

UAB FACULTAD DE MEDICINA

**VALORACIÓN DE LAS PATOLOGÍAS
COROIDORRETINIANAS A TRAVÉS DEL ECÓGRAFO
TRIDIMENSIONAL**

ANA PAULA FURTADO C. TUPYNAMBÁ

DTOR: DR. JOSÉ IGNACIO GARCÍA-ARUMÍ

2000

1.1. HISTORIA DE LOS ULTRASONIDOS

Los orígenes de los ultrasonidos debemos buscarlos en la biología, ya que desde hace sesenta millones de años un pequeño mamífero placentario, el murciélago, se orienta mediante vibraciones sonoras.

Este hecho, que fue demostrado por el zoólogo Griffin en 1933¹, ya había sido intuido en 1773 por el abate Spallanzani,² quién, al estudiar el vuelo nocturno de estos animales, sospechó que su sentido de orientación para moverse en la oscuridad era motivado por "algo" desconocido por la ciencia de su época.

En 1880, los hermanos Jacques y Pierre Curie descubrieron las propiedades piezoeléctricas de ciertos cristales de cuarzo y comprobaron que, al realizar presiones sobre una lámina de este mineral, aparecían potenciales eléctricos.³

En 1883, Galton consiguió producir por primera vez ondas ultrasónicas, utilizando un silbato de aire comprimido.⁴

En 1916, Langevin y Chilowsky, a petición del Gobierno francés, estudiaron un método ultrasónico para detectar submarinos desde los barcos y, posteriormente, inventaron una sonda ecográfica que fue utilizada por la marina aliada a finales de la Primera Guerra Mundial.⁵

La primera aplicación industrial fue realizada en 1942 por Firestone, quien inventó el reflectoscopio para detectar defectos dentro de las estructuras sólidas.⁶

Su empleo en medicina data de 1942, cuando Dussik estudió los ventrículos cerebrales.⁷ En 1959, Wild y Reid, con su ecoscopio, lograron diagnosticar tumores digestivos y mamarios.⁸

La primera experiencia en el campo de la oftalmología fue protagonizada por Mundt y Hughes quienes, en 1956, estudiaron comparativamente el ecograma de dos ojos de cerdo enucleados, uno normal y otro en el que habían incluido 3 mm de tejido de un carcinoma mamario, consiguiendo así demostrar la posibilidad del diagnóstico ecográfico de los tumores intraoculares.⁹

Un año más tarde, en 1957, Oksala y Lehtiner diseñaron una sonda de fácil manejo y publicaron el ecograma de la mayoría de las afecciones oculares.¹⁰

La primera aplicación de la ecografía B, bidimensional, en el ojo se debió a Baum¹¹ y Greenwood que, en 1958, utilizando frecuencias de 15 MHz, consiguieron los primeros resultados en el diagnóstico ultrasónico en dos dimensiones.¹²

Yamamoto, en 1960, empleó los ultrasonidos para la biometría del globo y, un año más tarde, consiguió determinar la velocidad de propagación en los distintos medios oculares.¹³

En 1964, Buchmann organizó en Berlín el primer congreso sobre ultrasonidos en oftalmología, fundándose allí la sociedad SIDUO.¹⁴

Ossoinig, en 1965, realizó un importante trabajo sobre tumores intraoculares, pudiendo considerársele como uno de los primeros autores en utilizar la ecografía para el diagnóstico de las afecciones orbitarias.¹⁵

En 1965, Bronson estudió el diagnóstico y la localización de los cuerpos extraños intraoculares.¹⁶

En Francia, Massin y Poujol publicaron el primer trabajo en 1966¹⁷ y, en 1973, los mismos autores, junto con Hamard, editaron una de las monografías más importantes de la literatura médica europea, cuyas conclusiones respecto a la ecografía todavía hoy permanecen vigentes.¹⁸

En España, el primer artículo fue publicado en 1967, en los archivos de la Sociedad Española, por Gil del Río, quien, en 1972, presentó la ponencia en el II Congreso Luso-Hispano-Brasileño sobre este tema.¹⁹

Pérez Llorca escribió también varios trabajos y en 1976 se publica el primer artículo en España.²⁰

Entre los autores más importantes de todo el mundo, en el campo de la aplicación de los ultrasonidos en oftalmología, podemos destacar a Baum, Buschmann, Bronson, Coleman, François, Lehtinen, Massin, Oksala, Ossoinig, Poujol, Yamamoto y Young.

Velocidad (m/s)	Medio
1480	agua
1550	córnea
1532	acuoso y vítreo
1640	crystalino
1629	catarata
1630	esclerótica

La longitud de onda λ es la distancia que separa dos puntos que vibran en acuerdo de fase en dos ondas consecutivas, y representa la extensión de un ciclo completo. La unidad de medida de la longitud de onda es el milímetro (mm).

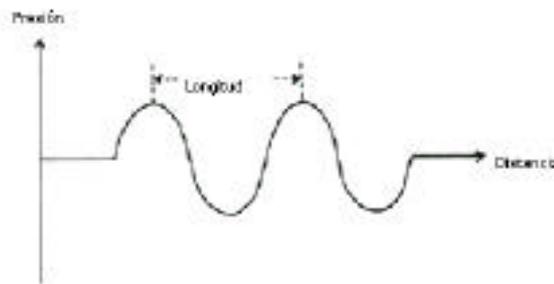
En los tejidos oculares a una frecuencia de 10MHz, la longitud de onda es aproximadamente de 0.15 mm.

La frecuencia es el número de ciclos por segundo. La unidad de frecuencia es el hercio, definida como 1 ciclo por segundo. Los ultrasonidos utilizados en oftalmología tienen frecuencias que varían de 6 a 50 MHz (1 MHz = 1 megahercio = 1 millón de ciclos por segundo). La frecuencia que proporciona una alta resolución es: 8 MHz en el Ecograma A y 10 MHz en el Ecograma B. En la biometría ultrasónica se utiliza una frecuencia de 50 MHz, que produce una resolución espacial de cerca de 0.05 mm y una profundidad de penetración de 4 a 5 mm. Una frecuencia más baja proporciona una mejor penetración pero una reducción en la resolución.

El tiempo que tarda en recorrer la longitud de onda, es el período (T). Y la relación entre ellas viene determinada por las siguientes igualdades:

$$F = 1/T; \lambda = v/T; \lambda = F \cdot v$$

Además de la frecuencia, también la energía determina el carácter físico de una vibración mecánica. Como unidad de medida se utiliza el decibelio (db).²⁸⁻²⁹



La presión de radiación es la fuerza en el sentido de la propagación que ejerce el fascículo ultrasónico al incidir sobre un punto. Este valor se puede medir y es igual a la energía media de la onda por unidad de volumen, e inversamente proporcional a la velocidad de propagación.

La necesidad de un soporte material explica que, a diferencia de las ondas electromagnéticas, los ultrasonidos se propaguen bien en los sólidos y líquidos, mal en los gases y nada en el vacío. En el ojo, cumplen las leyes del movimiento ondulatorio, como reflexión, refracción, difracción e interferencias.

A lo largo de su trayecto, los ultrasonidos pierden parte de su energía, que se traduce en una disminución de la amplitud vibratoria y una limitación de la penetración. Esto es debido a la absorción y a las reflexiones que se producen sobre las distintas interfases que atraviesan. La absorción aumenta con la frecuencia y la reflexión depende de la impedancia acústica.

La impedancia acústica z es el producto de la velocidad de propagación de los ultrasonidos en el medio por su densidad, y representa la resistencia de un tejido frente a los ultrasonidos.

Así, cuando un fascículo ultrasónico atraviesa la superficie de separación entre dos medios de distinta densidad, una parte se refleja y otra sigue, a través del segundo, a distinta velocidad. El coeficiente de reflexión depende de la impedancia diferencial entre los dos medios. Al aumentar ésta, la intensidad reflejada es también mayor:



Una unidad de ultrasonidos está compuesta de cuatro elementos básicos: el emisor, el receptor, el transductor y el mostrador.

El emisor produce pulsos eléctricos que excitan el transductor, generando ondas sonoras. Cuando los ecos retornan, son recibidos por el transductor y transformados en señales eléctricas. Estas señales son procesadas en el receptor y en un demodulador y a su vez vistos en la pantalla del mostrador.

