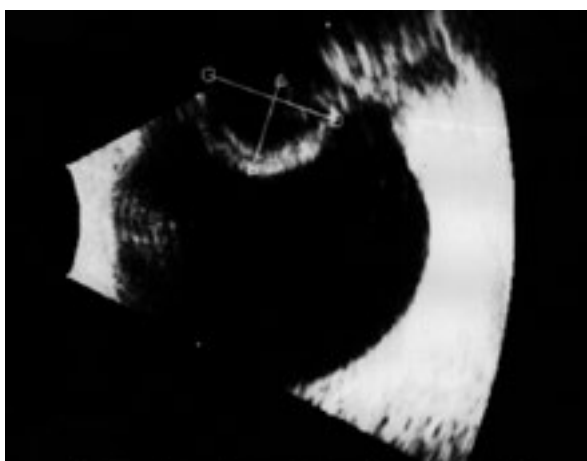


Figura 9b. TGC sin modificar. Cristalino aumentado de tamaño y reflectividad compatible con catarata.

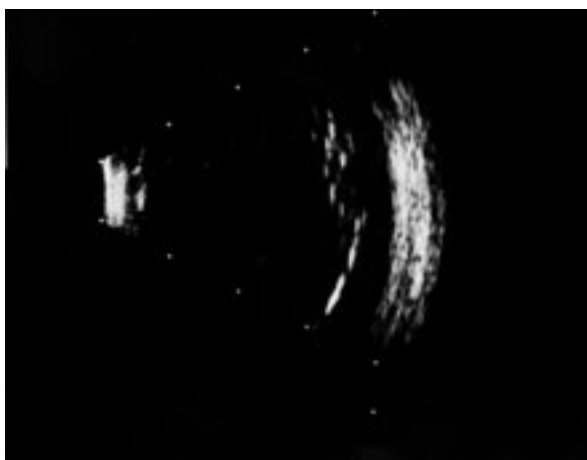


Figura 9c. TGC seleccionado y modificado. Desprendimiento de retina en ojo con aceite de silicón.

modo B constantemente se modifica la ganancia dependiendo de lo que se busque.

Algunos ecógrafos tienen funciones que realizan modificaciones selectivas de la ganancia para optimizar sus prestaciones tales como:

TGC (time gain compensation): en el ecógrafo usado por los autores esta función permite 7 puntos de ajuste para aumentar la ganancia de segmentos específicos del ojo sin modificar la procedente de estructuras adyacentes. Por ejemplo: se amplifican los ecos en cavidad vítrea sin modificar los ecos procedentes de la pared orbitaria para el diagnóstico de hemorragia vítrea en pacientes con ojos vitrectomizados (fig. 9a, b y c).

Función aumentadora (enhanced): elimina la escala de grises y los ecos de cierto umbral se muestran con igual intensidad (funciona como contraste). Por ejemplo: se lo utiliza cuando se sospecha que en un ojo con abundantes flotadores hay un DR en embudo cerrado que se visualiza mejor con esta función (fig. 10).

- **Resolución espacial**: es la capacidad de discriminar dos estructuras como separadas. Hay dos tipos de resolución:

1. *Resolución lateral*: es la mínima distancia entre dos interfaces ubicadas perpendicularmente al ultrasonido que pueden identificarse como separadas. Depende del ancho del haz del ultrasonido y de la forma del cristal que, si es cóncavo, permite una mejor focalización.

2. *Resolución axial*: es la mínima distancia entre dos interfaces ubicadas longitudinalmente al ultrasonido que pueden identificarse como separadas. Dado que depende de la frecuencia del transductor, en caso de sondas cuya frecuencia es 10 MHz, la resolución axial es de 0,16 mm (dada por la longitud de onda). La presencia de un material amortiguador, ubicado detrás del cristal, favorece el acortamiento del pulso eléctrico y mejora la resolución axial.

Otras funciones más fáciles de comprender son: zoom, freezado y memoria de imagen digital.

Artefactos

En rigor de verdad, el término “artefacto” deriva de la traducción anglosajona que es un término

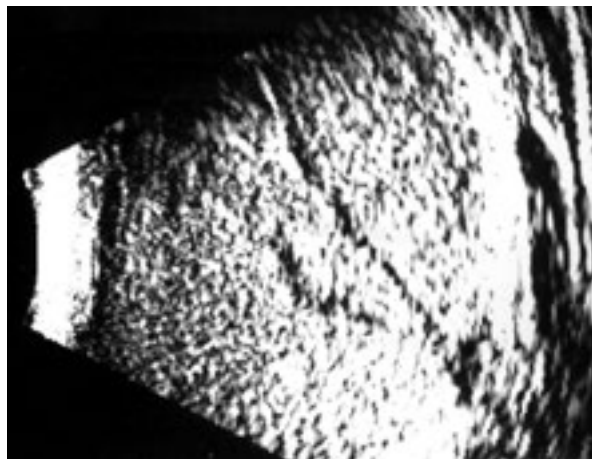


Figura 10. Ecografía en función *enhanced*. Desprendimiento de retina en embudo. Abundantes flotadores vítreos y subretinales.