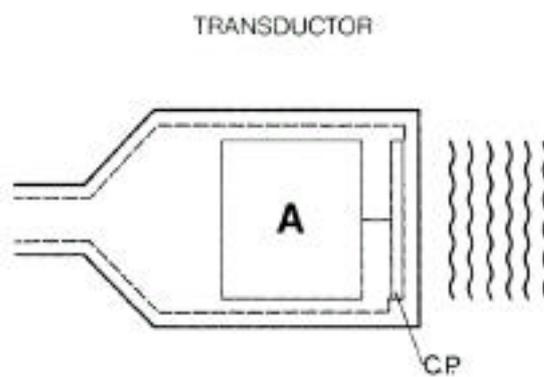
Las ondas sonoras son formadas en la superficie anterior del transductor T , la cual es localizada en la punta de la sonda. El transductor consiste en un cristal de cuarzo con propiedades piezoeléctricas.

1.2.1. PIEZOELECTRICIDAD

El principio de la piezoelectricidad se basan en el hecho que un cambio de polaridad de una corriente eléctrica que pasa a través de un cristal de cuarzo produce cambios en la forma y en el tamaño de este transductor. Su grosor disminuye o aumenta de acuerdo con la polaridad de la corriente. Esto transformará la energía eléctrica de la energía mecánica en ondas sonoras. Sin embargo, cuando las ondas sonoras retornan a la sonda, la energía mecánica modificará el grosor del transductor, el cual en su vuelta afecta la carga eléctrica de la superficie, produciendo energía eléctrica.

Por lo tanto la piezoelectricidad es una propiedad física reversible que poseen algunos cuerpos que consiste en generar una corriente eléctrica cuando soportan compresiones y dilataciones a elevada frecuencia.³⁰

Si una corriente alterna actúa sobre un cristal piezoeléctrico, éste llegará a vibrar con su misma frecuencia y, al aumentar la alternancia eléctrica, podrá emitir vibraciones ultrasónicas. El esquema de abajo es de un transductor. El cristal piezoeléctrico (C.P.) emite ultrasonidos. La pieza amortiguadora (A) absorbe las ondas de la cara posterior del cristal:



La unidad de frecuencia es el hercio (Hz), que equivale a un ciclo por segundo. El megahercio (Mhz) es igual a un millón de ciclos por segundo.

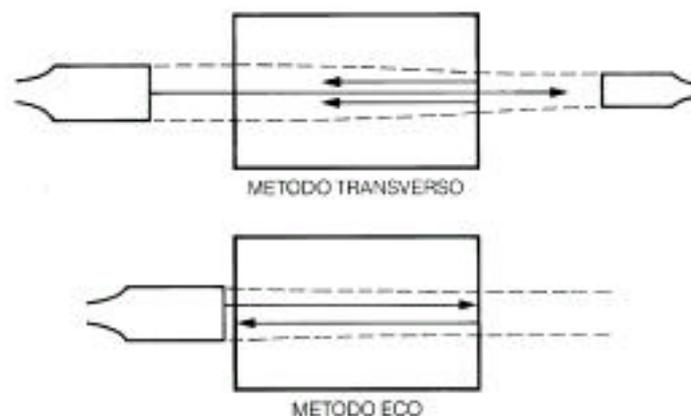
El transductor está localizado en la punta de la sonda y está conectado a dos electrodos en la red eléctrica principal de la unidad de ultrasonidos. Materiales húmedos están presentes detrás del transductor para minimizar las reverberaciones de la energía de los ultrasonidos dentro de la sonda. El transductor emite un rayo de ultrasonidos en pulsos que propagan en los tejidos que estan siendo examinados; que a la vez recibe los ecos de los pulsos retornados de los mismos tejidos, y los trtansforman en señales eléctricos que son transmitidos al receptor. El funcionamiento del transductor depende principalmente de su forma, su diámetro y su grosor.³¹

Un transductor emite breves impulsos discontinuos que inciden en las superficies de separación de los medios, refractándose una parte y reflejándose la otra. Como el ángulo

de incidencia es igual al de reflexión, para que el haz reflejado sea captado por la sonda, es necesario que la incidencia sea perpendicular a la superficie reflejante. Las ondas reflejadas serán captadas por el transductor y convertidas en impulsos eléctricos que tras su amplificación, aparecerán en una pantalla catódica.^{32,33}

1.2.2. APLICACIONES DIAGNÓSTICAS

Los ultrasonidos pueden utilizarse como método diagnóstico de dos formas: método transverso y método eco. El primero requiere situar el emisor y el receptor a uno y otro lado del cuerpo a explorar, por lo que carece de utilidad en oftalmología. En el segundo la sonda exploradora es, a la vez, emisor y receptor y se basa en la captación y transformación de los ultrasonidos reflejados en el seno de un medio heterogéneo, como se puede observar en la siguiente figura:



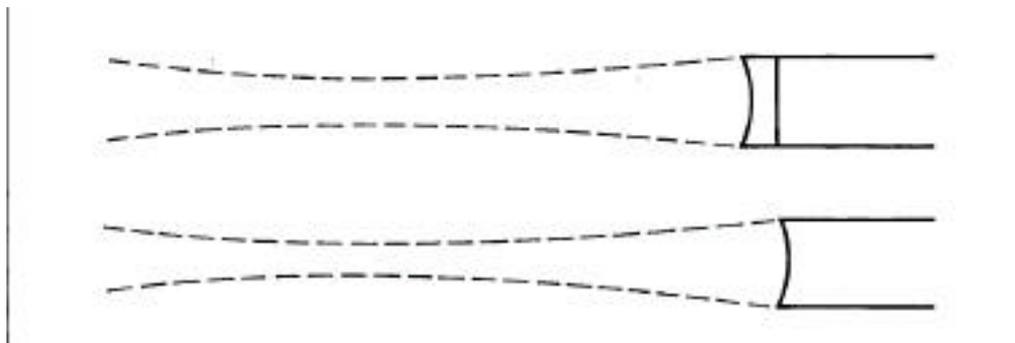
El campo ultrasónico es el espacio que ocupa el fascículo ultrasónico desde el punto por donde sale de la sonda hasta cuando desaparece.

En la primera parte del recorrido, el haz es estrecho y sus márgenes son paralelos, recibiendo el nombre de campo próximo; después comienza a divergir y recibe el nombre de campo lejano, hasta su desaparición.

La energía ultrasónica varía a lo largo del trayecto, siendo máxima en la unión de ambos campos.

La longitud teórica del campo próximo depende del diámetro del emisor y de la frecuencia vibratoria.

En la práctica, para alargarlo se aumenta sólo el tamaño de la sonda, ya que al ampliar la frecuencia, la absorción será mayor y el fascículo se atenuará antes. También influye la forma del transductor: así, los focalizados acortan el campo próximo y concentran mayor energía. En el esquema de abajo se puede observar las diferentes formas de los emisores focalizados: la superficie del emisor puede ser cóncava (arriba) o plana acoplando una lente acústica (abajo):

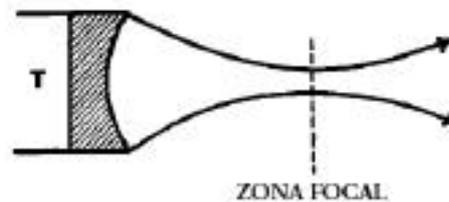


La propagación del fascículo ultrasónico consiste en la emisión de ondas sonoras que salen del transductor con una energía sonora suficiente para grabar los ecos. Es decir, si el objetivo está localizado dentro de los márgenes del fascículo ultrasónico, su presencia puede ser detectada por el aparato de ultrasonidos. Si el objetivo está localizado fuera de los márgenes del fascículo ultrasónico, este se quedará perdido. El fascículo ultrasónico puede ser focalizado o no focalizado, dependiendo del transductor.

Un fascículo no focalizado es utilizado en la sonda del ecógrafo A. El fascículo tiene los márgenes paralelos, permitiendo un reconocimiento de padrones de diferente distancia de la sonda de ultrasonidos:



Un fascículo focalizado es utilizado en el ecógrafo B porque el objetivo a ser examinado tiene lugar en una zona focal. El fascículo está también ligeramente difractado; esto resulta en un fascículo de anchura pequeña en el área que será examinada, permitiendo una cierta profundidad de foco. Áreas que están en frente o detrás de la zona focal no son visualizadas con un fascículo más ancho y por lo tanto no son adecuadamente evaluadas.



La menor distancia entre dos puntos necesaria para registrarlos como dos entidades separadas es denominada resolución. En una alta resolución, una menor distancia es necesaria entre dos puntos. La capacidad máxima de captación de un ecógrafo depende de su poder de resolución, que nos indica el tamaño mínimo que debe tener una interfase para ser detectada.

En el ecógrafo A, medimos una resolución axial, que es la más corta distancia entre dos puntos, a lo largo de la dirección del fascículo, para poder distinguirlos.

En el ecógrafo B, medimos tanto la resolución axial como la resolución lateral, que es la menor separación que debe existir entre dos puntos, situados en un plano perpendicular a la dirección del haz, y dependerá de la anchura del emisor.

La resolución axial depende de la frecuencia del transductor y de la longitud del pulso. La resolución lateral es calculada utilizando la fórmula: cf/vd , "c" es la velocidad del tejido, "f" es la distancia focal del transductor, "v" es la frecuencia del transductor y "d" es el diámetro del transductor. Cuando el transductor es plano, la resolución lateral, en el campo próximo, será similar a su diámetro.^{34,35}

1.2.3. INTERFASES

Las interfases existen entre medios de diferentes densidades acústicas o velocidades sonoras. Los tejidos examinados presentan un fascículo ultrasónico con interfases largas o pequeñas.

INTERFASES LARGAS: Clínicamente una interfase es larga cuando su diámetro es mayor que 0.5mm (como la cara anterior de la córnea). Cuando un fascículo ultrasónico alcanza una superficie larga, este puede ser reflejado y refractado. Este fenómeno sigue las reglas de la óptica:



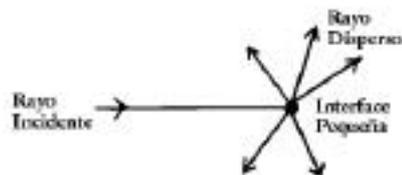
Una reflexión regular ocurre en la presencia de una superficie plana (como la cara anterior de la lente). El ángulo de reflexión es igual al ángulo de incidencia. Una reflexión irregular ocurre en la presencia de una superficie irregular (como la superficie anterior de la iris). La porción de energía reflejada sigue el mismo patrón descrito previamente, en cuanto la otra porción se dispersa en diferentes direcciones.

Una refracción ocurre, cuando un fascículo que incide oblicuamente alcanza una interfase larga que separa dos medios de diferentes velocidades de propagación. El ángulo de refracción es menor que el ángulo de incidencia si el fascículo atraviesa un medio de alta velocidad a un medio de baja velocidad. El ángulo de refracción es más largo que el ángulo de incidencia si el fascículo atraviesa un medio de baja velocidad en dirección a un medio de alta velocidad. El fascículo transmitido es refractado de manera perpendicular.

Si el ángulo de incidencia es 72° , el ángulo de refracción será 90° . Debajo de este "ángulo crítico" de incidencia,⁷² el fascículo es totalmente reflejado en esta superficie y puede ser transmitido no muy distante a los tejidos más profundos.

INTERFASES PEQUEÑAS

Clínicamente una interfase es pequeña si el diámetro es menor que 0.5 mm. Superficies pequeñas son responsables por las dispersiones, que son las difracciones de las ondas sonoras en múltiples direcciones, con disminución de energía del fascículo ultrasónico emitido. Por ejemplo, la grasa orbitaria dispersa las ondas sonoras, causando una atenuación que resulta en una penetración superficial.



1.2.4. FASCÍCULO SONORO DE RETORNO

El fascículo de retorno consiste en la porción del fascículo ultrasónico que vuelve del transductor. Los pulsos son procesados y vistos en el mostrador de la pantalla. Cuando se hace un examen clínico, es importante obtener ecos máximos.

En la presencia de una interfase pequeña como un cuerpo extraño, son obtenidos ecos máximos, centrando el objetivo en un fascículo de incidencia perpendicular, caso contrario el objetivo puede no ser visto.

En la presencia de una interfase larga como la córnea o la retina, son obtenidos ecos máximos, manteniendo el fascículo perpendicular a la interfase que está siendo

examinada. Y solo así, el fascículo de retorno obtiene una energía máxima reflejada de los tejidos.³⁶

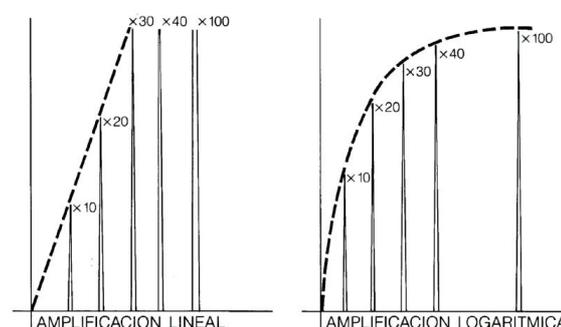
Ejemplo clínico: La medida de la longitud axial se consigue a través de una técnica de inmersión, manteniendo una sonda de 5 a 10 mm lejos de la córnea. La sonda se orienta en diferentes direcciones en el intento de obtener un eco máximo de la cara anterior de la córnea, cara anterior de la lente, cara posterior de la lente y cara anterior de la retina.

Todos los aparatos constan de un generador que origina, de forma intermitente, impulsos eléctricos de alta frecuencia, que alimentan a la sonda por un circuito oscilante, y de un amplificador, que aumenta el valor de la potencia de una magnitud física sin deformar su onda.

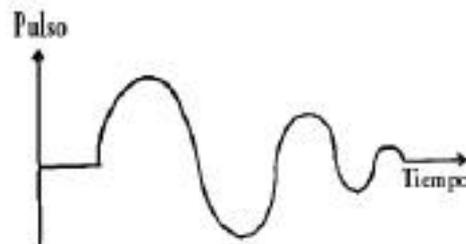
La señal procesada. La onda de ultrasonidos que vuelve es transformada en pulsos eléctricos por el transductor y es transmitida al receptor como una señal de radio frecuencia (RF).

Esta señal aumenta progresivamente hasta su máximo y enseguida disminuye a su mínimo.³⁷

El eco que recibe el transductor produce una diferencia de potencial eléctrico, pero tiene que ser amplificado para poder visualizarse en la pantalla. Esta amplificación puede ser lineal o logarítmica:



El tamaño de la señal del RF recibido es muy pequeño, y cuando es amplificado no altera la información, como se puede ver en la siguiente figura. Esta amplificación es manualmente controlada a través del "Gain control setting" del aparato, lo cual es calibrado en decibelios, donde la diferencia en decibelios = $20 \log$ (amplificación).



La curva de amplificación está en relación con la altura de la amplificación.

Con la amplificación lineal la sensibilidad relativa es extremadamente alta, con un aumento significativo de la altura de la amplificación.

Con la amplificación logarítmica la altura es proporcional al logaritmo de la amplificación y la sensibilidad relativa es extremadamente baja, resultando en un aumento mínimo de la altura de la amplificación.

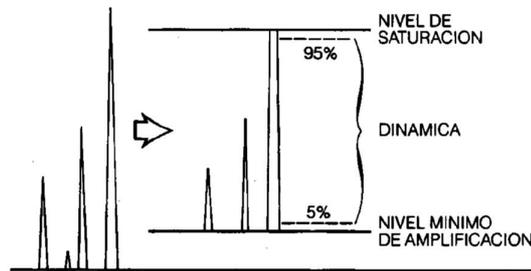
En la amplificación lineal la señal obtenida es la magnificación aritmética del potencial de entrada, es decir una representación exacta y proporcional hasta un cierto nivel de saturación, a partir del cual ya no es posible conocer directamente su valor.

La amplificación logarítmica disminuye la amplitud de los ecos elevados, de manera que podemos visualizar simultáneamente en la pantalla todas las interfases del ojo y se pueden apreciar mejor los ecos de poca intensidad.

La dinámica es la propagación de las amplitudes de las señales obtenida por el amplificador y es calibrada en decibelios.

La altura de los ecos tiene un nivel máximo, ya que a partir de un determinado voltaje de entrada, la señal de salida se satura. La diferencia entre el nivel de saturación y el nivel mínimo de amplificación se conoce como dinámica de visualización, y en la

práctica se considera comprendida entre el 95% por arriba y el 5% por debajo de la amplitud máxima de la pantalla.

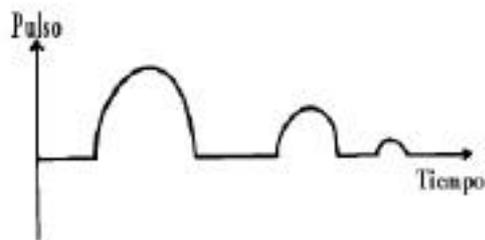


Con la amplificación lineal se consiguen dinámicas menores de 21dB, mientras que con la logarítmica pueden obtenerse dinámicas de entre 40-45dB, siendo más fácil distinguir unas estructuras de otras, aunque con el inconveniente que en la pantalla aparecen ecos débiles de estructuras sin valor patológico.

En el método B, suele emplearse siempre la amplificación logarítmica, ya que se precisa toda la información cuantitativa que sea posible en la pantalla.

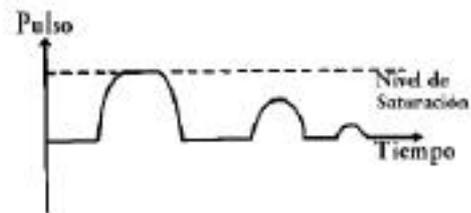
1.2.5. RATIFICACIÓN

El pulso bipolar es convertido en una señal única por la eliminación de todas las señales que componen la polaridad negativa.