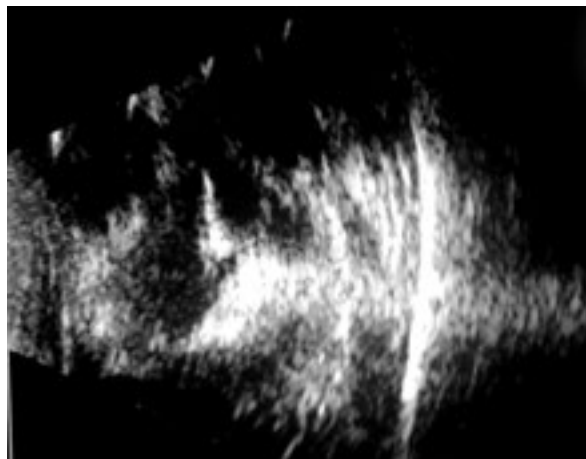


Figura 11. Ecos de reverberación en la retina producidos por restos de SF6.

poco feliz. En realidad, son hallazgos ecográficos debido a errores de técnica o eventos propios del comportamiento del ultrasonido dentro del globo ocular.

Los hallazgos encontrados en la examinación ecográfica no siempre coinciden con la realidad del globo ocular. Para saber identificarlos es necesario tener una correcta interpretación de la imagen y la técnica¹⁴⁻¹⁵.

Los artefactos más frecuentes son:

Reverberación externa: se producen por la falta de gel y/o el correcto contacto de la sonda con el párpado. También se debe a que el transductor está localizado justamente sobre el canto externo o interno. Tal artefacto se evita colocando la necesaria cantidad de sustancia de acople o posicionando bien el transductor.

Reverberación interna: se deben a cuerpos extraños intraoculares, restos de perfluorocarbono SF6 (fig. 11), gotas de aceite de silicón o burbujas de gas.

Sombra acústica: se manifiesta por un sector anecogénico posterior a una superficie de alta reflectividad, por ejemplo calcificaciones, cuerpos extraños intraoculares o explantes de silicón y esponja. Puede aparecer además por el efecto que produce la reflexión total del ultrasonido en un pliegue escleral.

Otro artefacto similar se produce en el limbo esclerocorneal, donde parece haber una solución

de continuidad en la pared o aparentar un cuerpo extraño en el ángulo esclerocorneal.

Un efecto parecido se produce al hacer pasar el ultrasonido directamente sobre el cristalino cataratoso. Se ve una imagen posterior similar a un estafiloma con los bordes sobreelevados que podrían confundirse con una lesión sólida. Ese artefacto se produce por la refracción del ultrasonido al pasar por el cristalino, en donde los polos tienen espesor máximo y mínimo hacia su ecuador. Para evitarlo conviene colocar la sonda periférica al limbo evitando el cristalino.

Referencias

1. Bushong SC, Archer BR. *Diagnostic ultrasound: physics, biology, and instrumentation*. St Louis: Mosby, 1991.
2. Kremkau FW. *Diagnosis ultrasound: principles and instruments*. 7th ed. Philadelphia: St. Louis: Saunders Elsevier, 2006.
3. McDicken WN. *Diagnostic ultrasonics: principles and use of instruments*. 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1991.
4. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. *Ultrasound physics and instrumentation*. 4th ed. St Louis: Elsevier Mosby, 2005.
5. Zagzebski JA. *Essentials of ultrasound physics*. St Louis: Mosby, 1996.

6. Oksala A, Lehtinen A. Diagnostics of detachment of the retina by means of ultrasound. *Acta Ophthalmol* 1957; 35: 461-7.
7. Ossoinig KC. Quantitative echography: the basis of tissue differentiation. *J Clin Ultrasound* 1974; 2: 33-46.
8. Ossoinig KC. Standardized echography: basic principles, clinical applications, and results. *Int Ophthalmol Clin* 1979; 19: 127-210.
9. Ossoinig KC. *Standardized ophthalmic echography of the eye, orbit and periorbital region: a comprehensive slide set and study guide*. 3rd ed. Iowa City: Goodfellow Company, 1985, p. 29-36.
10. Scott IU, Smiddy WE, Feuer WJ, Ehliens FJ. The impact of echography on evaluation and management of posterior segment disorders. *Am J Ophthalmol* 2004; 137: 24-9.
11. Coleman DJ. Reliability of ocular and orbital diagnosis with B-scan ultrasound. 1. Ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol* 1972; 73: 501-16.
12. Coleman DJ. Reliability of ocular tumor diagnosis with ultrasound. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1973; 77: 677-86.
13. Kremkau FW. *Diagnostic ultrasound: principles, instruments, and exercises*. 3rd ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1989, p. 147.
14. Zagzebski JA. *Essentials of ultrasound physics*. St. Louis: C. V. Mosby, 1996.