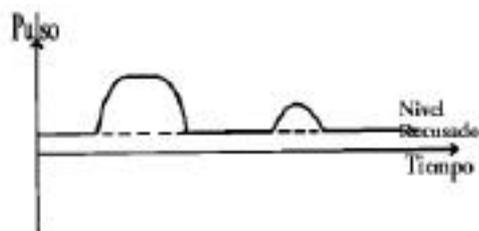
1.2.6. NIVEL DE SATURACIÓN

La señal que atinge el nivel de saturación tiene su cumbre eliminada si la señal es más alta que el máximo nivel proporcionado por el amplificador y aparecerá más ancha:



1.2.7. NIVEL RECUSADO

El nivel recusado es el nivel por debajo del cual ciertas señales ultrasónicas son eliminadas. Esto es utilizado en la ecografía B en el intento de minimizar los ruidos.



1.3. MÉTODOS ECOGRÁFICOS

El transductor de los ultrasonidos puede ser colocado en contacto directo con los ojos, que es el método más conveniente y fácil de ser utilizado. Lo llamamos de ecografía de contacto. El sistema de contacto del ecógrafo A fue el primero utilizado en la oftalmología. Aunque son obtenidos excelentes resultados con el ecógrafo A de contacto, los ecos pueden ser confusos muchas veces. La máxima capacidad diagnóstica de los ultrasonidos solo se desarrolló cuando los sistemas B de contacto estuvieron disponibles para una definición topográfica de los tejidos en dos dimensiones y para proporcionar una orientación a los ecos tipo A.

Los sistemas de inmersión combinando eco A y eco B, proporcionan un mecanismo electrónico y mecánico sofisticado que aumenta mucho la información. Sin embargo, estos sistemas requieren una experiencia considerable. La popularidad de los ultrasonidos en oftalmología aumentó mucho con la introducción del ecógrafo B de contacto⁹⁹.

Para obtener una mayor facilidad de exploración y para una mejor interpretación de los ecos, es preferible un ecógrafo de contacto combinando eco A y eco B. Con la técnica de inmersión, se obtiene la máxima cantidad de información disponible con el ecógrafo B (topografía) y la amplitud del eco A.

Varios estudios, a lo largo del desarrollo de la ecografía oftalmológica, respecto a las ventajas y méritos de la ecografía A versus la ecografía B fueron debatidos. Sin embargo, tenían el agravante de que los primeros aparatos no eran estandarizados y los dos modos (A y B) no eran semejantes. La estandarización del ecógrafo A fue llevada a cabo por Ossoinig⁶⁴ mientras que la estandarización del ecógrafo B fue desarrollada por Coleman y Bronson⁸⁹.

1.3.2. ECOGRAMA B

En el ecógrafo B las ondas reflejadas por los distintos tejidos están representadas en la pantalla por puntos luminosos, cuya yuxtaposición simultánea nos permite obtener una imagen tomográfica. Un barrido del ecógrafo B necesita de un transductor que sea movable para que se consiga un barrido de los tejidos con un cierto ángulo (40° a 60°).

En el examen con un ecógrafo B se utiliza una amplificación logarítmica de banda extensa con un recorrido dinámico de 40 a 50dB. La combinación de la respuesta logarítmica y del largo recorrido dinámico nos permite tener una mayor extensión de las ecoseñales comprimidas en un pequeño espacio en los niveles de brillo.⁴⁹

El eco B muestra la intensidad modulada. El eje horizontal representa la profundidad del tejido y el eje vertical representa el segmento del ojo o de la órbita.

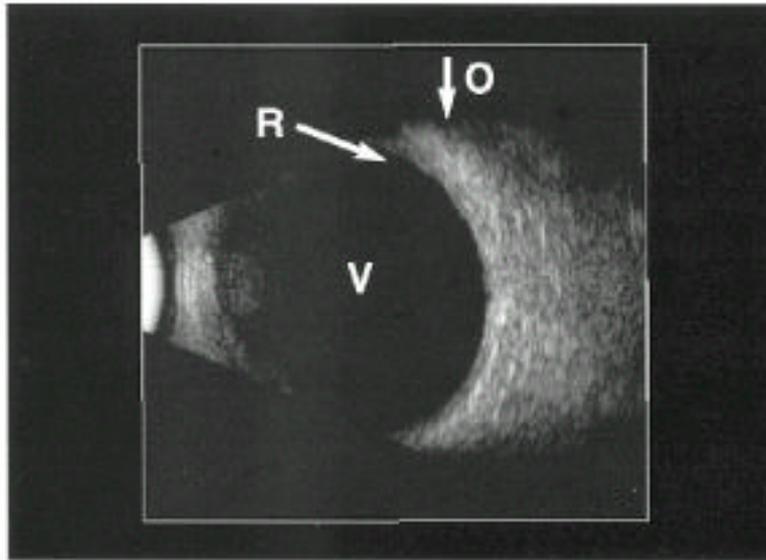
Los sucesivos cortes regionales son vistos en la pantalla y las amplitudes de las señales son visualizadas como imágenes luminosas. Los ecos más consistentes son mostrados como áreas más brillantes y los ecos más débiles aparecen como áreas más oscuras.

Esta diferencia de brillo es conocida como escala de grises. La más alta extensión de la escala de grises representa la mejor habilidad para diferenciar tipos diferentes de tejidos.

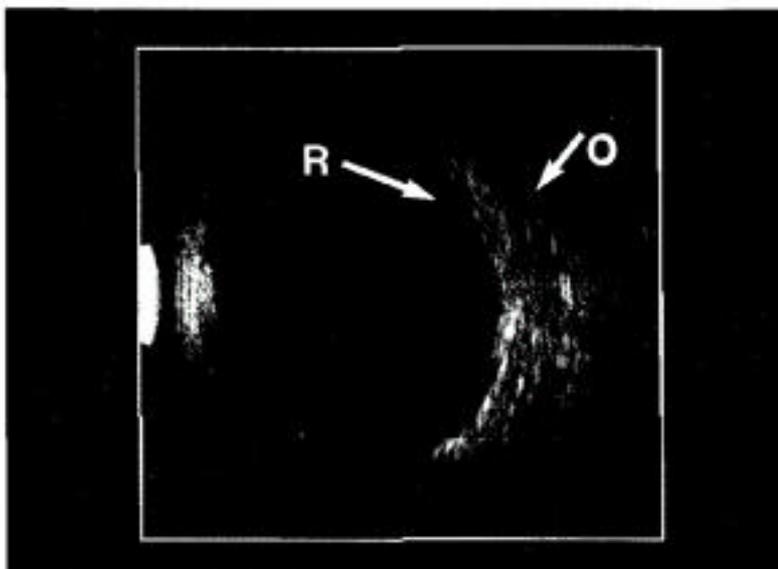
La sonda B tiene una marcación para orientarnos en el espacio. A través de una convención, esta marcación debe estar situada en la porción nasal cuando se hace un examen horizontal, superiormente en el examen vertical y delante de la córnea en un examen longitudinal.^{50,51}

Cuando examinamos un globo ocular normal aparecen en la pantalla dos áreas ecogénicas separadas por un área no ecogénica. El área no ecogénica representa la cavidad vítrea.⁵² Su ausencia de ecos es debida a la ausencia de interfases largas en el cuerpo vítreo. Opacidades en la cavidad vítrea significan la presencia de patologías oculares.

El área ecogénica situada a la derecha representa la retina, coroides y tejidos orbitarios. La superficie proximal es cóncava y corresponde a la retina y la superficie distal, que es desigual, representa la atenuación de los ecos de la sonda dentro de los tejidos orbitarios(O),⁵³ como se observa en la siguiente figura:



Si se baja la intensidad se consigue evaluar mejor la retina y la coroides.⁵⁴



Cuando se hace un examen horizontal del polo posterior, la porción más alta corresponde al segmento nasal (N) y la porción más abajo corresponde al segmento temporal (T). Y si la sonda estuviera centrada, podría visualizar la sombra que corresponde al nervio óptico (NO).^{55,56}

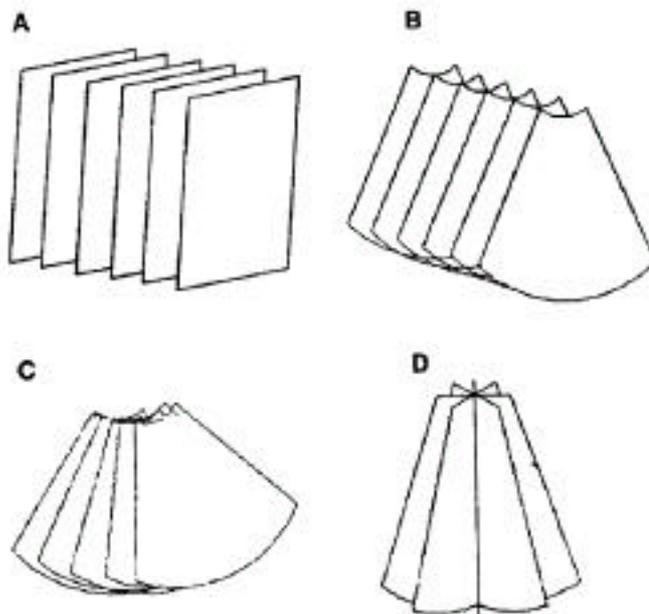
En el examen vertical del polo posterior la parte más alta corresponde al segmento superior (SUP) y la parte de abajo corresponde al segmento inferior (INF).

1.3.3. ECÓGRAFO TRIDIMENSIONAL

El ecógrafo tridimensional es un ecógrafo del tipo B en el cual la sonda de ultrasonidos hace un barrido de todo un volumen en el espacio, al contrario de lo que ocurre en el ultrasonido bidimensional, que está confinado a uno sólo plano.

Muchas fueron las tentativas para desarrollar un sistema tridimensional adecuado y algunas de ellas fueron descritas en la literatura oftalmológica:

- a) escáner rectilíneo.¹⁰⁷
- b) escáner mixto rectilíneo y en sector.¹⁰⁸
- c) escáner en sector de doble eje (separados por un incremento angular fijo).¹⁰⁹
- d) escáner en sector de rotación (el transductor oscila con relación a un eje).^{110,111}



Los primeros esquemas de escaners tridimensionales desarrollados, permitían movimientos del sonido tanto en un patrón en espiral ¹¹² como en ida y vuelta en un escáner de barrido.^{107,108}

Durante la digitalización y almacenaje de los datos en el ordenador; que representa una cuarta dimensión de la del método de muestreo, cantidades enormes de datos son generados. Y requiere para este fin una memoria grande y muy rápida y por lo tanto muy cara. Además para recoger todos estos datos se tardaría más de un minuto.

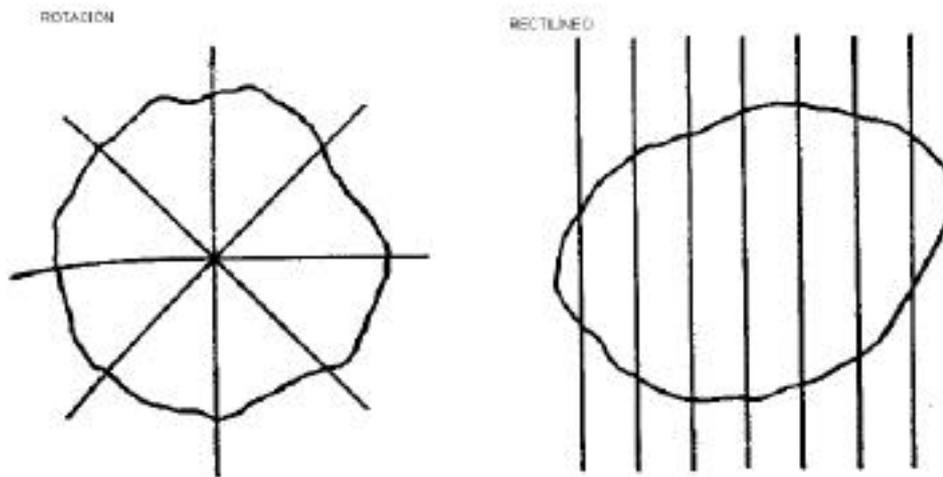
Durante este largo intervalo de tiempo el ojo tenía tiempo suficiente para moverse e introducir artefactos significativos.

Para vencer estas restricciones era necesaria una gran restricción de los datos obtenidos. Todos los datos eran archivados en el escáner B y sometidos a un proceso de filtración con acomodación de las imágenes que sobraban.

El resultado de este proceso era una pérdida de la resolución axial. Actualmente con el desarrollo de nuevas técnicas de digitalización de la imagen, se han obtenido grandes facilidades en la conversión de vídeo señales.

La valoración de una estructura esférica alrededor de este eje (escáner de rotación) proporciona escaners en ángulos rectos de toda la superficie y por lo tanto la imagen presenta bordes más bien definidos.

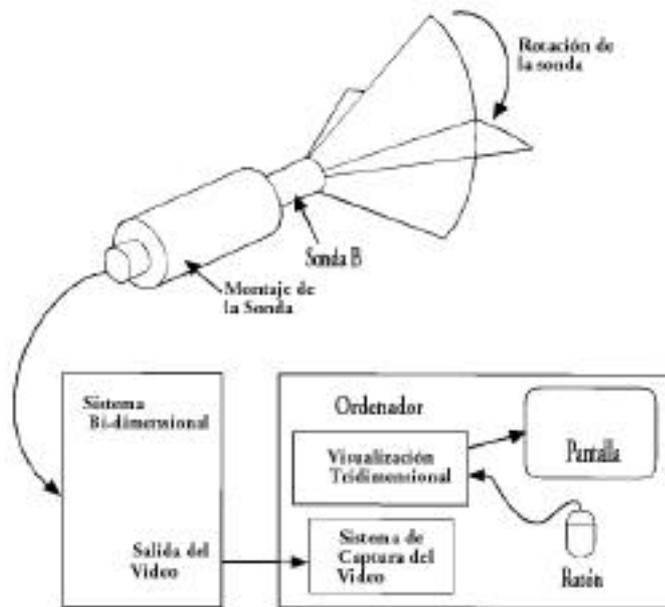
Por contrario, los escaners obtenidos en planos paralelos (rectilíneos) atraviesan una la estructura redonda en ángulos oblicuos y la imagen final presenta bordes indefinidos como nos muestra la figura siguiente:



El ecógrafo tridimensional objeto de este estudio es un ecógrafo tridimensional en sector de rotación. Vamos a describir todas sus características técnicas a seguir.

Para que una sonda de un ecógrafo tipo B consiga hacer un barrido de un determinado volumen en el espacio, se encaja un escáner motorizado en el ecógrafo tridimensional en sector de rotación, que hace una rotación de 180° alrededor de un eje central. De este modo, se consigue un barrido de un plano en forma de abanico, es decir, un barrido del volumen en forma de cono.

Un ordenador controla el movimiento de la sonda y al mismo tiempo graba una serie de imágenes bi-dimensionales (como las del ecógrafo B) en su memoria, utilizando una señal de vídeo digitalizada, igual a la producida por un aparato bidimensional tipo B. Las imágenes grabadas se llaman de "scan" y pueden ser vistas en la pantalla en una variedad de formas y todas ellas con posibilidad de exploración interactiva.

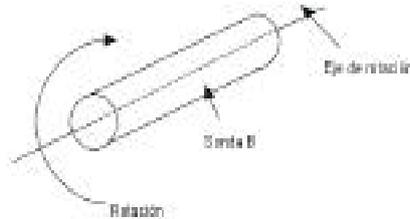


Una imagen tridimensional es una imagen volumétrica, es decir, una variedad de intensidades definidas dentro de un espacio tridimensional, mientras que una imagen exhibida en una pantalla bidimensional está limitada a un determinado plano. El proceso de exhibición de una imagen tridimensional en una pantalla bidimensional envuelve, por supuesto, alguna pérdida de información, razón por la cual fueron construidos varios mecanismos para compensar los diferentes tipos de pérdidas de información.

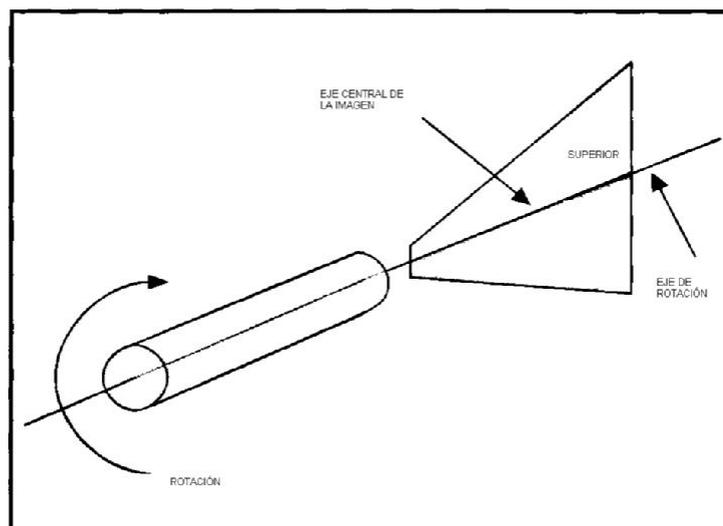
Los dos más importantes son: Reconstrucción en Multitrazado, que permite recoger de manera arbitraria varias imágenes planas del ecógrafo, para reconstruirlas y representarlas en la pantalla; y Representación del volumen, en la cual las interfases más prominentes del escáner son representadas en una perspectiva tridimensional, con sombras y otros efectos visuales para facilitar la evaluación de una estructura tridimensional.

El ecógrafo tridimensional en sector de rotación utiliza un motor con velocidad constante para hacer la rotación de la sonda. Como resultado de esa constancia, se consigue producir nuevas imágenes a cada nuevo instante, manteniendo el mismo ángulo entre las imágenes sucesivas. Por lo tanto, con la velocidad baja, se obtienen imágenes muy próximas al planar (la curvatura del conjunto de imágenes es menor que el grosor de la sonda). La sonda hace un barrido simétrico alrededor de un eje de rotación y, por lo tanto, para que se consigan las imágenes necesarias para una

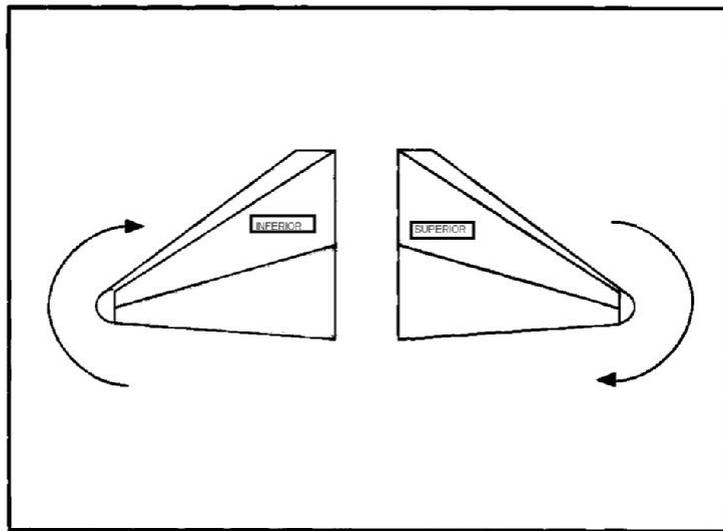
representación tridimensional, solamente hace falta una rotación de 180° . En la figura de abajo vemos el eje de rotación de la sonda cuando esta hace la rotación para conseguir las imágenes tridimensionales.



La situación ideal se consigue cuando el eje central de todas las imágenes obtenidas está alineado con el eje de rotación. Cuando esto ocurre, la mitad de arriba de las imágenes obtenidas es lanzada en el lado derecho de la imagen tridimensional y la mitad de abajo es lanzada en el lado izquierdo, como nos muestra las figuras A y B de abajo:



A



B

En la práctica, el alineamiento del eje central y del eje de rotación no es perfecto. En la reconstrucción de la imagen tridimensional, el desalineamiento de esos dos ejes es compensado en la producción de la imagen plana tanto en la medida (en milímetros) como en ángulo (en grados). Se obtiene una segunda compensación con una inclinación de los ángulos rectos de la imagen plana.

Todo el proceso para conseguir las imágenes tridimensionales empieza con el operador presionando el pedal y desde ahí tenemos las siguientes etapas:

- 1- el motor del escáner empieza a funcionar;
- 2- el sistema espera un corto periodo de tiempo para que la velocidad del motor se estabilice;
- 3- el sistema captura una serie de imágenes consecutivas como las del ecógrafo B;
- 4- el motor para y vuelve al punto de inicio.

Este ecógrafo tridimensional nos ofrece 3 opciones de velocidades: de uno, dos o tres grados de separación entre las sucesivas imágenes. Hay una compensación entre el tiempo del scan y la calidad de la imagen. Cuanto más rápido va el motor, menor es el tiempo para hacer la rotación de 180°. Sin embargo, las imágenes son conseguidas en el mismo periodo de tiempo. Con una velocidad rápida se tiene menos imágenes con un

mayor ángulo de separación entre ellas, y por consiguiente menos detalles en la imagen tridimensional final. La elección de la velocidad depende exclusivamente de la habilidad de fijación del paciente. Para que el operador pueda elegir una velocidad más lenta, para obtener una mejor calidad de la imagen, el paciente deberá tener una buena fijación.

El digitalizador de vídeo, mecanismo electrónico a través del cual se convierte la señal de vídeo en una señal digital, reconoce la sincronización de los pulsos que están embutidos en la señal del vídeo, indicando donde termina y dónde empieza cada conjunto de datos. Así se puede garantizar que cada conjunto de datos está digitalizado en la memoria exactamente en el mismo formato.

La imagen digitalizada puede ser representada como una rejilla regular, rectangular, de puntos de imagen, llamados de elementos de la imagen (pixel). Cada punto está relacionado con un brillo almacenado en una localización específica en la memoria del ordenador.

En el ecógrafo tridimensional, 256 niveles distintos de gris son reconocidos y decodificados con un número entre 0 a 255, que son a su vez convenientemente guardados en un simple 8-bit "byte" (la unidad básica de la mayoría de los sistemas de memoria actuales).

Está claro que, cuando se representa una figura como un mosaico de pequeños bloques de color sólido (pixel), hay el riesgo de que algunos detalles se puedan perder si el gris es muy grosero.

La elección de una rejilla suficientemente grande, para capturar la mejor resolución disponible para la imagen de origen, en los sistemas tridimensionales, y también en otros sistemas de imagen digital, es determinada según principios generales desarrollados por una rama de la matemática llamada de teoría experimental.

La construcción de las imágenes bidimensionales digitales se hace a partir de la memoria del ordenador, que se estructura en realidad como una lista unidimensional, en

la cual cada elemento tiene una dirección positiva distinta, empezando por el "0" y aumentando hasta el límite superior de la cantidad de memoria instalada.

En esta estructura de memoria, las imágenes digitalizadas son almacenadas en hileras de pixels, desde arriba hasta abajo. Para determinar la dirección de los elementos de la imagen en la columna x y en la columna y , el ordenador debe saber la dirección de inicio "I" de la imagen y la anchura "A" (en pixel) de la rejilla; la fórmula es:

$$(dirección\ de\ los\ pixels\ en\ la\ columna\ x,\ hilera\ y) = I + yA + x. (1)$$

Esta simple fórmula relaciona las coordenadas cartesianas (x,y) con las direcciones de los pixels. De este modo, dados los pares enteros (x,y) , donde $0 \leq x < A$ y $0 \leq y < H$ (H es la altura del pixel en la hilera), podemos utilizar la fórmula para encontrar la dirección del pixel correspondiente. Aplicando esa fórmula, una imagen digital con anchura (A) y altura (H) puede ser tratada como la siguiente función matemática, que permite la obtención de mapas de los pares enteros (x,y) para los valores de intensidad:

$$f(x,y) = (dirección\ de\ los\ valores\ del\ pixel\ I + yA + x) (2)$$

El problema de la obtención de mapas es que solo están definidos para los pares (x,y) , que están en el campo de los enteros, y para los cuales hay un pixel correspondiente. Hay dos técnicas, la de extrapolación y la de interpolación, que permiten extender la obtención de mapas para cubrir todos los valores de los pares (x,y) , incluyendo los no enteros y los valores que están fuera del campo de actuación.

La extrapolación de la función f para cubrir los pares (x,y) fuera de los límites de la imagen es sencilla. Se define arbitrariamente que el valor de la función f cuando $x < 0$, $x \geq A$, $y < 0$ o $y \geq H$, es igual a cero. Esta es la elección usual para las imágenes médicas, donde una intensidad cero es llamada "negro" y las imágenes que aparecen a su alrededor poseen una infinita cantidad de "negros". La ecuación (2) tornase:

$$f(x,y) = \text{valor del "pixel" de la dirección } I + yA + x, \text{ si } 0 \leq x < A \text{ y } 0 \leq y < H (3).$$

La interpolación para los valores fraccionados es más compleja. Es suficiente decir que son valores añadidos a un punto cualquiera (x,y) a través de una combinación de pixels del vecino más cercano a este punto. Por ejemplo en una imagen 12×12 , debemos

añadir una intensidad del punto medio entre los 2 pixels, obteniendo de este modo un gris más brillante que el primero pero más oscuro que el segundo. La teoría matemática experimental atesta la validez de la interpolación. En la práctica, la técnica de la interpolación introduce artefactos característicos.

En el método de interpolación trivial, las intensidades de cada punto son computadas por una simple copia de la intensidad del pixel de su vecino más cercano, y el método bicúbico, utiliza 16 vecinos.

En el primer método, la imagen del vecino más cercano recupera las líneas bien definidas de la imagen de origen, pero adquiere una calidad en "pasos de escalón" (stairstep), llamados de "jaggies". En el segundo método, la imagen bicúbica preserva la forma y el aspecto de la imagen, pero esta aparece como si estuviera desenfocada. Por lo tanto las dos técnicas presentan limitaciones semejantes en lo que respecta la información contenida en la imagen.

En general, los métodos más complejos de interpolación producen menos artefactos que los métodos más sencillos, los cuales son, sin embargo, más rápidos. Muchos sistemas interactivos de procesamiento de la imagen, hacen la interpolación de manera pragmática, computando las imágenes de salida y utilizando un método de interpolación trivial, mientras el operador esté manipulando la exposición. Luego, las desvía para un método más lento pero más acurado. Esta técnica es llamada de refinamiento sucesivo. El ecógrafo tridimensional utiliza la interpolación del vecino más próximo y nos ofrece la opción linear con resultados iguales a los de la interpolación cúbica pero en menor tiempo.

FORMATO DE LA IMAGEN VOLUMÉTRICA

Una imagen tridimensional, también llamada imagen volumétrica, es una rejilla tridimensional de "voxels" (elementos del volumen) que contiene una anchura A , una altura L y una profundidad P . Cada voxel representa un pequeño volumen en el espacio. En la foto 4-6 una imagen volumétrica como un amontonado de imágenes bidimensionales, y cada una de ellas con finitas espesuras.

Los voxels son almacenados en la memoria del ordenador en hileras. Cada una de ellas va bordeando la otra, formando de este modo varias capas dentro de cada corte, con el ápice de cada corte de una hilera siguiendo inmediatamente la base de la hilera del corte anterior. Por lo tanto la dirección de las coordenadas enteras (x,y) es una adaptación de la ecuación (1):

$$(dirección\ del\ voxel\ a\ de\ la\ columna\ X,\ hilera\ y,\ corte\ z) = I + z\ HA + yA + x. \quad (4)$$

Dónde $0 \leq x < A$, $0 \leq y < H$, y $0 \leq z < D$. El producto HA es el número de voxels en un corte y A es el número de voxels en una hilera.

Del mismo modo sabiendo que en las coordenadas (x, y, z) de un punto en el espacio se puede interpolar un valor de intensidad basado en el voxel de su vecino, la aproximación más sencilla está en rodear las coordenadas (x, y, z) del número entero más cercano y aplicar la ecuación 4 para tener la dirección del voxel. Así es la interpolación del vecino más cercano en tres dimensiones.

RECOMPOSICIÓN DE LA IMAGEN (TÉCNICA DE MUESTREO)

La recomposición de la imagen en una imagen tridimensional, es el proceso a través del cual son computadas las coordenadas espaciales (x, y, z) de cada voxel de la imagen de salida interponiendo valores de imágenes de entrada. Se trata de la operación más básica de procesamiento de la imagen digital, que utiliza la rotación y la reconstrucción de multitrizado.

ROTACIÓN

Para computar una imagen bidimensional con un determinado ángulo de rotación, se empieza por definir un giro de dos coordenadas cartesianas enteras en relación a un sistema de coordenadas. Los ejes $(u$ y $v)$ de dichas coordenadas enteras corresponden a pares enteros (x,y) . En el caso de la rotación, la ecuación tiene la siguiente fórmula:

$$x = (u - xc) \cos \varphi - (v - yc) \sin \varphi + xc \quad (5a)$$

$$y = (u - xc) \sin \varphi + (V - yc) \cos \varphi + yc \quad (5b)$$

Dónde φ es el ángulo de rotación y (xc,yc) son las coordenadas (x,y) del centro de rotación.

Utilizando las ecuaciones 5a y 5b una nueva imagen puede ser obtenida por la repetición de los siguientes pasos para cada pixel de la imagen de salida:

- 1- Establecer las coordenadas (u,v) para el pixel
- 2- Convertirlas en las coordenadas correspondientes (x,y)
- 3- Interpolar el valor del pixel para el par (x,y) desde la imagen original y utilizarlo como el valor para el próximo pixel de salida.

La noción de recomposición de la imagen funciona igualmente bien en tridimensional. Los pasos son los mismos, pero poniendo tres coordenadas en lugar de dos.

En un sistema tridimensional las coordenadas utilizadas no deben ser cartesianas y sin coordenadas cilíndricas, cuya conversión envuelve las funciones arcotangentes y raíz cuadrada. Estas imágenes son adquiridas en patrones bidimensionales cartesianos planos y orientados en varios ángulos θ alrededor de un eje central. Por lo tanto, el índice utilizado en la origen de los voxels es un sistema con las coordenadas x, r y θ .

Los pasos hechos por el sistema de recomposición de la imagen son:

- 1- Establecer coordenadas (u, v, w) del punto determinado
- 2- Convertirlas en coordenadas correspondientes (x, r, θ)
- 3- Interpolar el valor del voxel para (x, r, θ) de la imagen de origen.

RECONSTRUCCIÓN EN MULTITRAZADO

Una interesante variación de la recomposición de la imagen es la reconstrucción en multitrazado. En ese método, una imagen de entrada bidimensional es transformada por el sistema de recomposición de la imagen en una imagen de entrada volumétrica, dentro

de una rejilla de puntos dispuestos en un único plano. El resultado es la visión de un corte de la imagen de entrada.

El proceso de reconstrucción en multitrizado envuelve los mismos 3 pasos mencionados anteriormente, para cada pixel de salida, pero hay tres coordenadas envueltas en vez de dos. Los pasos son:

- 1- Establecer coordenadas (u, v, w) para el pixel de salida (w es una constante).
- 2- Convertirlas en coordenadas correspondientes de origen (x, r, θ)
- 3- Interpoliar el valor del voxel para las coordenadas (x, r, θ) de la imagen de origen y utilizarlas como el valor para el próximo pixel de salida.

Las coordenadas u y v son determinadas de acuerdo con la posición del pixel en el plano de la recomposición y con la distancia ya determinada en relación al pixel adyacente. Cambiando la distancia entre los pixels se obtiene un "zoom" de la imagen y alterando el valor de w se obtiene el efecto de deslizamiento del plano de la recomposición con o sin volumen.

En el siguiente paso tenemos la conversión de las coordenadas (u, v, w) en (x, y, z) , que consiste en una operación matemática basada en las operaciones de rotación, escalamiento y translación (cambio rígido).

Si se cambia solamente la dirección de rotación se reorienta el plano de recomposición sin alterar su posición.

La manipulación interactiva de la localización y de la orientación de una suma de planos recombinados nos hace conseguir un examen semejante a un ecograma B. Cada posición de plano recombinado produce una imagen similar, pero no idéntica, a la que se conseguiría a través de una sonda B colocada en la posición correspondiente respetando el volumen a ser examinado. Este tipo de imagen retrospectiva tiene 3 ventajas:

- 1- La imagen tridimensional se realiza en algunos segundos, tiempo en que el paciente está en fijación, y sus resultados pueden ser analizados posteriormente, sin la presencia del paciente;
- 2- Las imágenes son almacenadas en el ordenador con la posibilidad de reexaminarlas y compararlas posteriormente;

3- La imagen tridimensional crea una ventana acústica que nos proporciona un corte coronal del ojo, lo que no se puede obtener con un ecógrafo B comun.

En la figura de abajo(fig 3 3D) vemos que en el ecógrafo tridimensional las imágenes representadas no son bidimensionales, sino varias reconstrucciones en multitrazados, es decir, varios cortes de planos que son presentados simultáneamente en un formato tridimensional, indicándonos su relación con el espacio.

La intersección de todos los cortes de los planos es definida como un poliedro, que es el sistema de representación tridimensional. El operador puede hacer una rotación de la imagen para poder observar diferentes lados del poliedro y cambiar su forma arrastrando, empujando o re-orientando cortes de los planos regionales.

En el ecógrafo tridimensional, el poliedro es definido por seis planos fijos, representados por el borde del propio escáner, además de uno o dos planos libremente móviles, que pueden ser fijados por el operador. En la figura de abajo (fig3b 3D), se utilizan los dos planos adicionales, lo que permite la visualización de una estructura desde dos perspectivas.

La principal diferencia entre los cortes regionales obtenidos por la reconstrucción multitrazado y los cortes conseguidos por un ecógrafo B es la direccionalidad de la imagen ultrasónica.

INTENSIDAD DE PERFILADURA

En el lugar de la recomposición para producir una nueva imagen, se puede también hacer una recomposición de una imagen a lo largo de una línea recta y de un diagrama. El resultado es una representación similar al ecógrafo A. Este diagrama es llamado de intensidad de perfiladura (un perfil de representación del ecógrafo A).

Para imágenes ultrasónicas, de 2 o 3 dimensiones, cuanto más se perfilan a lo largo de líneas aproximadamente paralelas en relación con la puntera de la sonda de ultrasonidos, mayor será su proximidad a una verdadera imagen del ecograma A.

La intensidad de perfiladura computa también las líneas no paralelas a lo largo de la sonda de ultrasonidos siendo incomparable en relación con los verdaderos ecógrafos A para medir distancias precisas, pero no sería apropiado intentar interpretar la forma de estas intensidades para discriminar los tipos de tejidos que están representados.

RAYO DE DISTRIBUCIÓN Y SUPERFICIE ENLUCIDA

Se puede conseguir una transparencia enlucida que nos revele las superficies retinianas y coroideas en una estructura tridimensional. Como ejemplo tenemos un desprendimiento de retina en la figura de abajo(fig 4 3D) utilizando el ecógrafo tridimensional en dos fases: el rayo de distribución y la superficie enlucida.

El rayo de distribución es una imagen intermediaria, es decir, un pixel de cada vez siguiendo una línea recta direccionada desde el pixel anterior.

La imagen del escáner es reconstruida en muchos puntos, que están cerca uno de los otros a lo largo de cada rayo, empezando en el punto donde el rayo registra el volumen y desde allí retrocediendo hasta aparecer el primer valor de intensidad que exceda un umbral específico.

El resultado es una rejilla de valores de gran profundidad e intensidad, es decir, un valor para varios pixels de la imagen de salida. Los resultados de este mecanismo son:

- 1- Los rayos que no entrecortan ningún volumen o que no poseen ningún valor que exceda el umbral, son marcados con una "etiqueta" de un valor específico en la rejilla profunda y los pixel correspondientes a ese valor son determinados de intensidad cero. (negro)
- 2- Cuando el primer valor de intensidad es encontrado en el punto de entrada del volumen, que exceda el umbral, se le pone también una "etiqueta" específica en la rejilla profunda.
- 3- Para todos los otros rayos, cuando el primer valor encontrado, es decir, cuando el primer valor que ultrapase la intensidad del pixel de salida es grabado en la rejilla profunda, la intensidad del pixel de salida es computada en una función inversa a la

de la profundidad. Por lo tanto los puntos situados en un campo próximo (más cercano a la sonda B) son más brillantes que los puntos anteriores más distantes.

En la siguiente fase, la de superficie enlucida, las intensidades del pixel computadas en la fase anterior son sistemáticamente alteradas cuando se examina la profundidad de cada pixel en relación con su vecino inmediato. La rejilla profunda es tratada como una superficie opaca y reflectora, iluminada por una única luz brillante de origen perpendicular y radiante al plano de la pantalla. Cuando la profundidad de todos los puntos de la vecindad es similar, la superficie es paralela al plano de la pantalla. Por tanto es perpendicular al origen de la luz y tiene un retorno como un brillo de reflexión.

Cuando las profundidades son diferentes la superficie se inclina y de este modo tiene un retorno de reflexión correspondiente (dimmer).

Este esquema también es llamado de " Lambertian light modelling" y es utilizado en muchas aplicaciones en los gráficos del ordenador en tres dimensiones. En la práctica, el procesamiento es diferente para cada uno de estos tres casos descritos anteriormente.

En el caso tres, el brillo de la reflexión relativa para cada pixel es calculada como una fracción (0 para la no reflexión y 10 para el máximo de reflexión) la cual es multiplicada por una intensidad de pixel computada en la fase de rayo de distribución. En los otros dos casos no se cambian las intensidades originales del pixel. El resultado es el valor dado en la rejilla de intensidades al pixel, que representa la imagen de salida.

La técnica de enlucimiento nos da a conocer las superficies interiores del escáner. Es importante entender la correspondencia de estas superficies (retina, coroides, etc). Esta correspondencia puede no ser perfecta. Si el scan es realizado como lo mostrado en la fig 4-11^a la superficie más ancha del objeto puede ser enlucida. Pero si hacemos una rotación de 90° grados desde el ángulo de visión, la superficie más estrecha no es revelada. Esto ocurre por que esta superficie no fue vista por el sistema de ultrasonidos en la primera posición. En su lugar aparece una superficie afilada. Una manera útil de pensar sobre el enlucido, es que nos muestra las superficies que son vistas por la sonda de ultrasonidos.

La manipulación de los tres casos anteriores contribuye para determinar las características del modo de enlucimiento como veremos a la continuación:

- 1- La superficie enlucida aparece como un cuerpo flotante sobre un fondo sólido y negro. (caso 1)
- 2- Cuando un corte de un plano está localizado en el interior del escáner, la manipulación del caso 2 hace que se parezca a una reconstrucción multitrizada, con excepción de las áreas negras (que están abajo del umbral) que aparecen transparentes.
- 3- La aplicación de la Lambertian lighthing modelling en el caso 3 hace que las superficies presentes sean iluminadas por una única luz de origen desde el punto de visión del espectador.
- 4- El operador puede también ajustar la cantidad de contraste adicionada de acuerdo con el tipo de rayo de luz en la superficie enlucida (ajuste del sombreado), disminuyendo el contraste adicionado a la superficie. Por tanto la superficie se presenta como una superficie plana y sin los detalles finos. Si aumentamos el contraste enfatizamos los detalles finos. Todos estos procesos, los podemos ver en las figuras de abajo(figuras 5 3D).

CUANTIFICACIÓN

El sistema tridimensional de ultrasonidos está calibrado de un modo preciso, es decir, las distancias entre los voxels adyacentes, en las tres direcciones, son exactamente conocidos. Todo esto tiene importantes implicaciones cuando se hace un análisis del ecograma.

Por ejemplo: Con dos puntos cualquiera con coordenadas cartesianas (x^1, y^1, z^1) y (x^2, y^2, z^2) la distancia (en línea recta) entre ellos es obtenida a través de la fórmula de la distancia euclideana:

$$D = \sqrt{(x^2 - x^1)^2 + (y^2 - y^1)^2 + (z^2 - z^1)^2} \text{ - raíz cuadrada (6)}$$

En el ecógrafo tridimensional el operador puede activar la función de medición eligiendo dos puntos en el poliedro, representado en la pantalla el aparato calculará y nos presentará la distancia total (Figura6 3D). En realidad varios puntos pueden ser

elegidos y de este modo el sistema computará y nos mostrará la longitud total de la trayectoria lineal de la superficie examinada a lo largo de todos los puntos (fig 6b 3D).

El dispositivo de puntuación de una superficie solamente identifica las coordenadas "x" e "y" del punto. Cuando el punto es conocido, este es colocado en un plano (como el caso del punto en una superficie de la cara plana del poliedro). La coordenada z restante puede ser computada de acuerdo con la ecuación plana: $ax+by+cz = d$ (7)

Cuando a,b,c y d son constantes para un plano en cuestión (a,b,c determinan el plano de orientación y "d" determina la distancia de la coordenada de origen).

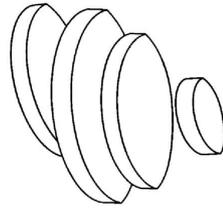
En un sistema calibrado, la intensidad de perfiladura puede también ser utilizada como un indicador de distancia con gran exactitud. En el ecógrafo tridimensional la representación de las características de la perfiladura es conseguida a través de dos cursores verticales que el operador puede mover a lo largo de la perfiladura y poner en cualquier sitio. El sistema computa y nos enseña la distancia entre los puntos elegidos (fig 4-12 B).

Con una serie de puntos (x_i, y_i, z_i) para $i = 0, 1, 2, \dots, n$ definimos una trayectoria cerrada o poligonal en un plano, como definido por la ecuación 7. El área encerrada por el polígono puede ser computada automáticamente.

La Fig6b 3D nos muestra el resultado cuando elegimos una secuencia de puntos alrededor de la trayectoria y el sistema los conecta por segmentos de líneas adicionadas al segmento final y uniéndolo al último punto inmediatamente anterior al primero para cerrar la trayectoria.

Si en lugar de un plano imaginamos una tabla con sus respectivos grosores podemos multiplicar el área y el grosor para obtener el volumen de la tabla.

Por la adición de una serie de volúmenes de tablas podemos conseguir un volumen aproximado de una región de nuestro interés, como nos muestra la figura:



La tabla más delgada, es decir el área más pequeña que se puede medir, y la menor distancia entre los planos adyacentes medidos nos dará una mejor exactitud de aproximación, como podemos observar en las siguientes figuras:

