

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



ADQUISICION, ANALISIS Y PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES EN LA FORMACION DE IMÁGENES EN UN ECOGRAFO OCULAR

INFORME DE SUFICIENCIA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRONICO

PRESENTADO POR:

ARTURO ISAAC CHAGRAY NUÑEZ

PROMOCIÓN

1993 - I

LIMA – PERÚ

2006

**ADQUISICIÓN, ANÁLISIS Y PROCESAMIENTO DIGITAL DE
SEÑALES EN LA FORMACIÓN DE IMÁGENES EN UN ECÓGRAFO
OCULAR**

**Dedico este trabajo a:
Mi esposa por su apoyo
incondicional en mi carrera
y mis hijos por ser fuente
de mi inspiración.**

SUMARIO

El presente trabajo pretende describir la utilización del ultrasonido en la medicina y mas específicamente en la Oftalmología.

En el Capitulo I tratamos el ultrasonido desde su definición, propiedades (velocidad, frecuencia, longitud de onda, amplitud, periodo, etc.), su interacción con otros medios y los tejidos del cuerpo humano, su utilización en la detección de dos puntos y la generación de los ultrasonidos. En el Capitulo II se describen los dos métodos mas utilizados en la medicina para el diagnostico, como son la biometría o del Tipo A y la ecografía o Tipo B. En el Capitulo III se describe la ecografía del tipo B. Se agrega el uso del gel para obtener un mejor paso del ultrasonido. En el Capitulo IV se trata la ecografía tridimensional, para lo cual se toma como base la ecografía bidimensional. En el Capitulo V se hace un análisis matemático de los campos de sonido. En el Capitulo VI se maneja unas imágenes de ecografías tipo B con algunas rutinas hechas en Matlab.

En el Apéndice A se muestra una hoja de un fabricante de Gel para ultrasonido, en el Apéndice B tenemos una hoja de especificaciones de un proveedor de cristales para la generación de ultrasonidos, en el Apéndice C vemos algunas imágenes de A-SCAN así como una figura de un PROBE-A y en el Apéndice D observamos algunas imágenes de B-SCAN así como una figura de un PROBE-B.

ÍNDICE

PROLOGO	1
CAPITULO I	
EL ULTRASONIDO	4
1.1 BASES FISICAS DEL ULTRASONIDO	5
1.1.1 CARACTERÍSTICAS DE LAS ONDAS ULTRASONICAS	6
a) DEFINICIÓN DE ULTRASONIDOS	6
b) PROPIEDADES DE LA ONDA ULTRASONICA	7
- VELOCIDAD	7
- FRECUENCIA	7
- LONGITUD DE ONDA	7
- AMPLITUD	8
- PERIODO	8
- INTENSIDAD	8
1.2 INTERACCIÓN ONDA – TEJIDO	8
1.2.1 ATENUACIÓN	8
a) ABSORCIÓN	9
b) REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN	9
1.2.2 IMPEDANCIA ACUSTICA	9
1.2.3 REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN	9
1.2.4 REFLECTIVIDAD TISULAR	11
a) REFLEXIÓN ESPECULAR	11
b) REFLEXIÓN NO ESPECULAR. DISPERSION	11
1.3 RESOLUCIÓN DE LOS ULTRASONIDOS	12
1.4 PRODUCCIÓN DE ULTRASONIDOS	12
CAPITULO II	
APLICACIONES DIAGNOSTICAS	14
2.1 INTERFASES	16

2.1.1 INTERFASES LARGAS	16
2.1.2 INTERFASES PEQUEÑAS	17
2.2 FASCÍCULO SONORO DE RETORNO	18
2.3 RATIFICACIÓN	20
2.4 NIVEL DE SATURACION	20
2.5 NIVEL RECUSADO	21
CAPITULO III	
METODOS ECOGRAFICOS	22
3.1 ECOGRAMA B	22
3.2 DESARROLLO EXPERIMENTAL	24
3.3 GEL PARA ULTRASONIDO	29
CAPITULO IV	
ECÓGRAFO TRIDIMENSIONAL	30
4.1 FORMATO DE LA IMAGEN VOLUMÉTRICA	37
4.2 PRECOMPOSICIÓN DE LA IMAGEN (TENICA DE MUESTREO)	38
4.3 ROTACIÓN	38
4.4 RECONSTRUCCIÓN EN MULTITRAZADO	39
4.5 INTENSIDAD DE PERFILADURA	40
4.6 RAYO DE DISTRIBUCIÓN Y SUPERFICIE ENLUCIDA	41
4.7 CUANTIFICACIÓN	42
CAPITULO V	
DESCRIPCION DE CAMPOS DE ULTRASONIDOS	45
5.1 CAMPOS EN SISTEMAS ACUSTICOS LINEALES	45
5.2 TEORÍA BÁSICA	46
5.3 CALCULO DE RESPUESTA AL IMPULSO ESPACIAL	48
5.4 PROCEDIMIENTOS DE CALCULO SIMPLE	49
5.5 SOLUCIÓN PARA POLÍGONOS	51
5.6 DERIVACIÓN DE LA ECUACION DE ONDA.	52
5.7 CALCULO DEL CAMPO DISPERSO	53
5.8 CALCULO DEL CAMPO INSIDENTE	54
5.9 CALCULO DE LA SEÑAL RECIBIDA.	55
CAPITULO VI	
MANEJO DE IMÁGENES ECOGRAFICAS MEDIANTE MATLAB	57

CONCLUSIONES	71
APÉNDICE A	72
APÉNDICE B	80
APÉNDICE C (IMÁGENES A-SCAN, SONDA A)	82
APÉNDICE D (IMÁGENES B-SCAN, SONDA B)	85
BIBLIOGRAFÍA	88

PROLOGO

El desarrollo científico técnico de la Oftalmología ha influido de manera determinante en la calidad y volumen de conocimientos necesarios para la formación del especialista.

Los cambios en los métodos de enseñanza están también relacionados con el uso de multimedia, computadoras, equipos de láser, de electrofisiología, ultrasonido, y la práctica quirúrgica de tipo ambulatoria con mayor utilización de la exploración y examen en el pre y pos-operatorio.

La oftalmología en nuestro país ha sufrido cambios cualitativos y cuantitativos muy relacionados con los producidos a nivel mundial. En los años 60 el uso del oftalmoscopio, la cartilla de pruebas y el tonómetro, eran el arma principal del especialista.

La oftalmología era rudimentaria pero no obstante se llevó hasta los más lejanos rincones en acciones casi primarias como la alfabetización a la cual se vinculó por la necesidad de espejuelos para el campesino adulto en aprendizaje.

En los hospitales principales se contaba, además, con lámparas de hendidura y alguno que otro equipo como los perímetros de arco y pantallas tangentes de campimetría.

La cirugía principal era la de las cataratas con métodos tradicionales (pinzas) o algo novedoso (crío extracción), otros realizaban cirugía del estrabismo, del glaucoma y en menor grado las vías lagrimales y retina.

La docencia pre-grado y postgrado eran un reflejo de los conocimientos que se aplicaban en la especialidad.

El programa docente estaba sumido en un marco teórico estrecho que aunque abarcaba diferentes aspectos clínico-quirúrgicos, la profundización en los estudios y diagnósticos de las afecciones era limitada y a su vez la práctica de la cirugía sin magnificación era habitual en muchos centros.

Los tipos de sutura usados eran de mayor calibre por lo que no se obtenía un cierre hermético y era necesario el reposo y la observación estrecha durante muchos días post-quirúrgicos. Predominaba la cirugía intracapsular y los resultados de otros tipos de cirugía eran no siempre exitosos.

Se produjo un desarrollo a nivel mundial gracias a la microcirugía, la computadorización y la microelectrónica aplicada a los equipos; el advenimiento del ultrasonido diagnóstico, el láser terapéutico, los ensayos clínicos con nuevos medicamentos y la profundización en los mecanismos de acción de algunos procesos, ante todo lo cual inicialmente nuestro país se mantuvo aún rezagado, no obstante ya se había asumido la estructura por sub-especialidades: córnea, catarata, glaucoma, retina, vías lagrimales, estrabismo, pediatría, etc.

En la década del 80 hubo un plan de desarrollo de la especialidad de oftalmología, no sólo se adquirieron equipos y tecnologías, sino que se estableció un vínculo creciente de esas subespecialidades con las mismas a nivel internacional, que llegó a la información necesaria en la microcirugía, cirugía extracapsular con lentes intraoculares, la computadorización, el uso del láser en segmento anterior y posterior, y los conocimientos de las bases neurofisiológicas y fisiopatológicas en los procesos de tipo inflamatorios, inmunológicos, degenerativos y otros advenimientos que enriquecieron el arsenal de conocimientos de la especialidad pero a su vez hicieron más complejas la interpretación de los fenómenos paralelos y en cascada de cada proceso.

Al ampliarse este panorama la formación del especialista conllevó mayor preparación y exigencia por parte de los profesores.

Comenzaba la era de la otra oftalmología. Ya no es posible evaluar la formación de un especialista sin conocimientos de la cirugía refractiva (EECC con uso de lentes intraoculares LIO), tipos, modelos, ventajas y desventajas, cirugía de la miopía (queratomeilosis, Lasik o la discutida queratotomía radial), además de la trasplantología (queratoplastia).

Del glaucoma sería interminable la cantidad de nuevos trabajos y conocimientos y la variación de los conceptos y de la terapéutica.

Cambios glaucomatosos precoces en la morfología del anillo neuroretiniano estudio del flujo sanguíneo, análisis de las fibras ópticas a través de la polarimetría láser o la tomografía de la coherencia óptica, programas SITA, PALOC en la perimetría computadorizada, potenciales evocados y electrorretinografía a patrón.

Nuevos conceptos tonométricos con equipos más fieles (neumotonómetros, Perkins, electrotonografía) y otros aspectos actuales vinculados a la papila, e incluso inmunológicos y degenerativos, sobre la selectividad de la lesión neuronal ganglionar y la llamada apoptosis.

Al tradicional uso del láser argón en las retinopatías, se le incorporan nuevos tipos de láser como el diodo para la retinopatía del prematuro y se da mayor valor a los estudios electrofisiológicos en las enfermedades de la retina y del nervio óptico.

Así en general sería interminable el desarrollo de lo novedoso en cada subespecialidad. La endoscopia orbitaria diagnóstica y terapéutica, la profundización en los estudios electrofisiológicos permiten evaluar la funcionalidad de conos, bastones, células ganglionares M y P; su relación con procesos degenerativos, el uso de ultrasonido da una visión del estado del segmento posterior, el desprendimiento del vítreo posterior, de la retina, del hemovítreo y todos estos elementos que repercuten de modo directo en los aspectos docentes y metodológicos de la enseñanza postgrado.

Vista la fundamentación de los cambios producidos en esta especialidad en estos últimos años, se nos plantean varios aspectos importantes.

Primero: El volumen de conocimientos que debemos asimilar es mucho mayor, con un crecimiento casi geométrico.

Segundo: El conocimiento del profesor a su vez debe ser mayor.

También habría que evaluar a su vez si los objetivos de la formación del nuevo especialista están acordes con la realidad de nuestras instituciones educativas dado que no todas cumplirían estas condicionales.

CAPITULO I EL ULTRASONIDO

La biomicroscopia ultrasónica es una técnica ecográfica, por lo tanto se basa en la emisión de ultrasonidos que al atravesar los diferentes tejidos y ser reflejados hacia nuestro receptor van a transmitirnos información acerca de los tejidos atravesados.

Aunque las primeras aplicaciones de los ultrasonidos fueron dentro del campo militar (Langevin y Chilowsky, 1916) o industrial (Firestone, 1942) pronto se encontraron aplicaciones dentro del campo de la medicina. En 1942, Dussik los empleó para el estudio de los ventrículos cerebrales, Ludwig y Struthers (1947) para detectar cuerpos extraños y Wild y Reid (1952) para el estudio de patología tumoral mamaria y digestiva. La aplicación en Oftalmología se retrasó hasta 1956 cuando Mundt y Hughes la emplearon para evaluar sus posibilidades dentro de la patología tumoral intraocular en ojos de cerdo enucleados y de pacientes (melanomas y retinoblastomas). Oksala y Lehtiner en 1957 informan de las características ecográficas de diversas patologías oculares. Uno de los hechos más importantes es la introducción de la ecografía bidimensional con transductores de 15 MHz por Baum y Greenwodd (1958) con lo que se comenzó a tener una visión real de las estructuras oculares. Finalmente la introducción de la ecografía de contacto por Bronson en 1972 contribuyó, por la mayor facilidad de exploración, a la difusión de la ecografía. Desde entonces, dejando a un lado las mejoras técnicas, debieron pasar casi 20 años para que un nuevo acontecimiento revolucionara la ecografía ocular: el nacimiento de la biomicroscopia ultrasónica. Su desarrollo por Foster y Sherar durante la década de los 80 y su introducción en la práctica clínica por Pavlin, Harasiewicz, Foster y Sherar en 1990 abrió una nueva dimensión a la exploración del globo ocular. La biomicroscopia ultrasónica permite el estudio del polo anterior y la retina periférica con una resolución casi microscópica. De este modo, podemos estudiar con detalle áreas, como la cámara posterior, la esclera, la estructura angular, etc. previamente reservadas al estudio de piezas histológicas o de acceso difícil o imposible en ciertas circunstancias con los instrumentos convencionales. Curiosamente el nombre con el que Pavlin denominó a la nueva técnica:

"biomicroscopia ultrasónica", retoma el concepto de Baum y Greenwood de 1958 cuando se refieren a la ecografía en modo B como "la lámpara de hendidura por ultrasonidos", ya que en un proceso análogo a los cortes ópticos que realizamos con la lámpara de hendidura, lo que estamos obteniendo con la ecografía son cortes sonoros de las estructuras oculares que cada vez más nos permiten ver/oír lo oculto a nuestros ojos.

1.1 Bases Físicas Del Ultrasonido

Los ultrasonidos son sonidos cuya frecuencia es superior a 20 KHz (20.000 Hz). Al igual que sucede en el espectro luminoso, también encontramos un amplio rango de frecuencias en las vibraciones acústicas (ondas sonoras), este espectro "sonoro" se extiende desde la región audible (10-20000Hz) hasta frecuencias de >10 Hz. Por lo tanto, los ultrasonidos tienen una frecuencia superior a la audible (> 20 KHz). La producción y recepción de ultrasonidos se realiza por medio de transductores. Los transductores son materiales piezoeléctricos, que por sus propiedades pueden relacionar energía eléctrica y mecánica. La producción de las ondas ultrasónicas se realiza por los ciclos sucesivos de contracción - expansión que sufren estos materiales cuando se les aplica un campo eléctrico. Del mismo modo, cuando se comprimen y expanden se generan cargas eléctricas que permiten la detección de las ondas ultrasónicas.

El largo camino desde la introducción de la ecografía en la oftalmología hasta llegar a la BMU que nos permite estudiar el globo ocular "in vivo" con un detalle hasta el momento reservado a los estudios histológicos ha sido paralelo al desarrollo de transductores de alta frecuencia y resolución. Pero, ¿por qué ha sido necesario esperar tanto tiempo para la introducción de estos transductores en la clínica? Debido a las propiedades de las ondas sonoras, teóricamente basta con aumentar la frecuencia de nuestra sonda ecográfica para obtener una mayor resolución, sin embargo debemos pagar un costo por este incremento de la resolución ya que las ondas de mayor frecuencia se atenúan con mayor facilidad y por ello su penetración es menor. Este equilibrio entre resolución - penetración ha sido el que ha frenado la introducción en la medicina de la ecografía de alta frecuencia. Con el desarrollo de polímeros más eficaces se logró la construcción de transductores con sensibilidad suficiente para que su campo de exploración sea útil en la clínica. Las características de los tejidos oculares, que favorecen la transmisión de los ultrasonidos, han facilitado que sea la oftalmología uno de los campos pioneros de la medicina en el uso de los transductores de alta frecuencia.

Una explicación exhaustiva de la técnica y la física de la biomicroscopia ultrasónica se encuentra en los trabajos de Foster, Sherar y Pavlin

1.1.1 Características de las Ondas Ultrasónicas

a) *Definición de Ultrasonidos*

Son vibraciones mecánicas de la materia que se transmiten en forma de ondas de presión. Los ultrasonidos se propagan en forma de ondas longitudinales, en este tipo de ondas la dirección de propagación coincide con la de vibración (FIG 1.1). La onda se transmite en forma de ciclos sucesivos de condensación y enrarecimiento de la materia.

Para que se propaguen por un medio, este debe tener dos propiedades: la inercia y la elasticidad. A diferencia de las ondas audibles, los ultrasonidos no pueden transmitirse por el aire, ya que cuanto mayor es la frecuencia, la onda necesita una mayor densidad/soporte del medio para su transmisión.

Por su naturaleza ondulatoria, los ultrasonidos van a presentar los fenómenos de reflexión, refracción, difracción, interferencia. De todos ellos el fenómeno más importante para nosotros es la reflexión. Debido a ella, un haz ultrasónico que atraviese diferentes medios se refleja parcialmente generando una onda que "transporta" información de las características de los medios atravesados. Esta onda o ECO, podrá ser detectada e interpretada obteniendo en este caso una imagen en dos dimensiones que nos va a permitir deducir las características de los medios atravesados (ecografía en modo B).

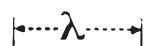


FIGURA 1.1: PROPAGACIÓN DEL ULTRASONIDO. Los ultrasonidos se propagan en forma de ondas longitudinales. Las moléculas del tejido atravesado sufren ciclos de expansión y compresión (barras verticales). La distancia entre dos puntos consecutivos que se encuentran en el mismo estado es la longitud de onda (λ : longitud de onda).

Las ondas ultrasónicas pueden desplazarse por el medio en forma de ondas longitudinales (las partículas vibran en la dirección de propagación de la onda), transversales (las partículas vibran perpendicularmente) o de superficie (los movimientos de las partículas forman elipses en un plano paralelo a la dirección de propagación y perpendicular a la superficie), sin embargo, en el ojo sólo se van a observar ondas longitudinales.

Los ultrasonidos van a tener una característica muy importante que los diferencia de los sonidos de menor frecuencia, la direccionalidad, es decir, la onda ultrasónica no se propaga en todas direcciones sino que forma un haz de pequeño tamaño que puede ser "enfocado". Además, de un modo análogo a lo que sucede con una onda luminosa, se pueden aplicar lentes acústicos que pueden modular el haz ultrasónico. Esto permite focalizar nuestro haz sobre la zona a explorar, quedando fuera de foco las que están situadas por delante o detrás de ese punto, es decir, lo mismo que en las ondas luminosas, existe el concepto de "profundidad de foco", que se aplicaría a todas las estructuras que quedan enfocadas utilizando un haz de unas características determinadas.

b) Propiedades de la Onda Ultrasónica

*** Velocidad.**

La velocidad de propagación es la distancia recorrida por la onda dividido por el tiempo empleado para recorrer esa distancia. La velocidad de los ultrasonidos en un tejido determinado depende de la densidad y elasticidad del medio que a su vez varían con la temperatura. La relación es directa, es decir, a mayor densidad del medio, mayor será la velocidad de transmisión de los ultrasonidos. Aunque la velocidad depende de la temperatura, ésta en el ojo se puede considerar que es constante por lo que las variaciones en la transmisión de los ultrasonidos por el interior del ojo va a relacionarse, desde el punto de vista práctico, únicamente con la diferente estructura de los tejidos que atraviesa.

*** Frecuencia.**

Es el número de oscilaciones (vibración o ciclo) de una partícula por unidad de tiempo (segundo). La frecuencia se mide en Hertzios (Hz). Un hertzio es una oscilación (ciclo) por segundo. Como los ultrasonidos son ondas de alta frecuencia, se utiliza como medida básica el Megahercio (MHz) que es igual a un millón de Hz.

*** Longitud de onda.**

Es la distancia que existe entre dos puntos que se encuentran en el mismo estado de vibración (FIG 1.2). La longitud de onda, la velocidad y la frecuencia se relacionan con la fórmula siguiente:

$$\lambda = V / f$$

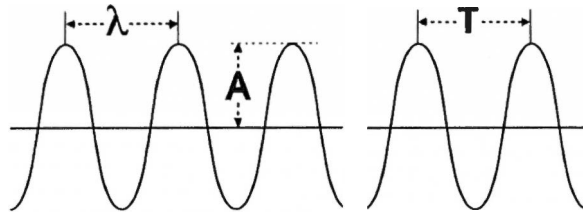


FIGURA 1.2: ESQUEMA DE LA TRANSMISIÓN DE LA ONDA.

λ : Longitud de onda. A: Amplitud. T: Período.

Donde λ es la longitud de onda, V la velocidad de propagación de la onda por el medio y f la frecuencia. Debido a que la velocidad es constante para cada medio y frecuencia de emisión (si la temperatura es constante) con la fórmula podemos calcular la longitud de onda del haz.

* **Amplitud.**

Es el máximo cambio producido en la presión de la onda, es decir la distancia máxima que alcanza la partícula vibratoria desde su posición inicial de reposo (altura de la curva sinusoidal. (FIG 1.2).

La amplitud se relaciona con la intensidad. De este modo si aumentamos la intensidad de una onda determinada aumentaremos su amplitud. Durante la transmisión de las ondas, por efecto de su interacción con el medio, disminuye la intensidad de la onda en función de la distancia recorrida y como consecuencia se produce una disminución de su amplitud.

La unidad física que se emplea para representar la amplitud de los ultrasonidos es el belio, sin embargo en la práctica se utiliza el decibelio (dB) que es la décima parte del belio.

* **Período.**

Es el tiempo de una oscilación completa, es decir lo que tarda el sonido en recorrer una longitud de onda (FIG 1.2).

* **Intensidad.**

Es la energía que pasa por segundo a través de una superficie de área unidad colocada perpendicularmente a la dirección de propagación del movimiento.

La intensidad disminuye con la distancia.

1.2 Interacción Onda-Tejido

1.2.1 Atenuación

Es la pérdida de energía que sufren los ultrasonidos al atravesar los tejidos.

Las ondas ultrasónicas, a diferencia de las electromagnéticas, necesitan un soporte material para su propagación. Sin embargo, ésta se produce sin que se transporte materia sino energía. Como vimos, la amplitud y la intensidad de la onda emitida disminuyen con la distancia, por lo tanto disminuye la amplitud del eco recibido por nuestro instrumento. Esto se debe a la interacción de la onda con el tejido, ya que durante su propagación, la onda pierde energía limitándose su penetración en el tejido. Los dos mecanismos fundamentales de esta pérdida son:

a) Absorción.

Por la que parte de la energía se transforma en calor (fundamentalmente debido a las fuerzas de fricción). La absorción es directamente proporcional a la frecuencia utilizada.

b) Reflexión y Refracción.

La reflexión va a ser fundamental para la formación de los ECOS que son la base de la técnica, pero por su efecto junto a la refracción, se produce la divergencia del haz (dispersión), con la consiguiente pérdida de energía lo que limita su capacidad de penetración.

Por lo tanto, la atenuación depende de la estructura interna de cada tejido, y para cada tejido existe un coeficiente de atenuación que se expresa en dB/mm. Para un mismo tejido, la atenuación es mayor cuanto mayor es la frecuencia del haz ultrasónico, por ello con ultrasonidos de alta frecuencia la penetración está muy limitada.

1.2.2 Impedancia Acústica

Hemos visto que cuando un haz de ultrasonidos atraviesa un medio, su velocidad depende de la densidad y de la elasticidad de éste. La impedancia acústica es el producto de la densidad del tejido por la velocidad del haz ultrasónico al atravesarlo; refleja las propiedades elásticas de los tejidos y es la principal característica de éstos desde el punto de vista ultrasónico.

$$I = d \cdot v$$

1.2.3 Reflexión y Refracción

Cuando el haz de ultrasonidos en su propagación se encuentra con una interfase entre dos medios cuya impedancia acústica es diferente, parte del haz atravesará la interfase sufriendo una refracción y parte se reflejará formando el ECO (reflexión). El mecanismo es similar al que sufre una onda luminosa. De este modo, si el haz ultrasónico incide en la interfase con un ángulo α_1 con respecto a la normal parte del haz se refleja con un ángulo α_2 (igual al ángulo de incidencia) y parte se refracta con un ángulo β (FIG 1.3). Cuanto

menor sea el ángulo α menor será el ángulo β . Si el haz incide perpendicularmente, tanto la reflexión como la refracción siguen el mismo camino que el haz incidente. Además del ángulo de incidencia (α), el ángulo de refracción (β) depende de la velocidad de los ultrasonidos en los dos medios de acuerdo con la ley de Snell:

$$\text{Sen } \alpha / \text{sen } \beta = V_1/V_2$$

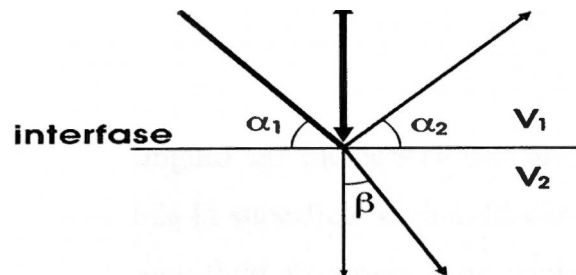


FIGURA 1.3: REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN DE LA ONDA ULTRASÓNICA.

De un modo análogo a la luz cuando el haz ultrasónico atraviesa una interfase entre dos medios de diferente impedancia acústica parte del haz se refleja y parte sigue propagándose sufriendo una refracción. Si el ángulo de incidencia es de 90° (perpendicular a la interfase), los ángulo de reflexión (que siguen los ultrasonidos reflejados de vuelta al transductor) y refracción (el que sigue la onda propagada) son también perpendiculares a la interfase.

α_1 : Ángulo incidencia. α_2 : ángulo de reflexión. β ángulo de refracción.

V_1 : Velocidad del ultrasonido en el primer medio.

V_2 : Velocidad del ultrasonido en el segundo medio.

Donde:

Sen α : Seno del ángulo de incidencia.

Sen β : Seno del ángulo de refracción.

V_1 : Velocidad del ultrasonido en el primer medio.

V_2 : Velocidad del ultrasonido en el segundo medio.

De este modo, cuando el haz ultrasónico atraviesa una interfase hacia un medio en donde su velocidad de propagación (V_2) es mayor a la previa (V_1) el haz se desviará alejándose de la normal. En el caso contrario, es decir si $V_1 > V_2$, el haz se acercará a la normal.

La reflexión de la onda va a depender de los siguientes factores:

1. Coeficiente de reflexión que depende de la impedancia acústica de ambos medios.
2. Ángulo de incidencia. La incidencia óptima del haz es la perpendicular. De este modo, la nitidez y amplitud del haz reflejado (ECO) que alcanzará nuestro transductor dependerá sólo del coeficiente de reflexión de los medios y de la superficie de incidencia y de la

longitud de onda. Cuanto más nos alejemos de esta perpendicular, menor será la amplitud del ECO.

3. Superficie de incidencia. En ella debemos considerar su posible curvatura y el tipo de superficie que posea.

Desde el punto de vista ecográfico, una superficie es lisa cuando sus rugosidades o irregularidades son menores a la longitud de onda del haz. Cuanto mas irregular sea una superficie en comparación con la longitud de onda empleada, mayor será la dispersión y menor será la amplitud y nitidez del ECO.

Si la superficie es curva, el ángulo de incidencia del haz aunque teóricamente sea perpendicular, no va a serlo en toda la superficie de incidencia y se producirán ECOs que tenderán a ser divergentes si la superficie es convexa, produciendo ECOs nítidos pero de menor amplitud, o a ser convergentes si es cóncavo produciendo ECOs nítidos y de mayor amplitud.

1.2.4 Reflectividad Tisular

Las imágenes ecográficas se generan a partir de la información que alcanza al transductor procedente de la reflexión.

a) Reflexión Especular

Cuando el haz ultrasónico se desplaza atraviesa las interfases que existen entre los medios de diferente impedancia acústica produciéndose una reflexión especular. Las reflexiones especulares se producen por ejemplo entre el medio de inmersión y el epitelio corneal o el humor acuoso y el cristalino, etc.

b) Reflexión No Especular. Dispersión

Cuando el haz ultrasónico atraviesa un tejido determinado como la esclera que es aparentemente homogéneo, el ECO recibido y la consiguiente imagen decodificada que vemos en la pantalla del ecógrafo no es homogénea. Esto es debido a que en el interior del tejido también existen interfases, aunque sean de pequeño tamaño (entre las células, capilares, matriz extracelular). Como hemos visto, cuando las interfases son menores a la longitud de onda de haz de ultrasonidos el medio es "irregular" y se produce una reflexión no especular que se denomina dispersión. Sólo una parte de los ECOS producidos por la dispersión van a alcanzar el transductor ya que en su mayoría se van a absorber por los tejidos o bien toman una dirección que los aleja. Sin embargo, estos ECOS son básicos para la formación de la imagen ecográfica de un tejido ya que es la información que nos proporciona su textura.

Cada tejido va a tener una diferente capacidad de generar ECOS procedentes de la dispersión que alcancen el transductor y existe un coeficiente que expresa esa capacidad: el coeficiente de dispersión. Cuanto mayor sea este coeficiente mayor será la cantidad de ECOS dispersados que alcancen el transductor. Diremos entonces que el tejido tiene una reflectividad alta y en la pantalla aparecerá brillante. El ejemplo típico de tejido hiperreflectivo es la esclera, cuyo coeficiente de dispersión es el mayor de los tejidos oculares normales.

1.3 Resolución De Los Ultrasonidos

La resolución es la distancia mínima entre dos puntos para que estos sean detectados como puntos independientes. Al utilizar un haz de ultrasonidos, nuestra unidad de medida es la longitud de onda del haz, por ello, no podremos diferenciar dos puntos cuya separación sea menor que la longitud de onda. De este modo, cuanto menor sea la longitud de onda mayor será la resolución del sistema.

Existen dos tipos de resolución, la axial y la lateral.

La resolución axial es la capacidad de diferenciar dos puntos situados en el eje del haz ultrasónico y la resolución lateral es la capacidad de diferenciar entre dos puntos localizados en un plano perpendicular al haz.

La biomicroscopia ultrasónica posee una penetración de unos 5 mm en el interior del globo ocular con una resolución axial y lateral aproximada de 37 y 50 micras respectivamente con el transductor de 50 MHz.

1.4 Producción De Ultrasonidos

La descripción del efecto piezoeléctrico se debe a Pierre y Jacques Curie. En 1880 demostraron que un cristal de cuarzo emite un haz de ondas ultrasónicas cuando es deformado por una corriente eléctrica. En 1881 descubren el proceso inverso, es decir la producción de una corriente eléctrica al aplicar al cristal un ciclo de contracciones y expansiones.

Por lo tanto, el efecto piezoeléctrico relaciona fenómenos mecánicos y eléctricos. Así al aplicar una corriente alterna a un cristal piezoeléctrico se produce un ciclo de compresiones y dilataciones que puede transmitirse al medio circundante (producción de ultrasonidos). Por el fenómeno de resonancia, la amplitud de las vibraciones producidas es máxima cuando el período de la diferencia de potencial aplicada coincide con el período de las vibraciones longitudinales del cristal.

Del mismo modo si al cristal piezoeléctrico se le aplica una serie de compresiones y dilataciones (por ejemplo al recibir una onda ultrasónica) se produce una diferencia de voltaje en las caras perpendiculares a la dirección de la compresión cuya amplitud es proporcional a la de la onda incidente (recepción de ultrasonidos)

Además del cuarzo existen otros cristales naturales (blenda, turmalina, titanio de bario, etc.) que poseen propiedades piezoeléctricas.

Cualquier dispositivo capaz de producir ultrasonidos se denomina transductor y puede funcionar también como receptor de ultrasonidos.

El transductor construido por Langevin constaba de un cuerpo central de cuarzo recubierto por láminas de acero. Al emplear un bloque mixto lograba aumentar mucho la amplitud de las ondas generadas.

Para conseguir transductores más sensibles se utilizan polímeros sintéticos pero del mismo modo que Langevin empleó acero para mejorar la eficacia de su transductor los actuales también necesitan de componentes que optimicen sus prestaciones.

El desarrollo de los transductores empleados en la biomicroscopia ultrasónica se debe a Sherar y Foster quienes utilizaron como polímero piezoeléctrico el difluoruro de vinilideno (PVDF). En el biomicroscopio UBM 840 (Zeiss-Humphrey) el polímero se monta en forma de disco de 10 μm de grosor y 3 mm de diámetro.

Básicamente la biomicroscopia ultrasónica, al igual que la ecografía B convencional, se basa en la producción de ultrasonidos que van a atravesar los diferentes tejidos oculares sufriendo fenómenos de reflexión y dispersión que generan ondas (ECOS) que regresan al transductor. Los ecos transportan información sobre los medios atravesados que puede ser decodificada para formar una imagen bidimensional de los tejidos atravesados.

CAPITULO II APLICACIONES DIAGNOSTICAS

Los Ultrasonidos pueden utilizarse como método diagnostico 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:

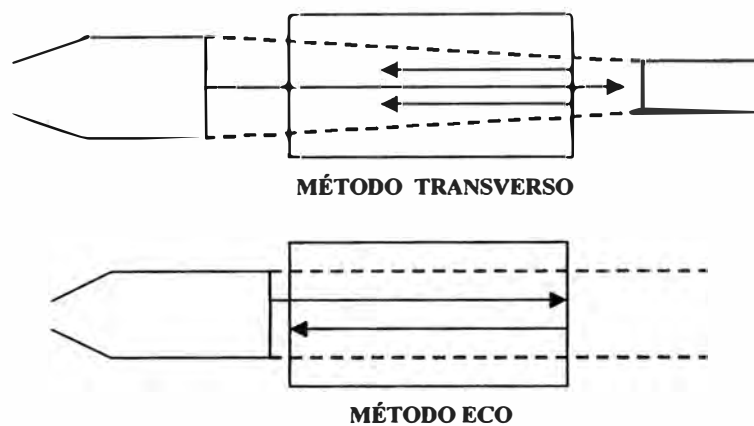


FIGURA. 2.1 MÉTODOS DE USO DEL ULTRASONIDO

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 propio; 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 solo 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 de 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).

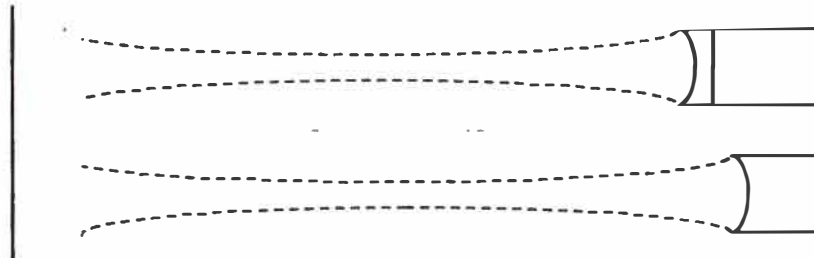


FIGURA 2.2 FORMA DE LOS EMISORES

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 en objetivo esta localizado dentro de los márgenes del fascículo ultrasónico, su presencia puede ser detectada por el aparato de ultrasonido. Si el objetivo esta localizado fuera de los márgenes del fascículo ultrasónico, este se quedara 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.

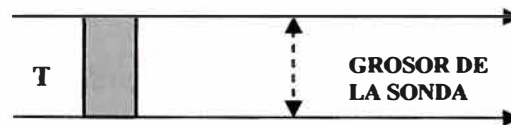


FIGURA 2.3 FASCÍCULO NO FOCALIZADO

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

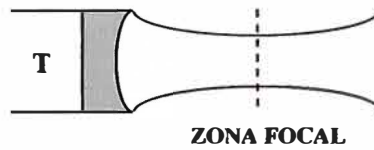


FIGURA 2.4 FASCÍCULO FOCALIZADO

La menor distancia entre dos puntos necesaria para registrarlos como dos entidades separadas es denominada resolución. En una lata 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 indique 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 de transductor y de la longitud del pulso. La resolución lateral es calculado utilizando la formula: 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.

2.1 Interfases

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

2.1.1 Interfases largas:

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

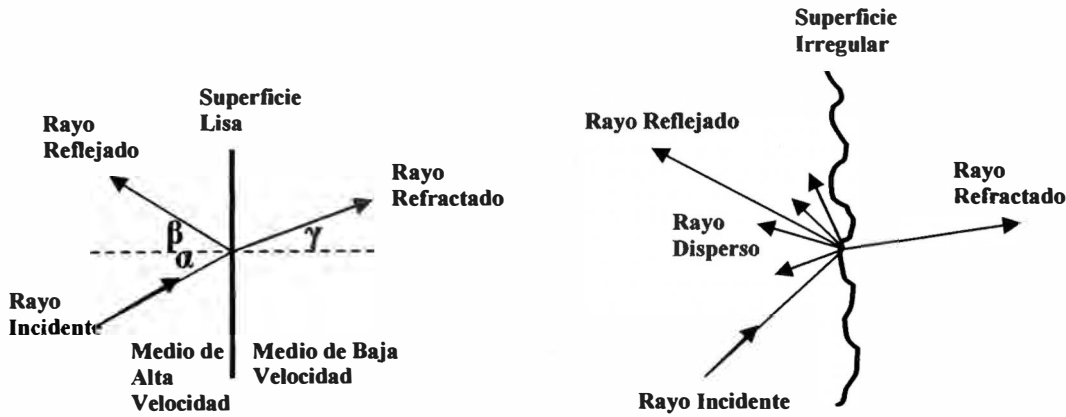


FIGURA 2.5 INTERFASES LARGAS

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 del iris). La porción de energía reflejada sigue el mismo patrón descrito previamente, en cuanto a la otra porción se dispersa en diferente dirección.

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.

2.1.2 Interfases Pequeñas:

Clínicamente una interfase es pequeña si el diámetro es menor que 0.5mm. Superficies pequeñas son responsables por las dispersiones, que son las difracciones de las sondas 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.

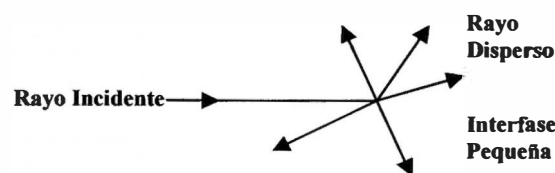


FIGURA 2.6 INTERFASES PEQUEÑAS

2.2 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 máximo, 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 cornea o la retina, son obtenidos ECOS máximos, manteniendo el fascículo perpendicular a la interfase que esta siendo examinada. Y solo así, el fascículo de retorno obtiene una energía máxima reflejada de los tejidos.

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 cornea. La sonda se orienta en diferentes dirección en el intento de obtener un ECO máximo de la cara anterior de la cornea, cara anterior de la lente, cara posterior de la lente y anterior de la retina.

Todos los aparatos constan de un generador que origina, deforma 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 transductor como una señal de radio frecuencia (RF).

Esta señal aumenta progresivamente hasta su máximo y en seguida disminuye a su mínimo.

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.

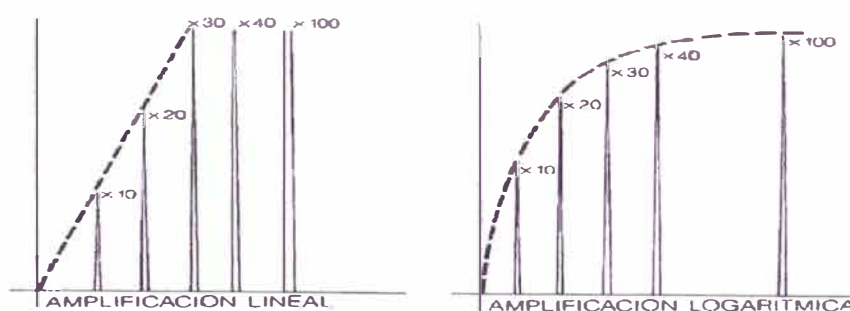


FIGURA 2.7 AMPLIFICACIÓN DEL ECO

El tamaño de la señal de 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).

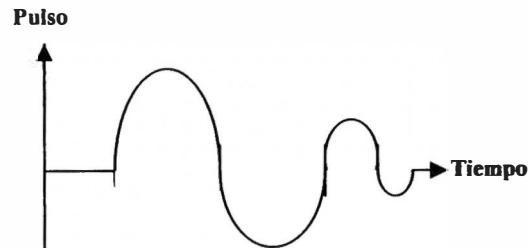


FIGURA 2.8 SEÑAL DE RF

La curva de amplificación esta 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 de 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 interfaces del ojo y se pueden apreciar mejor los ECOS de poca intensidad.

La dinámica es la propagación de las amplitudes de las señales obtenidas 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.

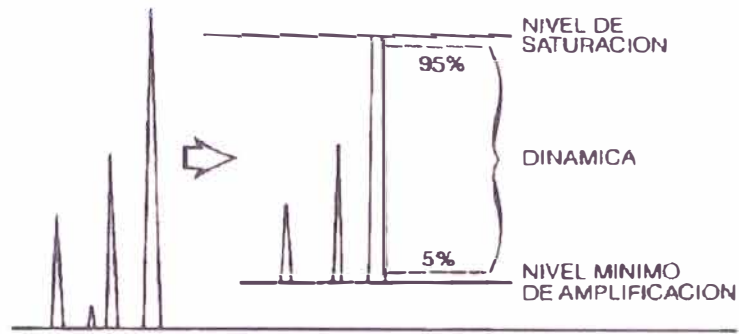


FIGURA 2.9 DINÁMICA

Con la amplificación lineal se consiguen dinámicas menores de 21dB, mientras que con la logarítmicas pueden obtenerse dinámicas de entre 40 – 45 dB, siendo mas fácil distinguir unas estructura de otra, aunque con el inconveniente que en la pantalla aparecen ECOS débiles de estructuras sin valor patológicos.

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

2.3 Ratificación

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

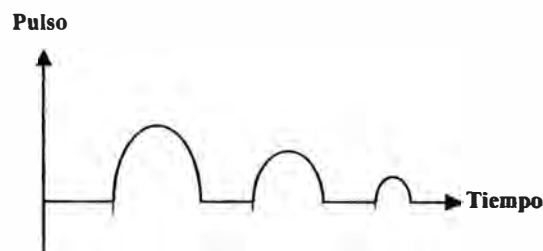


FIGURA 2.10 RATIFICACIÓN

2.4 Nivel De Saturación

La señal que atinir el nivel de saturación tiene su cumbre eliminada si la señal es más alta que el máximo nivel proporcionado por el amplificador y aparecer mas ancha.

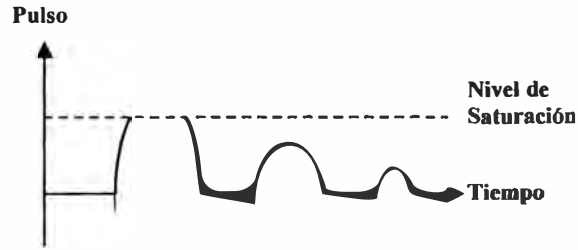


FIGURA 2.11 NIVEL DE SATURACIÓN

2.5 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.

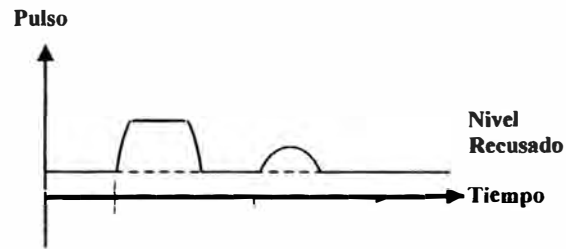


FIGURA 2.12 NIVEL RECUSADO

CAPITULO III 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 desarrollo 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 combinados 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 aumento mucho con la introducción del ecógrafo B de contacto.

Para obtener una mayor facilidad de exploración y para una mejor interpretación de los ECOS, es preferible un ecógrafo de contacto combinado 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 los largo del desarrollo de la ecografía oftalmológica, respecto a las ventajas y meritos 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 llevado a cabo por Ossoinig mientras que la estandarizacion del ecógrafo B fue desarrollada por Coleman y Bronson.

3.1 Ecograma B

En el ecógrafo B las sondas reflejadas por los distintos tejidos están representadas en la pantalla por puntos luminosos, cuya yuxtaposición simultanea nos permite obtener una

imagen topográfica. 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 50 dB. La combinación de la respuesta logarítmica y del largo recorrido dinámico nos permite tener una mayor extensión de las ECO señales comprimidas en un pequeño espacio en los niveles de brillo.

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 cornea en un examen longitudinal.

Cuando examinamos un globo ocular normal parecen en la pantalla dos áreas ecogénicas separadas por un área no ecogénica. El área no ecogénica representa la cavidad vítrea. Su ausencia de ECOS es debida a la ausencia de interfases largas en el cuerpo vítreo. Opacidades en la cavidad vítrea significa 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 las sondas dentro de los tejidos orbitarios (O), como se observa en la siguiente figura.

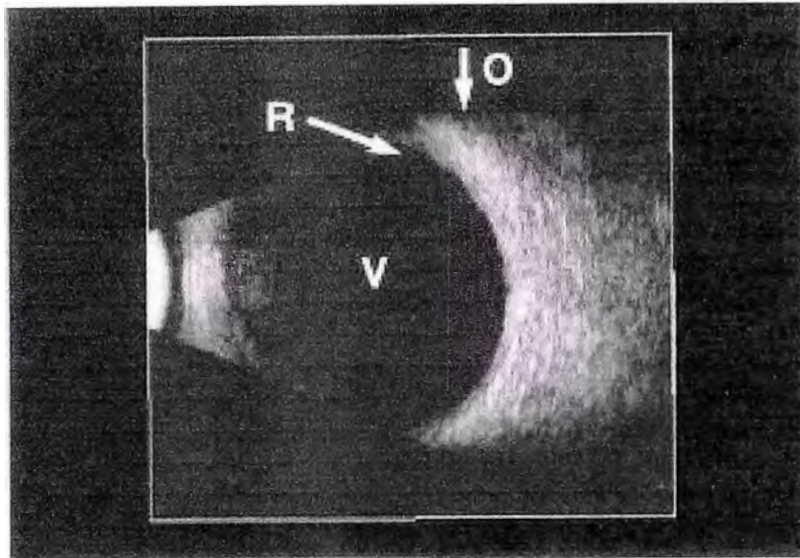


FIGURA 3.1 ECOGRAFIA

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

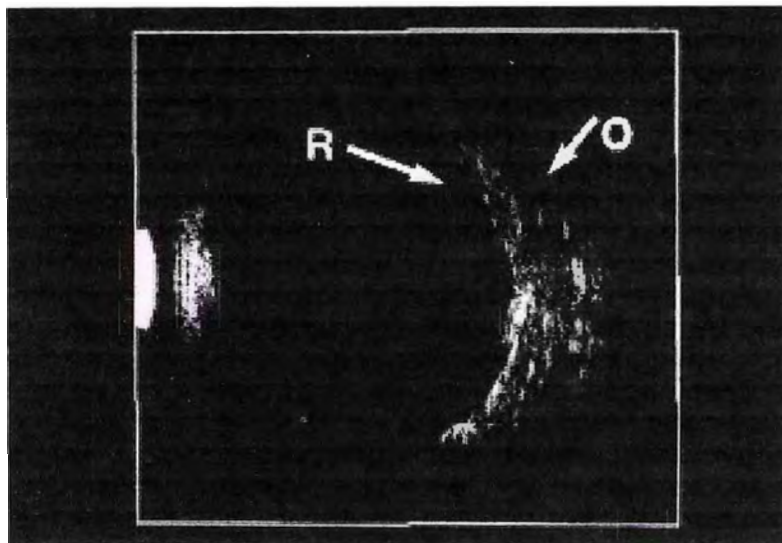
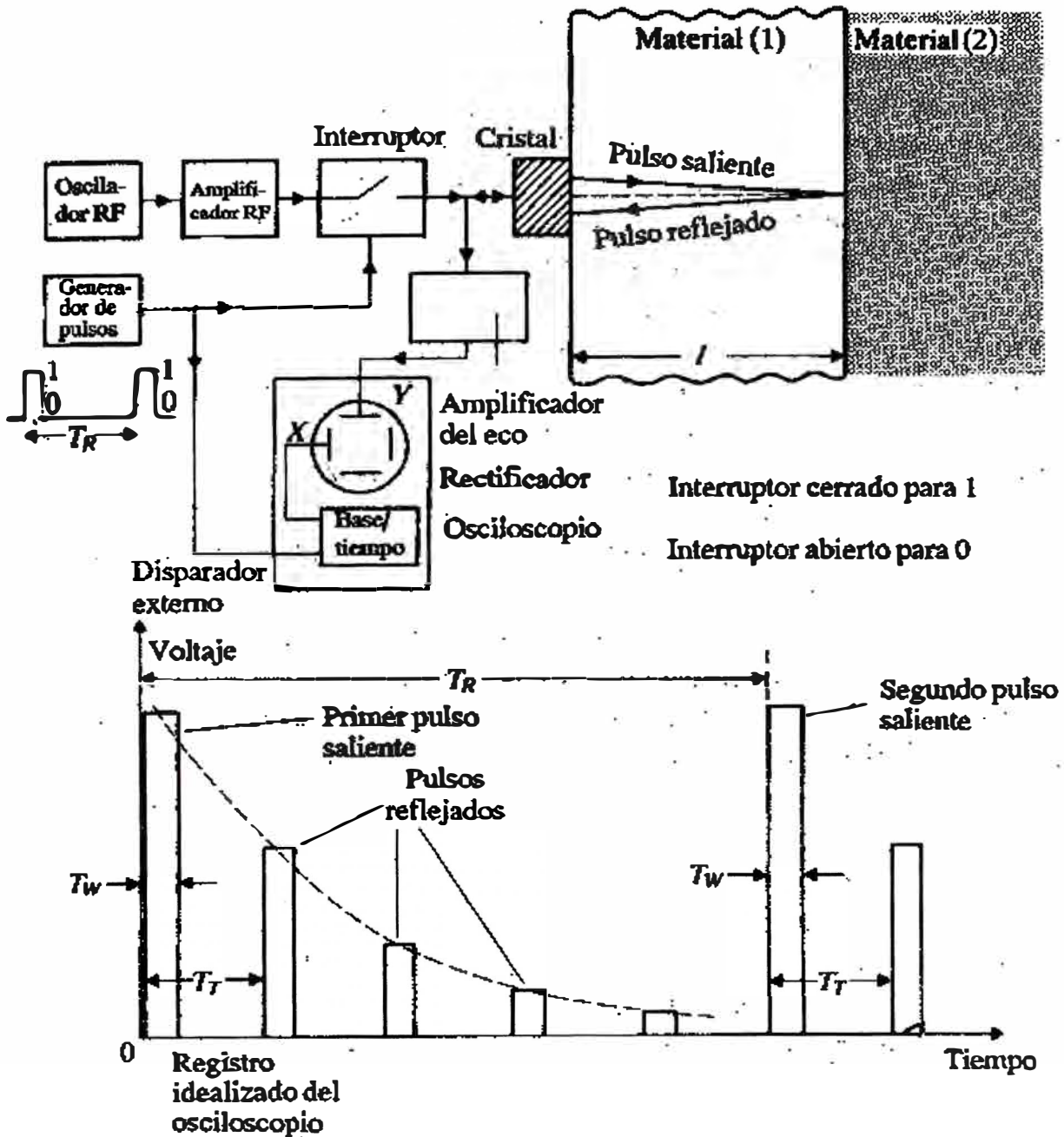


FIGURA 3.2 ECOGRAFÍA

3.2 Desarrollo Experimental

El principio de este método se muestra en la siguiente figura.



Técnicas de reflexión de pulsos

FIGURA 3.3 MÉTODO ECOGRÁFICO

Un cristal piezoeléctrico transmite un pulso ultrasónico en el material (1). Si las impedancias características de los materiales (1) y (2) son substancialmente diferentes, la mayor parte de la energía de pulso se reflejara entonces en la frontera. El pulso reflejado se detecta por el cristal (que ahora actúa como receptor) y se mide el tiempo T_T entre los pulsos saliente y reflejado. Ya que T_T es el tiempo para el viaje redondo de distancia $2l$, entonces.

$$T_T = 2l / c$$

Tiempo de viaje redondo para el sistema de ECO pulsos

Donde l es la distancia de la interfaz y c es la velocidad del sonido en el medio (1). Si se conoce c puede calcularse l .

La medición se complica por la creación de reflejos múltiples o ECOS. Parte del primer pulso reflejado se refleja en la frontera del material (1) y el cristal, y se refleja de nuevo en la frontera de los materiales (1) y (2) para crear un segundo pulso reflejado. Este proceso se repite muchas veces, desvaneciéndose la amplitud de los pulsos reflejados a causa de las pérdidas por atenuación en el material (1) y pérdidas por reflexión en las fronteras. La figura 3.3 muestra la señal observada en la pantalla del osciloscopio. La señal del pulso debe obedecer a las siguientes condiciones:

(a) El ancho del pulso T_w debe ser grande comparado con el periodo $1/f$ de la onda sonora. Esto asegura que haya muchos ciclos, es decir energía suficiente, en cada pulso:

$$T_w \gg 1/f$$

(b) El tiempo de transición T_T debe ser grande comparado con el ancho del pulso T_w para evitar interferencia entre pulsos salientes y reflejados.

$$T_T \gg T_w$$

(c) El tiempo de repetición T_R entre pulsos salientes sucesivos debe ser grande comparado con el tiempo de transición T_T . Esto asegura que todas las reflexiones, al seguir a un pulso saliente, se atenúen antes de que la siguiente penetre en el material

$$T_R \gg T_T$$

A causa de la diferencia considerable en la impedancia característica entre la mayoría de lo sólido y el aire este método puede emplearse para medir el espesor de materiales. También se emplean comúnmente técnicas de reflexión de pulso para la detección de grietas en metales. Aquí la frecuencia f se elige de modo que la longitud de onda del sonido sea pequeña en comparación con el tamaño de los defectos por detectar. La diferencia grande en impedancia característica entre gases y líquidos significa que ocurre una reflexión casi perfecta en una interfaz de líquido – gas, y que estas técnicas son aplicables a la medición del nivel. El análisis de las pérdidas en interfaz sugeriría que es mejor montar el cristal en la base del recipiente dirigiendo las ondas hacia arriba a través del líquido, en lugar de montarlo en la parte superior del recipiente, dirigiendo las ondas hacia abajo a través del gas. Sin embargo, la mayoría de los sistemas ultrasónicos comerciales de medición de nivel utilizan el segundo método porque ofrece mayor facilidad de instalación y mantenimiento.

Pero la aplicación más importante de las técnicas de reflexión de pulsos es en la formación de imágenes de zonas del cuerpo humano. La figura 3.4 muestra, en forma simplificada, las diversas capas de un tejido. La impedancia característica de estas capas es diferente; por ejemplo, la impedancia del hueso es aproximadamente 0.8×10^7 , mientras que la del tejido biológico blando es aproximadamente 0.15×10^7 . Un transductor piezoeléctrico se coloca en la capa de la epidermis, la cual tiene una impedancia característica cercana a la del tejido blando o una capa de equiparación. Esto minimiza las reflexiones internas en la frontera del transductor y la epidermis y el problema de ecos múltiples.

La figura 3.4 muestra el registro de un osciloscopio, obtenido cuando se utiliza el sistema básico de la figura 3.3 con el sistema de capas de la figura 3.4. Los 3 pulsos reflejados corresponden a reflexiones en las fronteras de epidermis/dermis, dermis/grasa y grasa/hueso, respectivamente; los intervalos de tiempo entre pulsos reflejados sucesivos son proporcionales al espesor de cada capa. Este registro, denominado despliegue de exploración A, es considerablemente difícil de interpretar; se obtiene una imagen más real utilizando un despliegue de exploración B.

El transductor se conecta a dos sensores de desplazamiento que miden las coordenadas de posición X y Y del transductor en la superficie del cuerpo. El voltaje de salida del sensor X se aplica a las placas X del osciloscopio y se aplica un voltaje proporcional al tiempo, es decir, la distancia Z recorrida a través del cuerpo, a las placas Y. La brillantez de la imagen en la pantalla es proporcional al voltaje de salida del transductor (modulación Z), por lo que un punto brillante corresponde a un pulso reflejado. Al mantener fija la coordenada Y del transductor y ajustar la coordenada X, se forma y almacena una imagen del cuerpo en el plano X – Z (figura 3.4c). Así, la exploración B forma la imagen de una rebanada de algún punto del cuerpo, normal a la superficie. Otra alternativa es el despliegue de exploración C, esta corresponde a una imagen del cuerpo en el plano X – Y, es decir, una rebanada paralela a la superficie del cuerpo. Se obtiene al aplicar el voltaje de salida del sensor X a las placas X del osciloscopio, el voltaje de salida del sensor Y a las placa Y, y utilizando la modulación Z.

Para esta aplicación es bueno considerar que parte del cuerpo se va a analizar, dado que dependiendo del tipo de órgano y/o tejidos involucrados, es el tipo de transductor y las frecuencias que se utilizaran, también en algunas ocasiones depende del paciente, dado

que por ejemplo para escaneo de busto dependiendo del tamaño también puede variar la frecuencia a utilizar.

Es importante saber que para obtener imágenes en monitores de video, depende de las densidades de los tejidos, a mayor diferencia en las densidades, mayor es el retorno del eco pulso. Si se tiene dos estructuras por analizar, es necesario que las densidades sea similares para que el sonido siga viajando, dando que si por ejemplo se topa con hueso, entonces se va a perder la señal.

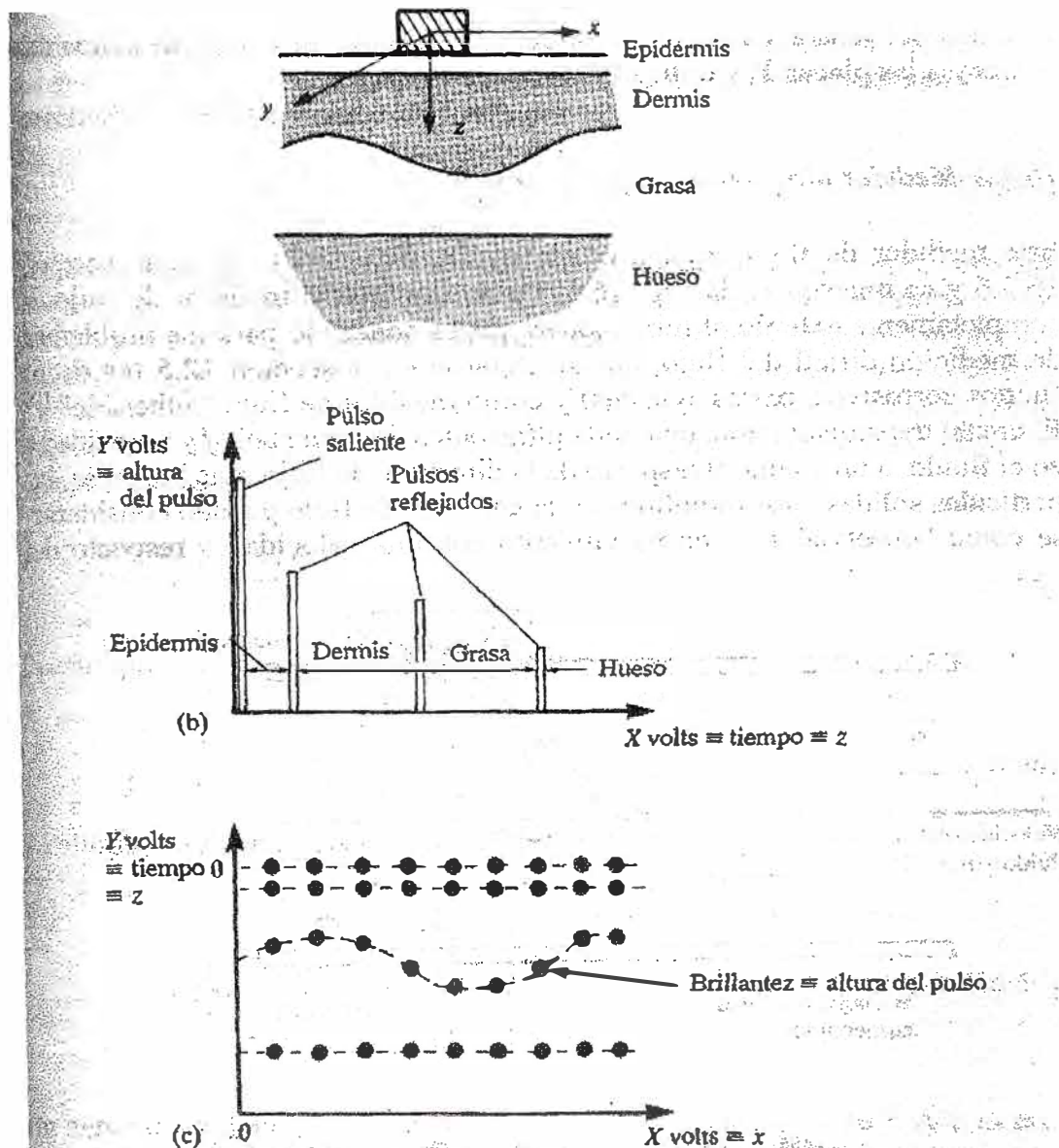


Fig. 6 Formación de imágenes ultrasónicas del cuerpo humano (adaptado de Payne^[12])
 (a) Sistema de coordenadas y capas
 (b) Despliegue de exploración A
 (c) Despliegue de exploración B

FIGURA 3.4 FORMACIÓN DE IMÁGENES ULTRASÓNICAS

Además es importante saber que para aplicaciones de escaneo se necesita un agente acoplador de la señal (GEL), dado que de esta manera la pérdida de la misma es mínima, la atenuación en el aire es importante y por ello se utiliza los gel, también hay varios tipos, aunque normalmente uno puede servir para muchas aplicaciones, es recomendable que se tome en cuenta el tipo de piel y de paciente, por la sensibilidad que se pudiera tener, hay ocasiones que es mejor utilizar gel tibio, otras frío, muchas ocasiones para pacientes con hipersensibilidad, pueden utilizarse gel tibio, esto es común en escaneo de busto.

3.3 Gel Para Ultrasonido

El diagnóstico ultrasónico se realiza utilizando unos geles de acoplamiento para la transmisión del ultrasonido. Estos geles de exploración actúan como acoplantes que proporcionan un camino acústico entre el transductor y la piel. El acoplante elimina el aire del interfaz y adapta los contornos de la punta de prueba a la piel.

El gel de exploración funciona en contacto íntimo con la punta de prueba y la piel del paciente, es por ello que debe intrínsecamente seguro para ambos.

CAPITULO IV ECOGRAFO TRIDIMENSIONAL

El ecógrafo tridimensional es un ecógrafo del tipo B en el cual las sondas de ultrasonidos hace un barrido de todo un volumen en el espacio, al contrario de lo que ocurre en el ultrasonido bidimensional, que esta confinado a un solo plano.

Muchas fueron las tentativas para desarrollar un sistema tridimensional adecuado y algunos de ella fueron:

- a) Escáner rectilínea.
- b) Escáner mixto rectilíneo y en sector
- c) Escáner de sector de doble eje (separados por un incremento angular fijo).
- d) Escáner en sector de rotación (el transductor oscila con relación a un eje).

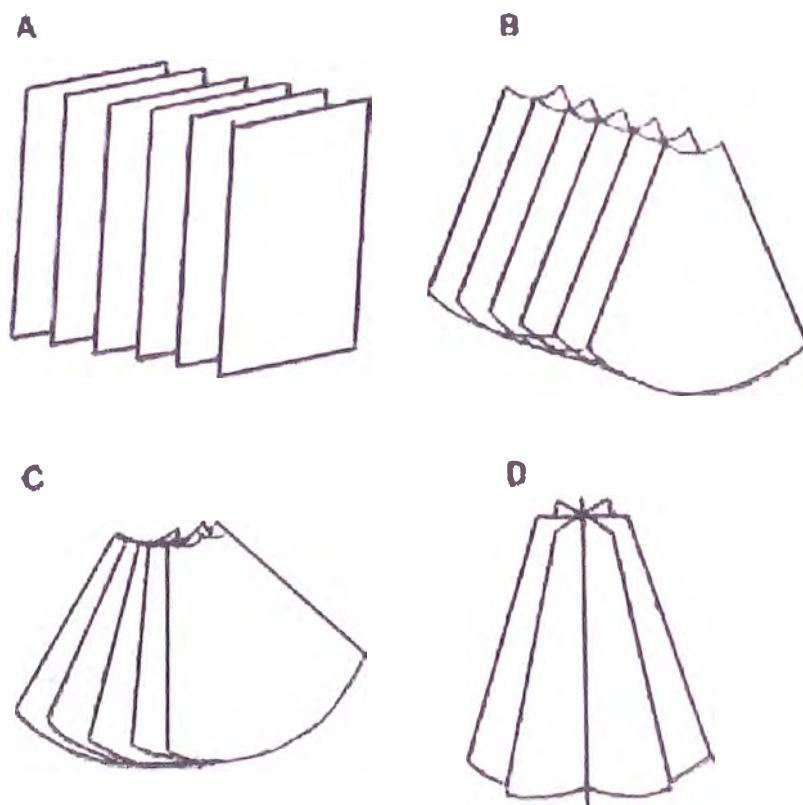


FIGURA 4.1 ESQUEMAS DE ESCÁNERES

Los primeros esquemas de escáner tridimensionales desarrollados, permitían movimientos del sonido tanto en un patrón en espiral como en ida y vuelta en un escáner de barrido.

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

Durante este largo intervalo del 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 scanner B y sometidos a un proceso de filtración con acomodaciones de las imágenes que sobraban.

El resultado de este proceso era una pérdida de la resolución axial. Actualmente como desarrollo de nuevas técnicas de digitalización de la imagen, se ha obtenido grandes facilidades en la conversión de videos señales.

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

Por el contrario, los escáner obtenidos de planos paralelos (rectilíneos) a través de una estructura redonda en ángulos oblicuos y la imagen final presenta bordes indefinidos, como lo muestra la figura siguiente

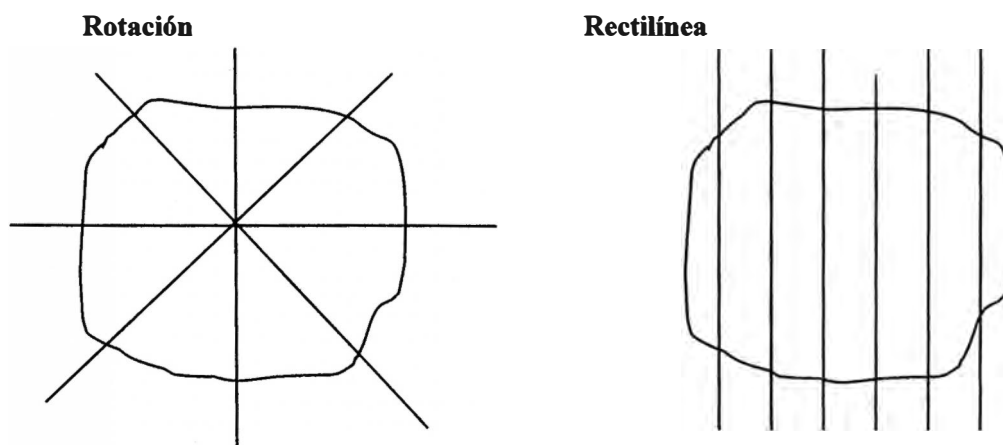


FIGURA 4.2 ESCÁNER DE ROTACIÓN Y RECTILÍNEO

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 el 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 grava una serie de imágenes bidimensionales como la del ecógrafo B en su memoria, utilizando una señal de video digitaliza, igual a la producida por un aparato bidimensional tipo B. las imágenes grabadas se llama "Scan" y pueden ser vistas en la pantalla en una variedad de formas y todas ella con posibilidad de exploración interactiva.

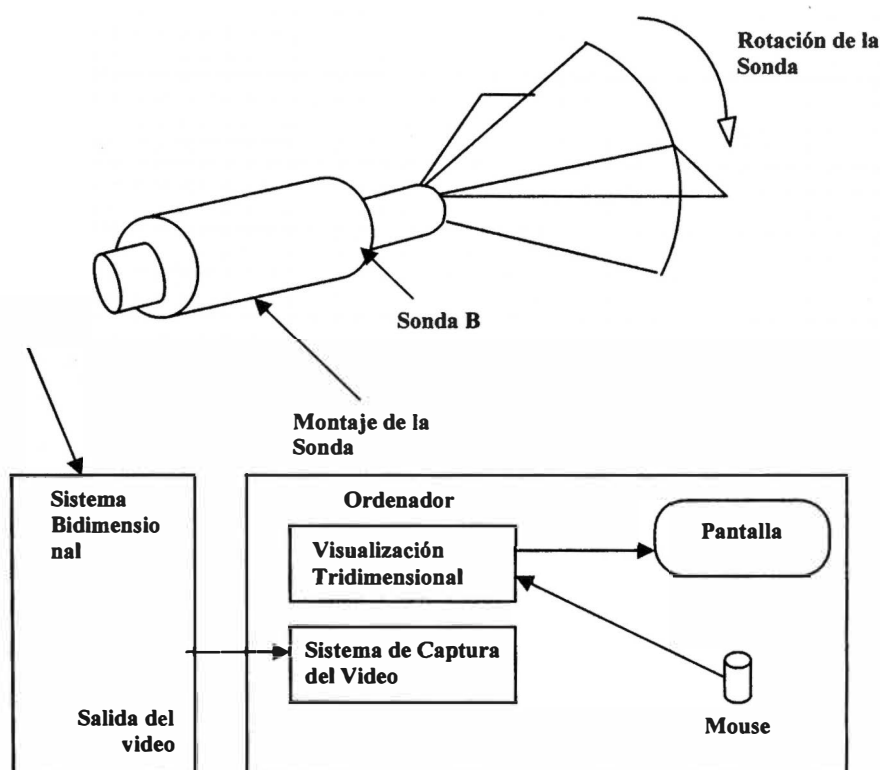


FIGURA 4.3 ESCÁNER MOTORIZADO

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 esta 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 reconstruirla y representarlas en la pantalla; y
- Representación del Volumen, en la cual las interfaces 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 esta constancia, se consigue producir nuevas imágenes a cada nuevo instante, manteniendo el mismo ángulo entre las imágenes sucesivas. Por lo tanto, por 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.

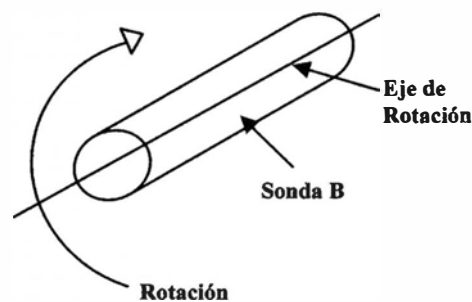


FIGURA 4.4 ROTACIÓN DE SONDA

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, la mitad de abajo es lanzada en el lado izquierdo, como muestran las figuras 4.5 y 4.6.

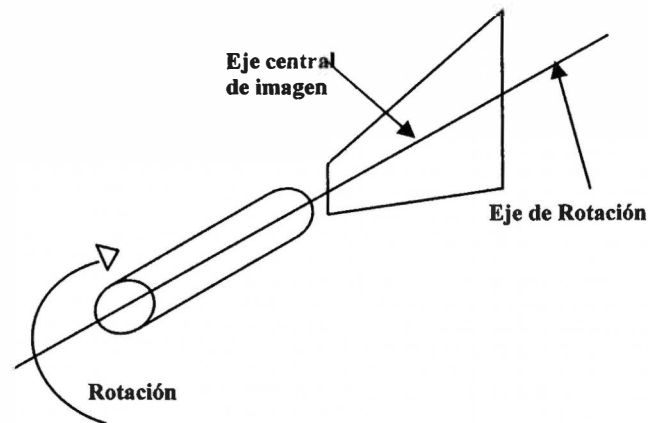


FIGURA 4.5 LINEADO DE IMÁGENES CON EL EJE DE ROTACIÓN

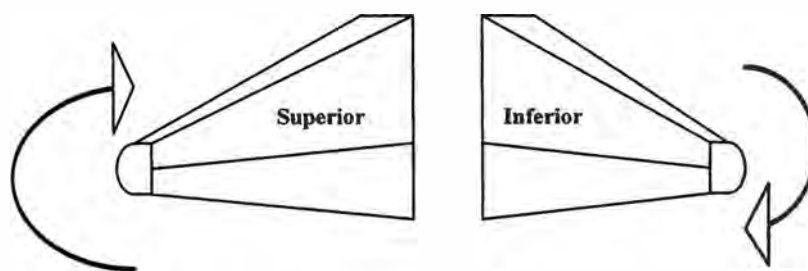


FIGURA 4.6 IMAGEN IZQUIERDA Y DERECHA

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.

El ecógrafo tridimensional nos ofrece tres 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 imagen, el paciente deberá tener una buena fijación.

El digitalizador de video, mecanismo electrónico a través del cual se convierte la señal de video en una señal digital, reconoce la sincronización de los pulsos que están embutidos en la señal de video, indicando donde termina y donde empieza cada conjunto de datos. Así se puede garantizar que cada conjunto de datos esta 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 (píxel). Cada punto esta 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 numero 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).

Esta claro que cuando se representa una figura como un mosaico de pequeños bloques de color sólido (píxel), 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 bidimensional digitales se hacen 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 limite superior de la cantidad de memoria instala.

En esta estructura de memoria, las imágenes digitalizadas son almacenadas en hileras de píxeles, 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 píxel) de la rejilla; la formula es:

$$(\text{dirección de los píxeles en la columna } x, \text{ hilera } y) = I + yA + x \quad (4.1)$$

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

$$f(x,y) = (\text{dirección de los valores del píxel } I + yA + x) \quad (4.2)$$

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 píxel 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 limites 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 medicas, donde una intensidad cero es llamada “negro” y las imágenes que parecen a su alrededor poseen una infinita cantidad de “negros”. La ecuación (4.2) tornase:

$$f(x,y) = \text{valor del “píxel” de la dirección } I + yA + x > 0, \text{ si } 0 \leq x < A \text{ y } 0 \leq y < H \quad (4.3)$$

La interpolación para los valore fraccionados es mas compleja. Es suficiente decir que son valores añadidos a un punto cualquiera (x,y) a través de una combinación de píxeles del vecino mas cercano a este punto. Por ejemplo en una imagen de 12×12 , debemos añadir una intensidad del punto medio entre los 2 píxeles, obteniendo de este modo un gris mas brillante que el primero pero mas 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 la interpolación trivial, las intensidades de cada punto son computadas por una simple copia de la intensidad del píxel de su vecino más cercano, y el método bicubico, utiliza 16 vecinos.

En el primer método, la imagen del vecino mas cercano recupera las líneas bien definidas de la imagen origen, pero adquiere una calidad en “pasos de escalón” (stairstep), llamado de “jaggies”. En el segundo método, la imagen bicubica 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 a 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 este manipulando la exposición, Luego, las desvía para un método mas lento pero mas a curado. Esta técnica es llamada de refinamiento sucesivo. El ecógrafo tridimensional utiliza la interpolación del vecino mas próximo y nos ofrece la opción linear con resultados iguales a los de las interpolación cúbica pero en menor tiempo.

4.1 Formato De La Imagen Volumétrica

Una imagen tridimensional, también llamada imagen volumétrica, es una rejilla tridimensional de “voxels” (elemento del volumen) que contiene una anchura A, una altura L y una profundidad P. Cada voxel representa un pequeño volumen en el espacio.

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 coordenadas enteras (x,y) es una adaptación de la ecuación (1):

$$(\text{Dirección del voxel de la columna } x, \text{ hilera } y, \text{ corte } z) = I + zHA + yA + x \quad (4.4)$$

Donde $0 \leq x < A$, $0 \leq y < H$ y $0 \leq z < D$. El producto HA es el numero de voxels en un corte y A es el numero 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 valor de intensidad basado en el voxel de su vecino, la aproximación mas sencilla esta en rodear las coordenadas (x,y,z) del numero entero mas cercano y aplicar la ecuación (4.4) para tener la dirección del voxel. Así es la interpolación del vecino más cercano en tres dimensiones.

4.2 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 multitrazado.

4.3 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 formula:

$$x = (u - x_c) \cos \varphi - (v - y_c) \sin \varphi + x_c \quad (4.5a)$$

$$y = (u - x_c) \sin \varphi + (v - y_c) \cos \varphi + y_c \quad (4.5b)$$

Donde φ es el ángulo de rotación y (x_c, y_c) son las coordenadas (x,y) del centro de rotación.

Utilizando las ecuaciones (4.5a) y (4.5b) una nueva imagen puede ser obtenida por la repetición de los siguientes pasos para cada píxel de la imagen de salida:

- 1- Establecer las coordenada (u,v) para el píxel.
- 2- Convertirlas en las coordenadas correspondientes (x,y) .
- 3- Interpolar el valor del píxel para el par (x,y) desde la imagen original y utilizarlo como el valor para el próximo píxel 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 sí coordenadas cilíndricas, cuya conversión envuelve las funciones arco tangentes 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 el 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.

4.4 Reconstrucción En Multitrazado

Una interesante variación en la recomposición de la imagen es la reconstrucción en multitrazado. En este 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 multitrazado envuelve los mismos tres pasos mencionados anteriormente, para cada píxel de salida, pero hay tres coordenadas envueltas en vez de dos. Los pasos son:

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

Las coordenadas u y v son determinadas de acuerdo con la posición del píxel en el plano de la recomposición y con la distancia ya determinada en relación al píxel adyacente, Cambiando la distancia entre los píxeles 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 traslación. (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 recombined 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 tres ventajas:

1. La imagen tridimensional se realiza en algunas segundos, tiempo en que el paciente esta 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 común.

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 reorientando cortes de los planos regionales.

En el ecógrafo tridimensional el poliedro es definido por 6 planos fijos, representado por el borde del propio escáner, además de uno o dos planos libremente móviles, que pueden ser fijados por el operador.

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

4.5 Intensidad De Perfiladura

En el lugar de la recomposición par 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 perfiladura (un perfil de representación del ecógrafo A).

Para imágenes ultrasónicas, de 2 o 3 dimensiones, cuanto mas 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 las sondas de ultrasonidos siendo incomparables en relación con los verdaderos ecógrafos A para medir distancias precisas, pero no sería apropiado interpretar la forma de estas intensidades para discriminar los tipos de tejidos que están representados.

4.6 Rayo De Distribución Y Superficie Enlucida

Se puede conseguir una transparencia enlucida que nos revele las superficies retinianas y coroideas en una estructura tridimensional.

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

La imagen de escáner es reconstruida en muchos puntos, que están cerca 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 píxel 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 píxeles correspondiente a ese valor son determinados de intensidad cero (negro)
2. Cuando el primer valor de intensidad es encontrado en el punto de intensidad del volumen, que exceda el umbral, se le pone también una “etiqueta “ específica en la rejilla profunda.
3. Para todos los otros rayo, cuando el primer valor encontrado, es decir, cuando el primer valor que ultrapase la intensidad del píxel d salida en grabado en la rejilla profunda, la intensidad del píxel de salida es computada en una función inversa a la de la profundidad. Por lo tanto los puntos situados en un campo próximo (mas cercanos a la sonda B) son mas brillantes que los puntos anteriores mas de distantes en la siguiente fase, la de superficie enlucida, las intensidades del píxel computadas en la fase anterior son sistemáticamente alteradas cuando se examinan la profundidad de cada píxel 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 ordenados 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 píxel 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 píxel computada en la fase de rayo de distribución. En los otros dos casos no se cambian las intensidades originales del píxel. El resultado es el valor dado en la rejilla de intensidades al píxel, 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.

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

- 1- La superficie enlucida aparece como un cuerpo flotante sobre el fondo sólido y negro (caso 1)
- 2- Cuando un corte de un plano esta localizado en el interior del escáner, la manipulación del caso dos hace que se parezca a una reconstrucción multitrizado con excepción de las áreas negras (que están abajo del umbral) que aparecen transparente.
- 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.

4.7 Cuantificación

El sistema tridimensional de ultrasonido esta 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 la línea recta) entre ellos es obtenida a través de la formula de la distancia euclidiana:

$$D = \sqrt{(x^2 - x^1)^2 + (y^2 - y^1)^2 + (z^2 - z^1)^2} - \text{raíz cuadrada} \quad (4.6)$$

En el ecógrafo tridimensional el operador puede activar la función de medición eligiendo dos puntos en el poliedro, representado en la pantalla el operador calculara y nos presentara la distancia total. En realidad varios puntos pueden ser elegidos y de este modo el sistema computara y nos mostrara la longitud total del a trayectoria final de la superficie examinada a lo largo de todos los puntos.

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 x restante puede ser computada de acuerdo con la ecuación plana:

$$ax + by + cz = d \quad (4.7)$$

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.

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 (4.7). El área encerrada por el polígono puede ser computada automáticamente.

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:

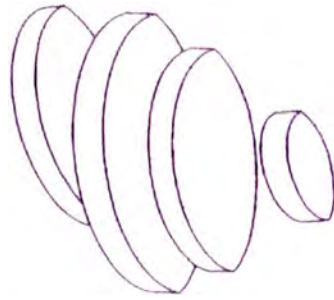


FIGURA 4.7 ADICIÓN DE VOLÚMENES

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:



FIGURA 4.8 DISCRETIZACIÓN DE SUPERFICIE

CAPITULO V DESCRIPCIÓN DE CAMPOS DE ULTRASONIDOS

5.1 CAMPOS EN SISTEMAS ACUSTICOS LINEALES.

Un sistema eléctrico lineal esta caracterizado por la siguiente figura:



FIGURA 5.1 SISTEMA LINEAL

Si se aplica una función delta entonces tenemos:

$$y(t) = h(t) * x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\theta)x(t - \theta)d\theta \quad (5.1)$$

Donde $h(t)$ es la respuesta a un impulso en un sistema lineal y $*$ denota convolución.

En forma más real:

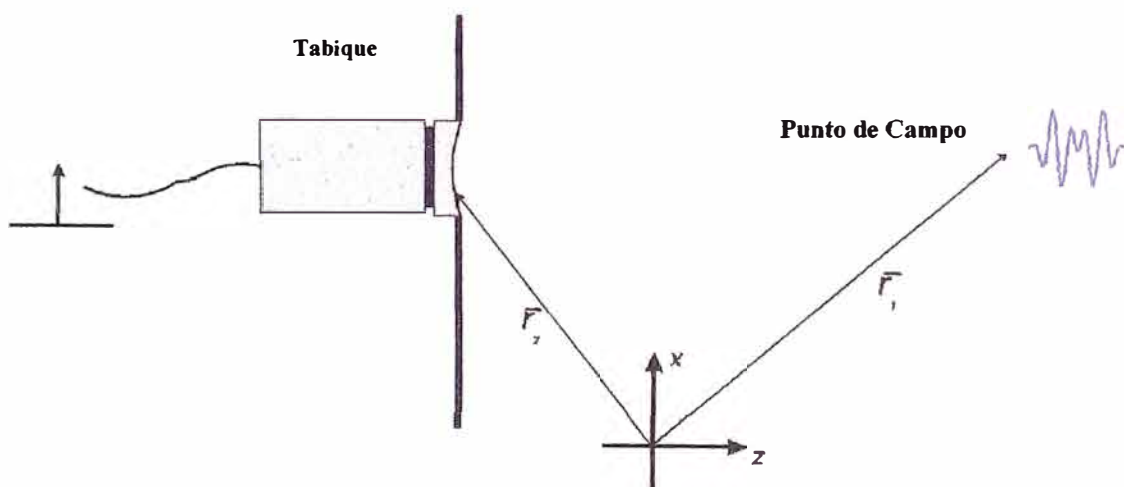


FIGURA 5.2 SISTEMA REAL

Donde \vec{r}_2 : Posición del radiador de ultrasonidos.

c : velocidad del sonido

ρ_0 : Densidad a través del medio.

\vec{r}_1 : Punto donde se ejerce la presión acústica.

Si se acerca el radiador al punto se incrementa la señal y si se aleja disminuye, por ello la respuesta la impulso depende de la posición relativa entre ambos ($\vec{r}_2 - \vec{r}_1$) llamado entonces respuesta al impulso espacial.

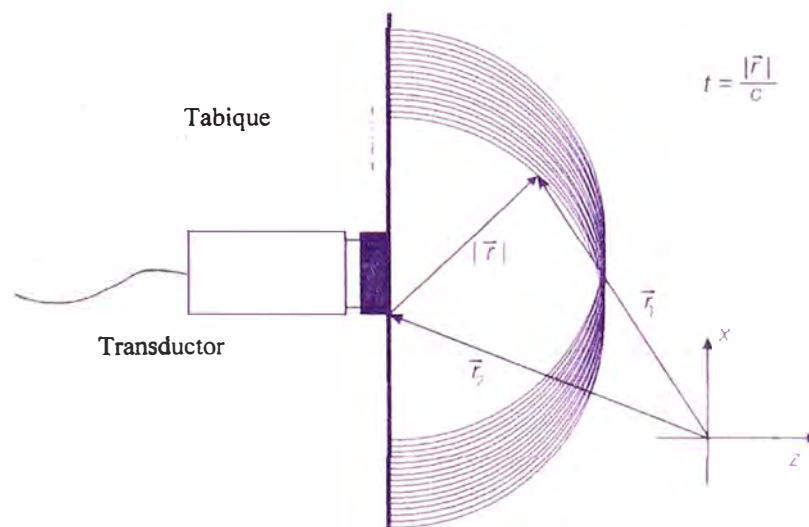


FIGURA 5.3 RADIADOR DE ULTRASONIDO

Donde cada onda saliente esta dada por:

$$p_s(\vec{r}_1, t) = \delta\left(t - \frac{|\vec{r}_2 - \vec{r}_1|}{c}\right) = \delta\left(t - \frac{|r|}{c}\right) \quad (5.2)$$

Donde t es el tiempo del disparo de la presión espacial.

5.2 Teoría Básica

Si consideramos una apertura de formula triangular, una superficie rígidos donde la velocidad normal es cero, excepto en la apertura, la posición de un punto del campo es \vec{r}_1 y \vec{r}_2 la posición de la apertura.

Luego por la integral de Rayleigh tenemos:

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \int_S \frac{\partial v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dt dS \quad (5.3)$$

v_n : velocidad normal a la superficie del transductor.

Se asume un medio homogéneo sin atenuación.

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \frac{\partial \int_S \frac{v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS}{\partial t} \quad (5.4)$$

Donde introducimos la velocidad potencial:

$$\vec{v}(\vec{r}, t) = -\nabla \psi(\vec{r}, t)$$

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \frac{\partial \psi(\vec{r}, t)}{\partial t} \quad (5.5)$$

Entonces haciendo la superficie integral igual a la velocidad potencial:

$$\psi(\vec{r}_1, t) = \int_S \frac{v_n(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (5.6)$$

Introduciendo un tiempo de convolucion con una función delta tenemos

$$\psi(\vec{r}_1, t) = \iint_{sT} \frac{v_n(\vec{r}_2, t_2) \delta(t - t_2 - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dt_2 dS \quad (5.7)$$

Donde δ es la función Delta Dirac.

Asumimos la velocidad de la superficie uniforme y haciéndolo independiente de \vec{r}_2 :

$$\psi(\vec{r}_1, t) = v_n(t) * \int_S \frac{\delta(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (5.8)$$

Donde * denota convolucion en el tiempo.

$$h(\vec{r}_1 - t) = \int_S \frac{\delta(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (5.9)$$

Es llamado respuesta al impulso espacial.

Usando esto en la respuesta de presión:

$$p(\vec{r}_1, t) = \rho_0 \frac{\partial v_n(t)}{\partial t} * h(\vec{r}_1, t) \quad (5.10)$$

Donde es igual a la presión del pulso emitido para toda clase de vibración $v_n(t)$.

La onda continua del campo puede encontrarse de la transformada de Fourier de dicha formula.

5.3 Cálculo De Respuesta Al Impulso Espacial

Con:

$$h(\vec{r}_1 - t) = \int_S \frac{\delta(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c})}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (5.11)$$

y asumiendo ondas esféricas proyectadas.

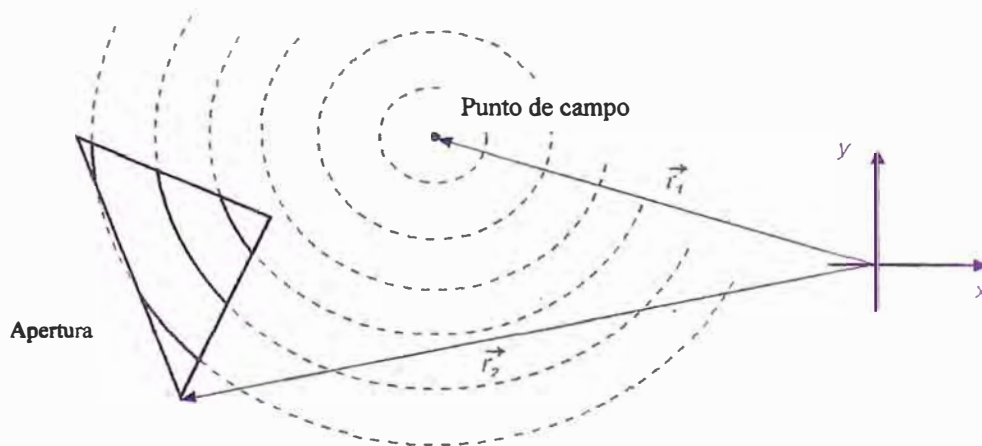


FIGURA 5.4 ONDAS ESFÉRICAS

Usando coordenadas polares:

$$h(\vec{r}_1, t) = \int_{\Theta_1, d_1}^{\Theta_2, d_2} \frac{\delta(t - \frac{R}{c})}{2\pi R} r dr d\Theta \quad (5.12)$$

Donde r : radio del círculo proyectado.

R : distancia del punto del campo a la apertura

$$R^2 = r^2 + z_p^2$$

z_p : altura del punto de campo encima del plano x-y

d_1 y d_2 : son determinados por la apertura

Θ_1 y Θ_2 : son los ángulos correspondientes.

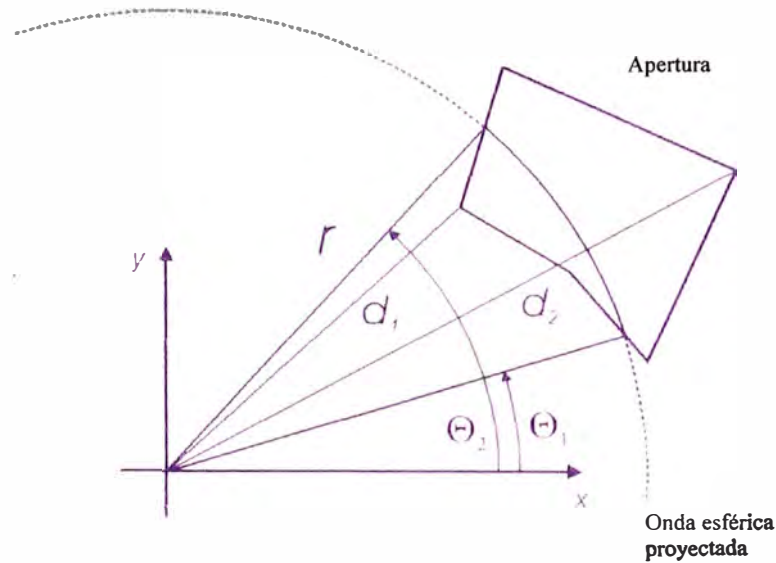


FIGURA 5.5 ONDA ESFÉRICA PROYECTADA

Haciendo: $2RdR=2rdr$

$$h(\vec{r}, t) = \frac{1}{2\pi} \int_{\Theta_1}^{\Theta_2} \int_{R_1}^{R_2} \delta\left(t - \frac{R}{c}\right) dR d\Theta \quad (5.13)$$

Haciendo $t' = R/c$

$$h(\vec{r}_1, t) = \frac{c}{2\pi} \int_{\Theta_1}^{\Theta_2} \int_{t_1}^{t_2} \delta(t - t') dt' d\Theta \quad (5.14)$$

Para un instante de tiempo

$$h(\vec{r}_1, t) = \frac{\Theta_2 - \Theta_1}{2\pi} c \quad (5.15)$$

5.4 Procedimiento De Cálculo Simple

Entonces:

$$h(\vec{r}_1, t) = \frac{c}{2\pi} \sum_{i=1}^{N(t)} [\Theta_2^{(i)}(t) - \Theta_1^{(i)}(t)] \quad (5.16)$$

Donde $N(t)$ es el número de segmentos de arco que cruzan con el borde en un tiempo dado y $\Theta_1^{(i)}$ y $\Theta_2^{(i)}$ los ángulos asociados al arco. Usado esto podemos calcular la respuesta al impulso espacial con el diagrama de flujo siguiente:

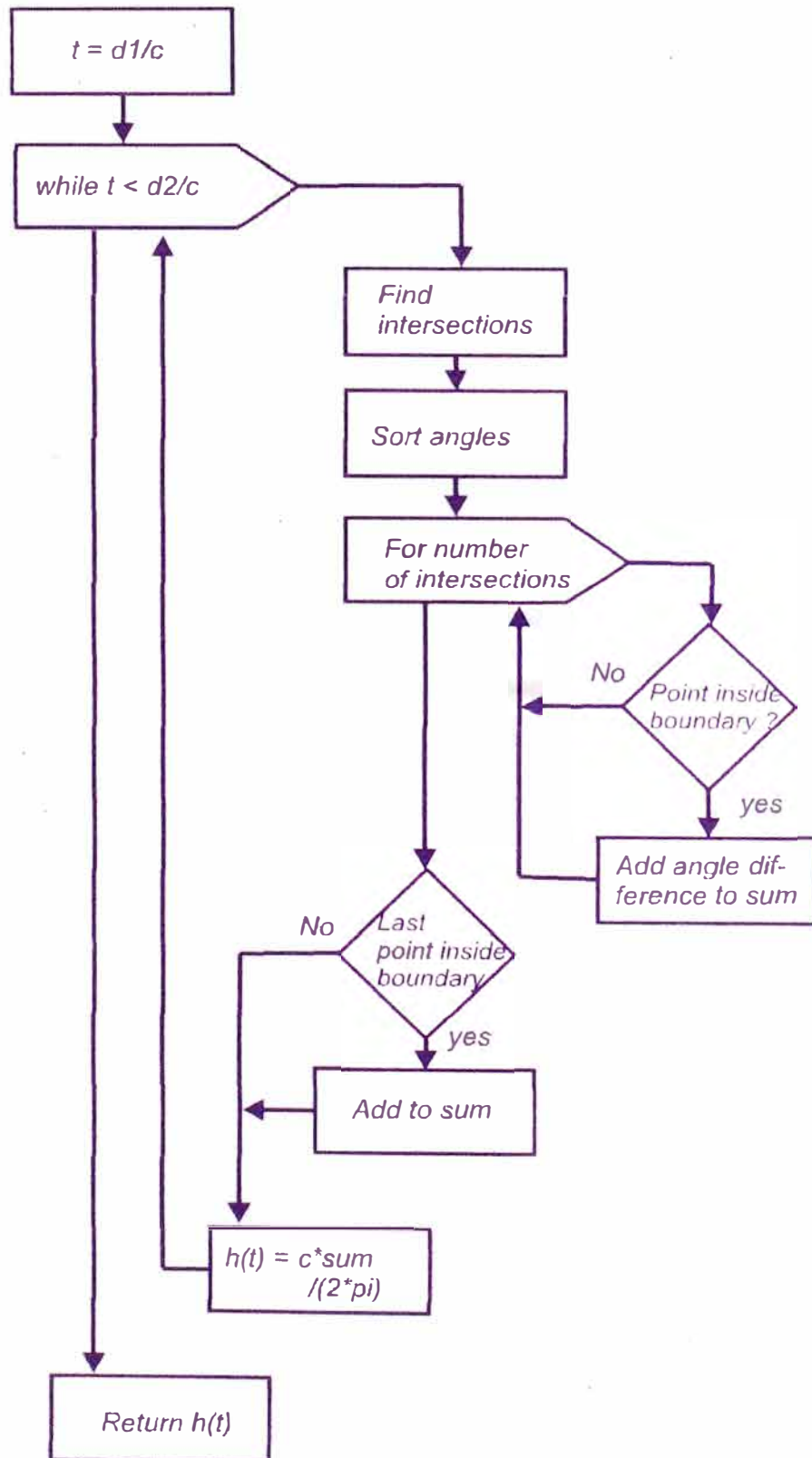


FIGURA 5.6 DIAGRAMA DE FLUJO DEL CALCULO DE LA RESPUESTA AL IMPULSO ESPACIAL

5.5 Solución Para Polígonos

Si el borde es un polígono:

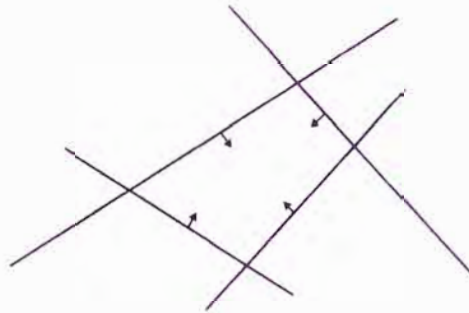


FIGURA 5.7 POLÍGONO

$$\begin{aligned} r^2 &= (x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 \\ y &= \alpha x + y_1 \quad (5.17) \\ r^2 &= (ct)^2 - z_p^2 \end{aligned}$$

Donde (x_0, y_0) : centro del círculo

α : inclinación

y_1 : intersección con eje y

Entonces:

$$\begin{aligned} 0 &= (1+\alpha^2)x^2 + (2\alpha y_1 - 2x_0 - 2y_0\alpha)x + (y_0^2 + y_1^2 + x_0^2 - 2y_0y_1 - r^2) \\ &= Ax^2 + Bx + C \quad (5.18) \\ D &= B^2 - 4AC \end{aligned}$$

$$\Theta = \arctan\left(\frac{y - y_0}{x - x_0}\right) \quad : \quad \text{Angulo} \quad (5.19)$$

Si $D > 0$ hay intersección

$D < 0$ el círculo no intercepta la línea

Si la línea tiene un slope infinito entonces:

$$\begin{aligned} x &= x_1 \\ 0 &= y^2 - 2y_0y + y_0^2 + (x_1 - x_0)^2 - r^2 \quad (5.20) \\ &= A_\infty y^2 + B_\infty y + C_\infty \end{aligned}$$

x_1 es la intersección de la línea con el eje x

$$x = \frac{\alpha y_p + x_p - \alpha y_1}{\alpha^2 + 1} \quad (5.21)$$

$$y = \alpha x + y_1$$

Donde (x_p, y_p, z_p) es la posición del punto de campo para un slope de la línea infinito

$$x = x_1 \quad y = y_p$$

Entonces:

$$t_i = \frac{\sqrt{(x - x_p)^2 + (y - y_p)^2 + z_p^2}}{c} \quad (5.22)$$

es el tiempo correspondiente.

5.6 Derivación De La Ecuación De Onda

Primera aproximación de los estados instantáneos de presión y densidad acústicas.

$$P_{ins}(\vec{r}, t) = P + p_1(\vec{r}, t) \quad (5.23)$$

$$\rho_{ins}(\vec{r}, t) = \rho(\vec{r}) + \rho_1(\vec{r}, t) \quad (5.24)$$

Donde P presión medida del medio

ρ : densidad del medio sin disturbios.

p_1 : Variación de presión causada por la onda de ultrasonido y es muy pequeño comparado con P.

ρ_1 : es el cambio de densidad causado por la onda.

p_1 y ρ_1 son pequeños

También se asume que no hay calor de conducción o que la conversión de ultrasonido en energía térmica no da lugar.

$$\frac{dP_{ins}}{dt} = c^2 \frac{d\rho_{ins}}{dt} \quad (5.25)$$

convirtiendo a una descripción euleriana resulta

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial p_1}{\partial t} = \frac{\partial \rho_1}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \rho \quad (5.26)$$

P y ρ no depende del tiempo

ρ_1 es mucho menor que ρ

u : velocidad de partícula

∇ : gradiente

$$\rho_{ins} \frac{d\vec{u}}{dt} = -\nabla P_{ins} \quad (5.27)$$

$$\frac{\partial \rho_{ins}}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho_{ins} \vec{u}) \quad (5.28)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} = -\nabla p_1 \quad (5.29)$$

$$\frac{\partial \rho_1}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho \vec{u}) \quad (5.30)$$

$$\frac{\partial^2 \rho_1}{\partial t^2} = -\nabla \cdot \left(\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \right) = -\nabla \cdot (-\nabla p_1) = \nabla^2 p_1 \quad (5.31)$$

Finalmente

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = -\frac{2\nabla c}{c_0^3} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} + \frac{1}{\rho_0} \nabla(\Delta \rho) \cdot \nabla p_1 \quad (5.32)$$

5.7 Calculo Del Campo Disperso

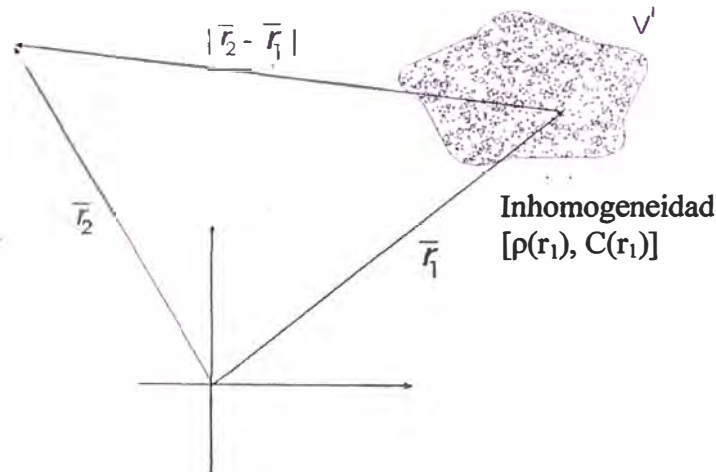


FIGURA 5.8 CAMPO NO HOMOGÉNEO

Vamos a derivar la ecuación de onda de un pequeño campo no homogéneo disperso en uno homogéneo.

La inhomogeneidad es identificada por \vec{r}_1 y encerrada en un volumen V' . El campo disperso en un punto indicado por \vec{r}_2 integrando todas las ondas esféricas que emanan de V' usando la función de Green.

$$p_s(\vec{r}_2, t) = \int \int \int_{V'} \left[\frac{1}{\rho_0} \nabla(\Delta \rho(\vec{r}_1)) \cdot \nabla p_1(\vec{r}_1, t_1) - \frac{2\Delta c(\vec{r}_1)}{c_0^3} \frac{\partial^2 p_1(\vec{r}_1, t_1)}{\partial t^2} \right] G(\vec{r}_1, t_1 | \vec{r}_2, t) dt_1 d^3 \vec{r}_1 \quad (5.33)$$

donde G es la función Green de espacio libre.

$$G(\vec{r}_1, t_1 | \vec{r}_2, t) = \frac{\delta(t - t_1 - \frac{|\vec{r}_2 - \vec{r}_1|}{c_0})}{4\pi|\vec{r}_2 - \vec{r}_1|} \quad (5.34)$$

Aproximamos $p_1(\vec{r}_1, t_1)$ con $p_i(\vec{r}_1, t_1)$

5.8 Cálculo Del Campo Incidente

La velocidad potencial es:

$$\nabla^2 \psi - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = 0 \quad (5.35)$$

La presión es calculada de:

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \frac{\partial \psi(\vec{r}, t)}{\partial t} \quad (5.36)$$

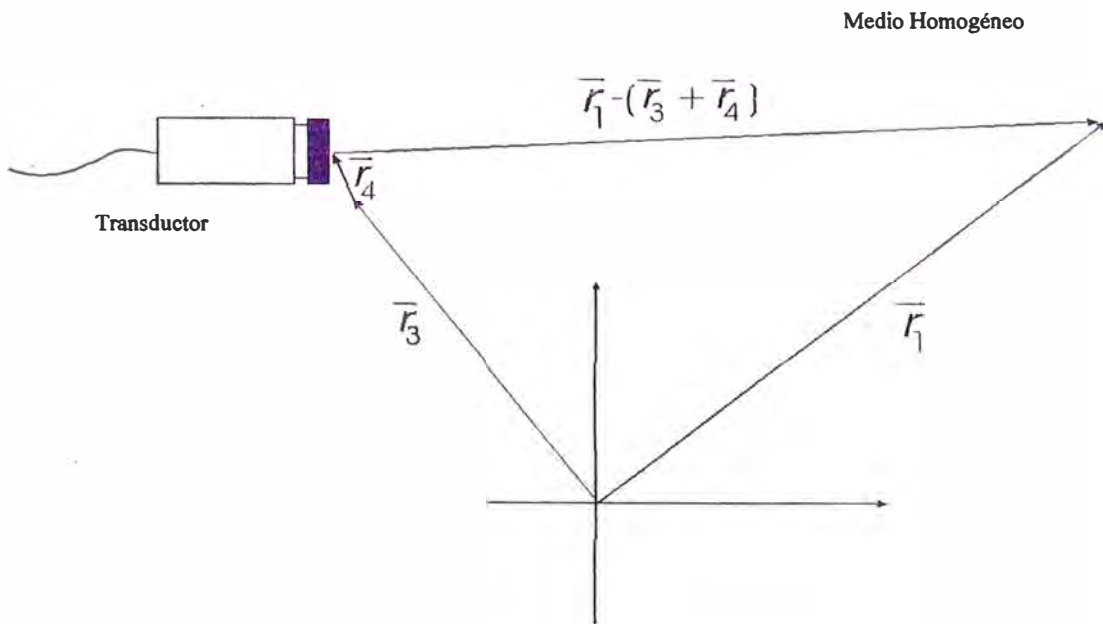


FIGURA 5.9 CAMPO HOMOGÉNEO

$$\psi(\vec{r}_1 + \vec{r}_3, t) = \iint_S v(\vec{r}_3 + \vec{r}_4, t_3) g(\vec{r}_1, t | \vec{r}_3 + \vec{r}_4, t_3) dt_3 d^2 \vec{r}_4 \quad (5.37)$$

Donde $v(\vec{r}_3 + \vec{r}_4, t)$: velocidad normal a la superficie del transductor.

\vec{r}_3 : Posición al transductor

\vec{r}_4 : Un punto de la superficie del transductor relativa a \vec{r}_3

S: Superficie del transductor

La presión del sonido del campo incidente es:

$$p(\vec{r}_1, \vec{r}_3, t) = \rho_0 \frac{\partial v(t)}{\partial t} *_t h(\vec{r}_1, \vec{r}_3, t) \quad (5.38)$$

5.9 Calculo De La Señal Recibida

La señal recibida es aquella esparcida en el campo de presión integrada sobre la superficie del transductor.

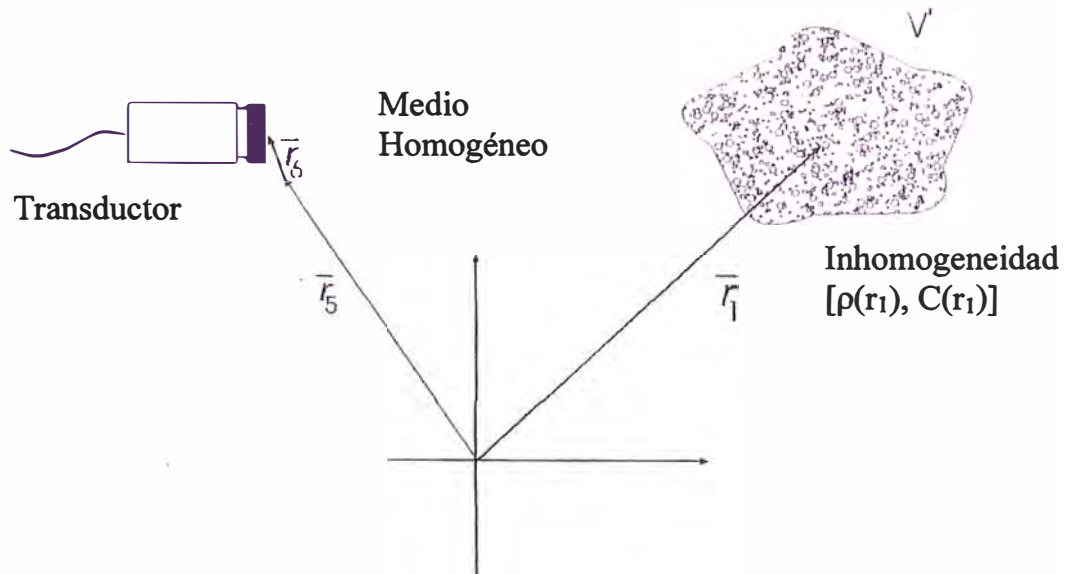


FIGURA 5.10 SEÑAL RECIBIDA

La señal recibida es:

$$p_r(\vec{r}_5, t) = Em(t) *_t \int_S p_s(\vec{r}_6 + \vec{r}_5, t) d^2 \vec{r}_6 \quad (5.39)$$

$Em(t)$: Respuesta al impulso electromecánico del transductor.

$\vec{r}_6 + \vec{r}_5$: Indica un elemento recibido en la superficie del transductor localizado en \vec{r}_5 .

$$p_r(\vec{r}_5, t) = \frac{\rho_0}{2} Em(t) *_t \frac{\partial v(t)}{\partial t} *_t \int_V Fop[h_{pe}(\vec{r}_1, \vec{r}_5, t)] d^3 \vec{r}_1 \quad (5.40)$$

Donde: $h_{pe}(\vec{r}_1, \vec{r}_5, t) = h(\vec{r}_1, \vec{r}_5, t) *_t h(\vec{r}_5, \vec{r}_1, t)$

Es la respuesta al impulso parcial del pulso eco.

Simbólicamente:

$$p_r(\vec{r}_5, t) = v_{pe} *_t f_m(\vec{r}_1) *_r h_{pe}(\vec{r}_1, r_5, t) \quad (5.41)$$

Donde:

$*_r$: Convolucion espacial

v_{pe} : Ondita del ECO pulso del transductor de excitación y la respuesta al impulso electromecánico , durante la admisión y recepción del pulso

f_m : Cuenta las inhomogeneidades en el tejido, densidad, y velocidad de propagación

h_{pe} : Respuesta al impulso del eco modificado relativo a la geometría del transductor.

$$v_{pe} = \frac{\partial_0}{2c_0^2} Em(t) * \frac{\partial v^3(t)}{\partial t^3} \quad (5.42)$$

$$f_m(\vec{r}_1) = \frac{\Delta\rho(\vec{r}_1)}{\rho_0} - \frac{2\Delta c(\vec{r}_1)}{c_0} \quad (5.43)$$

$$h_{pe}(\vec{r}_1, \vec{r}_5, t) = h((\vec{r}_1, \vec{r}_5, t) * (\vec{r}_5, \vec{r}_1, t) \quad (5.44)$$

CAPITULO VI MANEJO DE IMÁGENES ECOGRAFICAS MEDIANTE MATLAB

Este programa resalta los bordes de la imagen incluso de algún detalle que no pueda ser percibido usando los cambios de contraste. Para ello se utiliza el operador Sobel que calcula el gradiente de la imagen, luego el umbral binario.

% Resalta los bordes de la imagen

```
temp=imread('52-02.jpg');
```

```
I=rgb2gray(temp);
```

```
figure, imshow(I), title('original image');BWs = edge(I, 'sobel', (graythresh(I) * .1));
```

```
figure, imshow(BWs), title('binary gradient mask');
```



FIGURA 6.1 IMÁGEN ORIGINAL

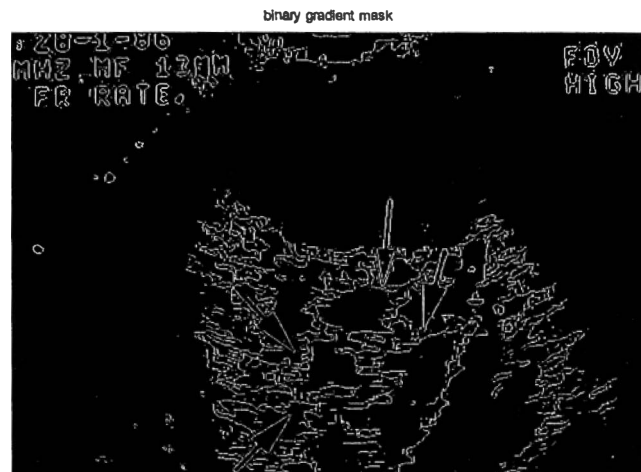


FIGURA 6.2 BORDES RESALTADOS

Con este programa resaltamos las partes blancas de la imagen ha incrementado el brillo de la misma.

%ajuste de brillo

```
temp=imread('52-03.jpg');I=rgb2gray(temp);
```

```
J = imadjust(I,[0.3 0.7],[,]);
```

```
imshow(I), figure, imshow(J)
```



FIGURA 6.3 IMAGEN ORIGINAL



FIGURA 6.4 AJUSTE DE BRILLO



FIGURA 6.5 AJUSTE DE BRILLO

A continuación se presenta un programa que nos determina el histograma de una imagen dato.

```
%histograma
```

```
temp=imread('52-04.jpg');I=rgb2gray(temp);
```

```
imhist(I)
```

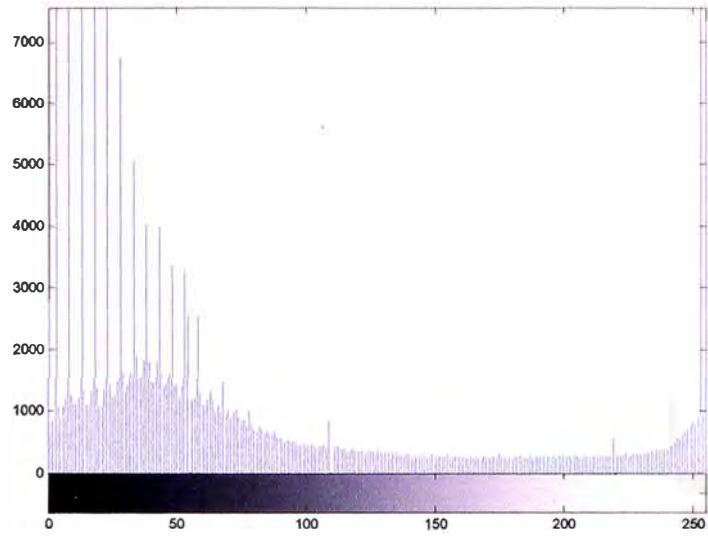


FIGURA 6.6 HISTOGRAMA

Podemos modificar el contraste de una imagen usando la funcion histeq.

`%contraste`

`temp=imread('52-05.jpg');I=rgb2gray(temp);`

`J = histeq(I);`

`imshow(I), figure, imshow(J)`



FIGURA 6.7 IMAGEN ORIGINAL



FIGURA 6.8 AJUSTE DE CONTRASTE

Con la función `imnoise` adicionamos algunos tipos de ruido y luego lo pasamos por un filtro medio 2-D.

`%Introducción de ruido y filtrado`

```
temp=imread('52-06.jpg');I=rgb2gray(temp);
```

```
J = imnoise(I,'speckle',0.02);
```

```
K = medfilt2(J);
```

```
imshow(J), figure, imshow(K)
```

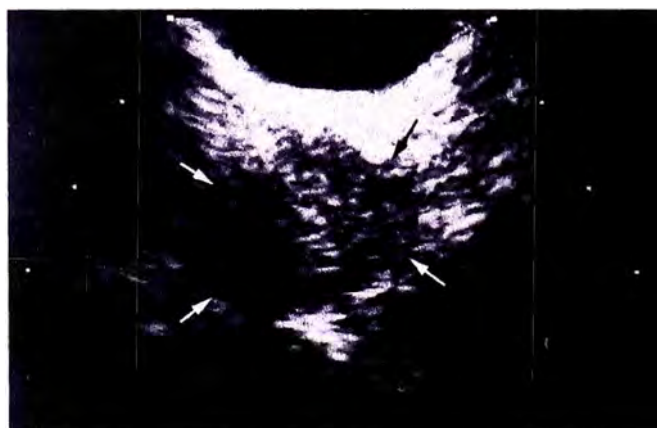


FIGURA 6.9 IMAGEN CON RUIDO

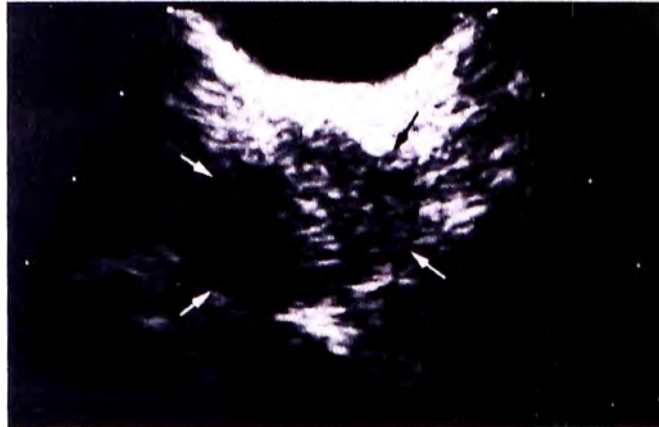


FIGURA 6.10 IMAGEN FILTRADA

Aquí agregamos ruido y lo eliminamos con un filtro pasabajos 2-D wiener2.

%Se agrega ruido y se aplica un filtro pasabajos

```
temp=imread('52-07.jpg');I=rgb2gray(temp);
```

```
J = imnoise(I,'gaussian',0,0.005);
```

```
K = wiener2(J,[5 5]);
```

```
imshow(J), figure, imshow(K)
```

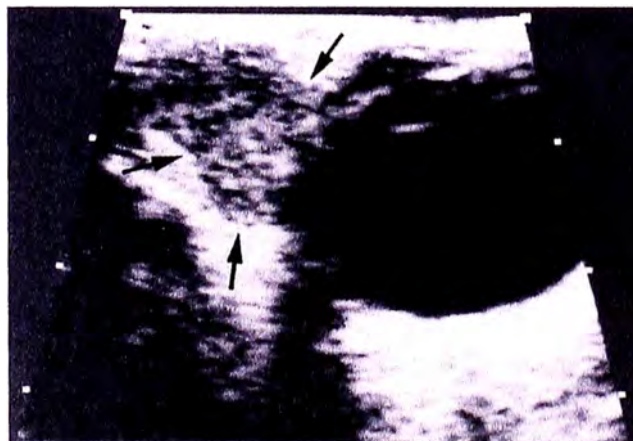


FIGURA 6.11 IMAGEN CON RUIDO

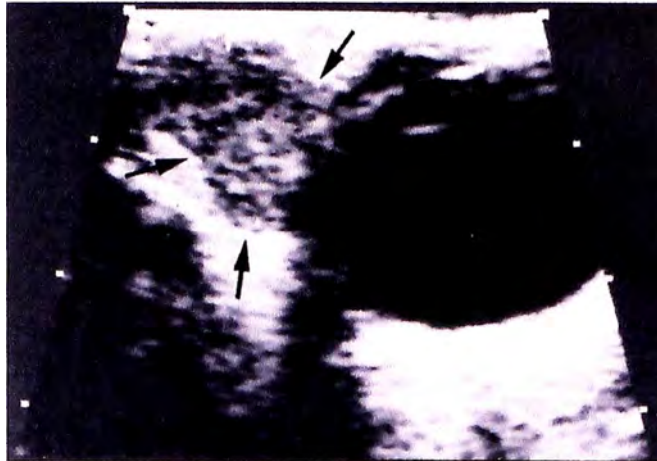


FIGURA 6.12 IMAGEN CON FILTRO PASABAJOS

Filtramos una zona específica de la imagen borrando la parte señalada con roifill.

%filtrado de una zona específica

```
temp=imread('52-08.jpg');I=rgb2gray(temp);
```

```
c = [222 272 300 270 221 194];
```

```
r = [21 21 75 121 121 75];
```

```
J = roifill(I,c,r);
```

```
imshow(I), figure, imshow(J)
```



FIGURA 6.13 IMAGEN ORIGINAL

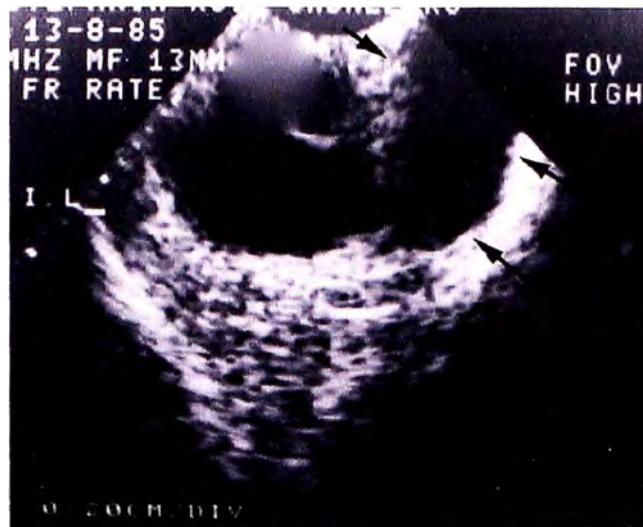


FIGURA 6.14 FILTRO EN ZONA ESPECIFICA

Podemos seleccionar en una imagen alguna zona de acuerdo al color obteniendo una imagen binaria.

```
%Selecciona una región de acuerdo al color
temp=imread('52-09.jpg');I=rgb2gray(temp);
BW = roicolor(I,128,255);
imshow(I), figure, imshow(BW)
```

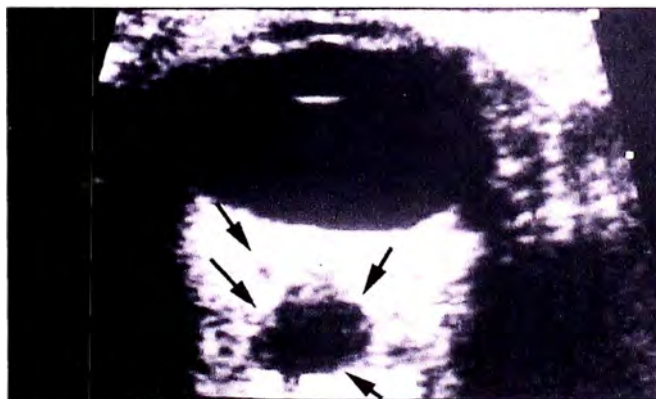


FIGURA 6.15 IMAGEN ORIGINAL



FIGURA 6.16 IMAGEN BINARIA

Primero convertimos la imagen en una imagen binaria (blanco y negro) y hallamos su complemento encontrando ciertos detalles en la imagen que nos puede servir para algún tipo de análisis.

`%Manejo multiple de imagenes`

```
temp=imread('52-10.jpg');I=rgb2gray(temp);
```

```
figure, imshow(I), title('original image');Ic = imcomplement(I);
```

```
BW = im2bw(Ic, graythresh(Ic));
```

```
figure, imshow(Ic), title('complement of image');figure, imshow(BW);
```

```
title('thresholding the image to show small structures');se = strel('disk', 6);
```

```
BWc = imclose(BW, se);
```

```
BWco = imopen(BWc, se);
```

```
figure, imshow(BWc), title('closing the thresholded image');figure, imshow(BWco);
```

```
title('opening the image to show large objects');mask = BW & BWco;
```

```
figure, imshow(mask), title('the "and" of these two images');
```




FIGURA 6.17 IMAGEN ORIGINAL

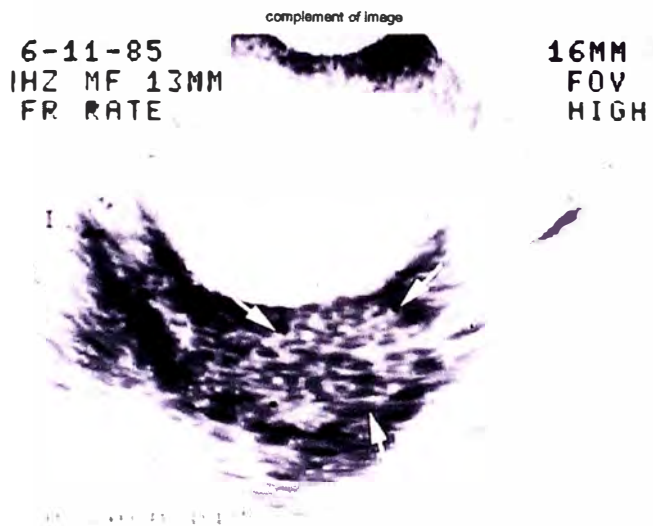


FIGURA 6.18 COMPLEMENTO

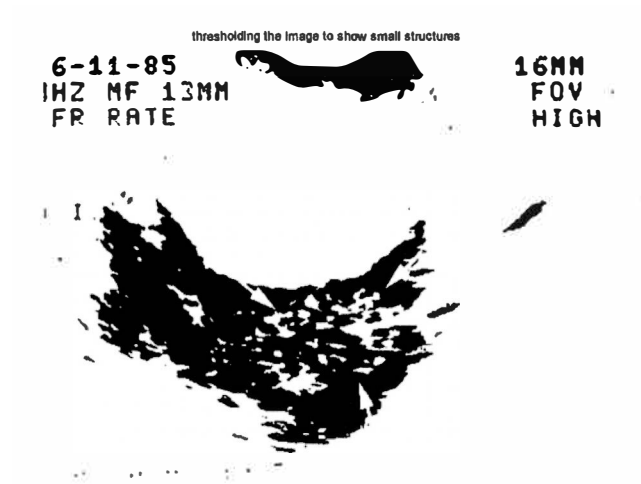


FIGURA 6.19 UMBRAL DE IMAGEN



FIGURA 6.20 CLOSING



FIGURA 6.21 OPENING

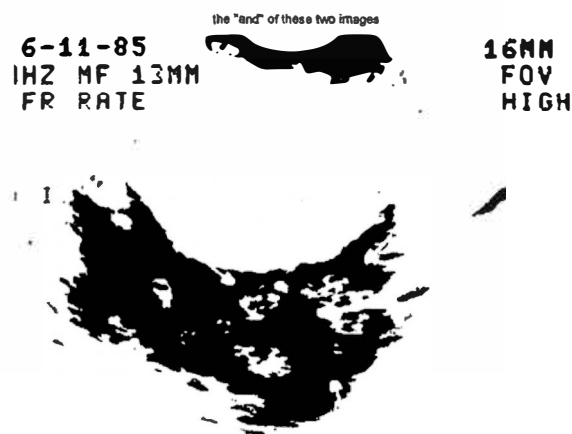


FIGURA 6.22 “AND” DE IMÁGENES

Con este programa también detectamos bordes.

%Deteccion de bordes

```
temp=imread('52-13.jpg');I=rgb2gray(temp);
```

```
BW1 = edge(I,'prewitt');
```

```
BW2 = edge(I,'canny');
```

```
imshow(BW1)
```

```
figure, imshow(BW2)
```



FIGURA 6.23 BORDES

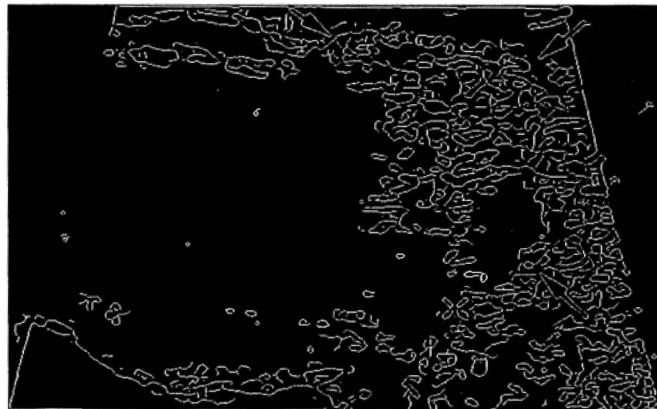


FIGURA 6.24 BORDES

Aquí se realizan ciertas variaciones en la imagen original para finalmente volver a la imagen original mediante el empleo de filtros.

%Aplica algunos filtros

```
temp=imread('52-14.jpg');I=rgb2gray(temp);
subplot(2,2,1);imshow(I);title('Original Image');
H = fspecial('motion',50,45);
MotionBlur = imfilter(I,H);
subplot(2,2,2);imshow(MotionBlur);title('Motion Blurred Image');
```

```
H = fspecial('disk',10);  
blurred = imfilter(I,H);  
subplot(2,2,3);imshow(blurred);title('Blurred Image');  
H = fspecial('unsharp');  
sharpened = imfilter(I,H);  
subplot(2,2,4);imshow(sharpened);title('Sharpened Image');
```

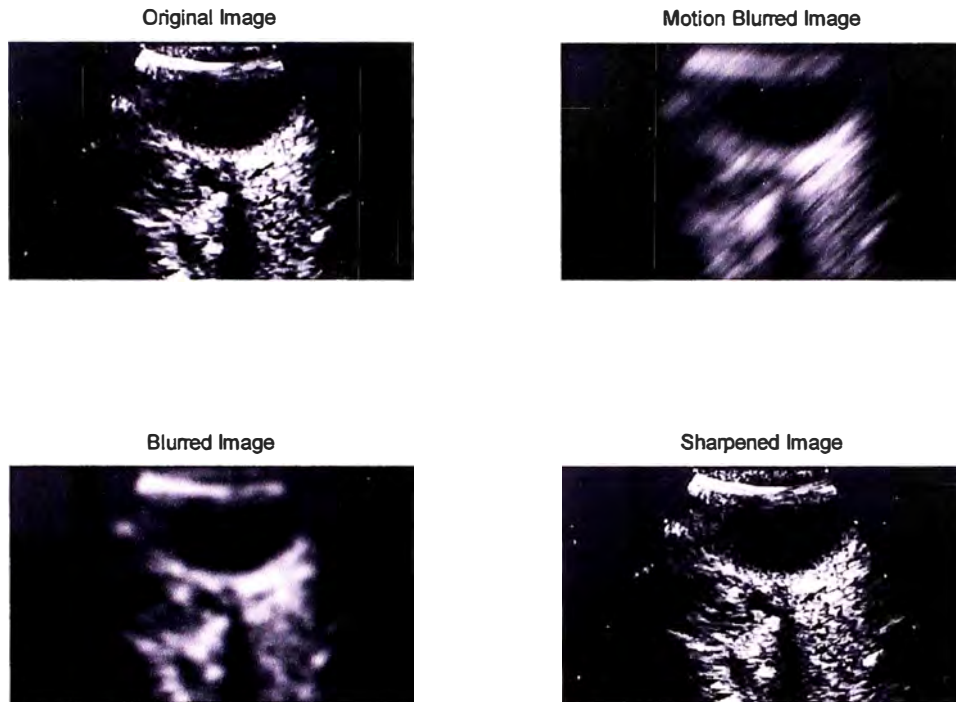


FIGURA 6.25 IMAGEN ORIGINAL Y MODIFICADAS

CONCLUSIONES

1. La utilización del ultrasonido en la formación de imágenes los cataloga como una modalidad diagnóstica para los tejidos blandos.
2. Los ecógrafos más utilizados en la oftalmología son del tipo A y B.
3. De la ecografía tipo B se obtiene una documentación topográfica y en la ecografía A se valora la estructura interna, reflectividad y atenuación de los tejidos.
4. Cuando la sonda está en una posición perpendicular a la superficie del cuerpo extraño, un eco extremadamente fuerte puede ser visto en la pantalla. La angulación de la sonda durante la exploración reduce la longitud del eco y por lo tanto debe ser evitada.
5. La ecografía está basada en una geometría óptica familiar de reflexión, refracción, difracción y absorción.
6. Los factores que afectan la exactitud de una biometría son la velocidad incorrecta del sonido, las características del transductor, frecuencia y amplitud.
7. El ecógrafo B proporciona un corte sectorial de una imagen bidimensional con un movimiento mecánico de ida y vuelta de un simple cristal piezoeléctrico dentro del transductor o utilizando una serie de cristales piezoeléctricos.

APÉNDICE A

The Technology of Ultrasound Scanning Gels

A Sonotech Technical Paper

Revised 2003 Edition

Contents:

- Introduction to Scanning Gels**
- Acoustic Performance**
- Acoustic Impedance and Reflection**
- Sound Velocity and Refraction**
- Effect of Air Bubbles**
- Dermatological Considerations**
- Transducer Compatibility**
- Preservative Safety and Efficacy**



Introduction to Scanning Gels

Ultrasound transmission, or "scanning" gels are found nearly everywhere diagnostic ultrasonic imaging is performed. Scanning gels act as "couplants" that provide an acoustic pathway between the transducer and the skin. The couplant eliminates air from the interface and adapts the contours of the probe to the skin. Couplants are also required inside sterile sheaths for the same reasons, but these sterile couplants have more extensive design criteria, including in-vivo biocompatibility, not covered in the scope of this paper.

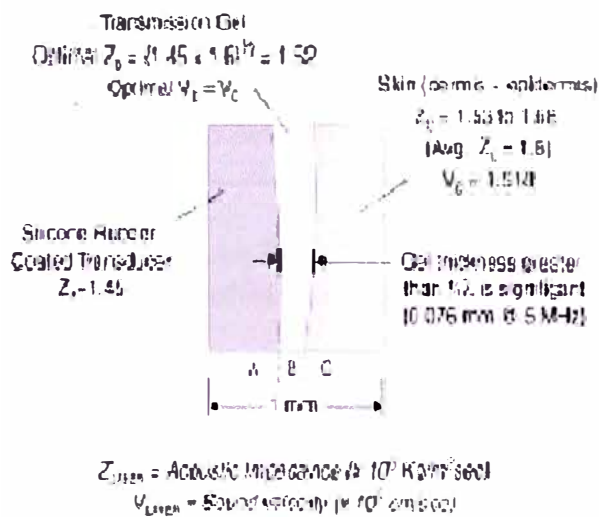
Because the primary purpose of the scanning gel is to couple ultrasound, the efficiency and accuracy of this transmission is of primary importance. Additionally, the scanning gel functions in intimate contact with both the scan head, or probe, and the patient's skin, thus it should be inherently safe for both. This paper explains some of the key technical issues surrounding scanning gels and demonstrates that there is a clear difference between the commercially available products commonly used as couplants.

Acoustic Performance

The skin is the first tissue that the acoustic wave encounters when entering the body during ultrasound imaging. Skin thickness is a combination of the epidermis (0.1mm) and the dermis (0.5 to 3.0 mm). This combined thickness represents multiple wavelengths of

standard imaging frequencies (up to 10 wavelengths at 5 MHz). Because the skin contains multiple wavelengths, the sound velocity and acoustic impedance of the skin are important considerations in transmitting and receiving diagnostic ultrasound.

Most ultrasonic instrument and transducer manufacturers use convex elastomer lenses on flat and curved linear array transducers and on cardiac phased arrays. The external curvature of the lens often results in a couplant thickness of multiple wavelengths on a part, but not all, of the transducer's individual elements. Additionally, only light pressure is used on the transducer to maintain an adequate couplant layer and to avoid "snowplowing" of the scanning gel and transducer drag. Thus, the couplant layer is acoustically significant, and has the potential to be a weak link in the transmission of ultrasound between the transducer and the skin.



Reflective and Refractive Signal

Degradation: When ultrasound waves encounter layer boundaries A:B and B:C, reflection occurs proportional to the acoustic mismatch at each boundary.

When the angle of incidence is non-perpendicular to the skin, refraction occurs at every material boundary having velocity mismatches. Because the ultrasound travels both to and from the skin, it encounters a total of four boundaries, resulting in significant potential signal loss and degradation due to reflection and refraction. In order to optimize the transmission of acoustic energy, a gel with an acoustic impedance equal to the geometric mean of the transducer and skin is ideal. In order to minimize refraction, the gel sound velocity should equal that of skin.

Acoustic Impedance and Reflection

Acoustic impedance = (density) x (longitudinal sound velocity). Reflection of the sound beam occurs when it hits a boundary between materials having different acoustic impedance. This reflection within the body produces the ultrasound image, but should be minimized at the couplant to skin boundary where the couplant acts as an acoustic "window" through which the image is seen. Just as reflections from a glass window can sometimes obscure what is on the other side, an improper couplant match causes reflections that decrease acoustic energy transfer and create a larger first reflection that must be filtered out of the image.

Transducer manufacturers expend considerable engineering resources to match the relatively high acoustic impedance of the piezoelectric element, which generates the acoustic wave, to the acoustic impedance of the skin. Transducer designs use Silicone, epoxy, or plastic on the front face of the scan head. Electric array transducers with convex lenses are the most important consideration due to the multiple wavelength thickness of the coupling gel. The acoustic impedance of RTV-560[®] silicone, a common transducer lenses material, is 1.45 (x 10⁶ Kg/m²sec), and the range of acoustic impedance for skin is 1.53 to 1.68².

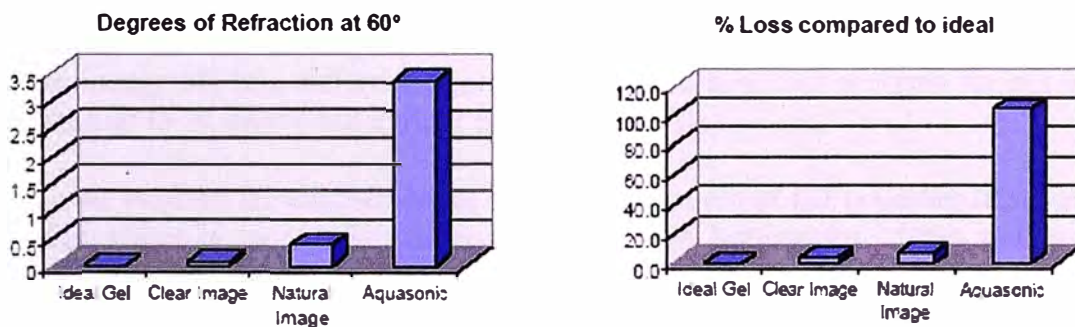
For maximum acoustic transmission (bandwidth and intensity), the couplant must have an acoustic impedance between that of skin and the lens or "face" of the transducer. Specifically, the optimal acoustic impedance of a scanning gel is the geometric mean value between that of skin and RTV silicone. This range is calculated as follows: $(1.45 \times 1.53)^{1/2}$ to $(1.45 \times 1.68)^{1/2} = 1.489$ min. to 1.561 max.

Sample ¹	Sound Velocity (cm/sec x 10 ³)	Velocity Error ² (ref. skin, cm/sec)	Acoustic Impedance ⁴ (x 10 ⁶ Kg/m ² sec)	Reflectance Loss ³ (x 10 ⁻²)
"Ideal" gel	1.518	0	1.52	0.2426
Clear Image [®]	1.519	100	1.538	0.2515
Natural Image [®]	1.524	600	1.543	0.2589
Aquasonic [®]	1.574	5,600	1.602	0.4962
Sonostat [®]	1.659	14,100	1.720	1.7122
Sector-Trac [®]	1.632	11,400	1.682	1.2222

¹ Measured by Acoustics Bioengineering Laboratory, Penn State University.
² Longitudinal velocity, Skin = 1.518
³ Deviation from skin velocity
⁴ Optimal average = 1.52

⁵ Total Intensity Reflection Coefficient = $2 \times \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$ (this represents the cumulative relative signal loss due to reflection at the couplant boundaries)

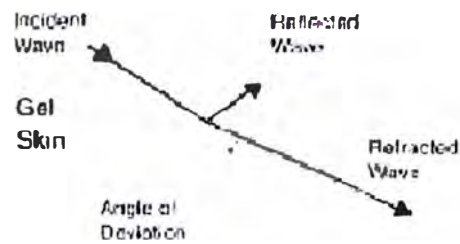
The results taken from the above table can be illustrated as follows, clearly demonstrating the superior performance of Clear Image and Natural Image compared to a well-known competitor:



Sound Velocity and Refraction

Refraction, or bending, of sound waves occurs when waves pass between materials of different sound velocity at an angle other than 90°. The most familiar example of this phenomenon is the illusion of a pencil bending when inserted into a glass of water. In ultrasound, refraction is due to sound velocity mismatches combined with oblique angles of incidence, most commonly with convex scanheads. With convex elastomer lens transducers, sound beam refraction at the skin interface can alter the transducer's focusing characteristics and beam profile, cause element-to-element nonuniformity, and cause phase changes in the acoustic wave. These cumulative refraction induced errors degrade the image quality through distortion and loss of resolution.

The sound velocity in skin is 1.518×10^5 cm/sec.¹ Therefore, if refraction at the couplant/skin boundary is to be eliminated, the sound velocity of the couplant should be as close to 1.518×10^5 cm/sec as possible. Because the amount of refraction is proportional to the Velocity mismatch, the greater the mismatch, the greater the refraction.



Effect of Air Bubbles

The effect of small bubbles in the scanning gel under the transducer in Diagnostic Ultrasound Imaging is to disperse the ultrasound which results in clouding of the image. This effect is most clearly seen on echo free regions of the image (such as the echo free area of a cyst) which becomes cloudy. This has the potential to cause unnecessary biopsies.

Another use of ultrasound requiring a coupling gel media is ESWL Lithotripsy, where high energy ultrasound pulses are used to break up calcified stones in the kidney, bladder, or urethra. In Lithotripsy itself, ultrasound energy at high power levels is focused to a point exactly on the stone. Air bubbles in the gel have the following effect:

- A. If the air bubbles are smaller than $1/4$ wavelength, they cause scattering of the Acoustic energy (sound waves) as Omni directional scatterers and less acoustic energy reaches the focal point. The result is less acoustic energy at the focal point to disintegrate the Kidney Stone.
- B. If the air bubbles are larger than $1/4$ wavelength they act as reflectors and deflect the acoustic energy off in a different direction. This results in less acoustic energy at the focal point (similar to A. above but a more pronounced effect).
- C. If the air bubbles are microbubbles dispersed throughout the couplant (transmission gel) layer, the effect is to change the average acoustic impedance of the gel layer (which reduces the total transmitted energy) and, due to refraction, to change the focal point.

Air bubbles, regardless of their size, degrade the performance of ultrasound in all medical applications including imaging, Lithotripsy and physical therapy. Among scanning gel manufacturers worldwide, only Sonotech has engineered a manufacturing process which produces a gel completely free of any air or gas bubbles. This includes microbubbles which are difficult to see and larger bubbles in the 3 to 15 mm. range.

Dermatological Considerations

The basic dermatological requirement of a scanning gel is that it be free of known skin irritants or sensitizers. The broad range of patients imaged with ultrasound, from pregnant women and infants to the infirm or elderly, dictates that the risk of skin reaction be minimized. Common irritants and sensitizers typically found in cosmetics include dyes, fragrances,^{3,4} preservatives such as parabens, and humectant or solvents such as propylene glycol. While ingredients such as dyes and fragrances may be justified in a consumer cosmetic market, they pose unnecessary risk when used in a clinical situation.

Propylene glycol is a documented allergen,⁵ and there is evidence of propylene glycol induced contact dermatitis as well as severe vulvitis,⁶ Propylene glycol is becoming a more common skin sensitizer and irritant because it is present in many cosmetic and household products.

Alternative ingredients, such as glycerine, while more expensive, are more biocompatible to both the patient and sonographer, and provide technical benefits to the scanning gel.

Ingredients such as Aloe Vera have a strong history of therapeutic use for soothing and accelerating healing of the skin. The water soluble principles of aloe (anthraquinones, anthranols, anthrones, and their glycosides) are believed to be the components beneficial to the healing of skin.⁷ The use of aloe vera has been recorded in medical literature from the 1930s through the present for a diverse range of therapeutic applications including treatment of radiation burns,⁸ therapy following gingivectomy,⁹ and treatment of leg ulcers and dermatosis.¹⁰



Unfortunately, aloe on a product label is no assurance of efficacy. Aloe must be "cold processed" in a precisely controlled environment to preserve the beneficial properties and must be present in sufficient quantity to be effective. It is generally agreed that the therapeutic amount of cold processed aloe vera gel is 20%. So, ironically, products containing token amounts of aloe along with dyes and fragrances may actually be more likely to cause adverse skin reactions than equivalent products without these ingredients. Natural Image scanning gel contains 24% Aloe vera gel.



In order to ensure that the Aloe Vera used in Natural image is the highest quality available, Sonotech has Nuclear Magnetic Resonance testing of its Aloe source performed by the International Aloe Science Council. Because fraud is widespread in the unregulated Aloe Vera industry, this test has been developed to confirm the presence of Key indicator elements present in all

Aloe Vera. Unfortunately, this test cannot confirm the enzymatic activity that indicates that the Aloe has been properly processed. To address this shortcoming, Sonotech developed a proprietary in-house test to detect enzymatic activity and qualify vendors. After extensive research, Sonotech approved Aloecorp's Freeze dried Active Aloe™ which is certified to be biologically active, as confirmed by Sonotech's internal testing.

Transducer Compatibility

Instrument and transducer manufacturers build scanheads to be compatible with couplants that are water based and contain glycerine or glycol humectants. There are some chemicals that can degrade the acoustic lens, destroy bonding, or change the acoustic properties of the lens. This damage typically occurs over time, with chemicals that have been identified as problematic, including mineral oil, silicone oil, alcohol, surfactants, and fragrances. While

oils and alcohols are commonly avoided by scanning gel manufacturers, surfactants and fragrance may be included. Fragrance can affect the transducer's acoustic lens or face material by absorption

over time into elastomer and plastic materials, thus changing the material's weight, size, density, and acoustic impedance. Surfactants can degrade the bond between the lense and the piezoelectric elements and contribute to the accelerated degeneration of the lense. Use of gels or lotions containing these chemicals can void manufacturer's transducer warranties!

In therapeutic ultrasound, ultrasound transmission gels and lotions commonly contain oils and other chemicals not intended for use with diagnostic imaging transducers. Considering the high cost of replacement transducers, this underscores the importance of using only ultrasound transmission gels designed for medical imaging. Sonotech's Clear Image and Natural Image have been tested extensively by leading diagnostic ultrasound instrument manufacturers, and no transducer incompatibilities were found. Furthermore, each of the components of Clear

Image and Natural Image have been individually tested at 100% concentration by long-term soaking of acoustic lens materials with no detrimental effects observed.

Preservative Safety and Efficacy

Scanning gels are typically used in refillable dispensing bottles, which may or may not be warmed. Effective preservatives are required to prevent microbiological degradation of the gel and prevent the growth of pathogenic microorganisms. Preservative efficacy can be reliably tested using the USP XXII Antimicrobial Preservative Effectiveness Test. But effectiveness alone is not enough. Preservatives like methyl and propyl paraben are known to be effective against mold and yeast, but are routinely associated with allergic skin reactions.

Some gel manufacturers use relatively high concentrations of propylene glycol to accomplish preservation. This method has three drawbacks: 1) the amount of propylene glycol must exceed 10% to inhibit S. Aureus and E. Coli, 2) even at concentrations as high as 16%, some yeasts and molds are not inhibited, and 3) at these high concentrations, propylene glycol is a skin sensitizer and can also swell some transducer materials.

Sonotech has researched and tested cosmetic grade preservatives that combine effective preservation and low incidence of skin reaction. Clear Image and Natural Image have been independently challenge tested and found to be effectively preserved for a minimum of two years, with internal testing indicating stability exceeding five years.

Benefits of Clear Image and Natural Image:

- Sound velocity nearly identical to skin for better image quality
- Acoustic impedance within optimal range to optimize signal transmission
- Air-free manufacturing process
- Proven transducer probe compatibility
- Formulated without using common skin irritants and sensitizers like fragrance or propylene glycol
- Therapeutic level of high quality "active" Aloe Vera in Natural Image
- Safe and effective preservation without parabens or high glycol levels

References

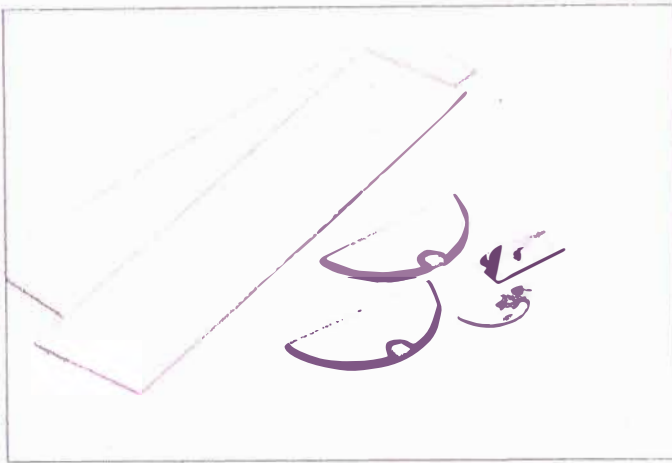
1. C. H. Daly and J. B. Wheeler III, The Use of Ultra-Sonic Thickness Measurement in Tissue, Department of Mechanical engineering, University of Washington.
2. I. Ogura, T. Kidikoro, K. Iinuma, Y. Takehara, K. Tanaka, A. Matsuda, "Measurement of Acoustic Impedance of Skin," *Ultrasound in Medicine*, V. 4, RC 78.7, U4 A 5a, 1978, page 535.
3. Alexander A. Fisher, MD, *Contact Dermatitis*. Lea & Febiger, 1986, pages 394-399.
4. *Mayo Clinic Health Letter*, Vol. 10, #6, June 1992, page 3.
5. G. Angelini and C. L. Meneghini, *Contact Allergy from Propylene Glycol. Contact Dermatitis 7*: pages 197-198, July 1981, 8 ref.
6. Alexander A. Fisher, MD, Ronald R. Brancaccio, MD, "Allergic Contact Sensitivity to Propylene Glycol in a Lubricant Jelly," *Arch Dermatology*, Vol. 115, December 1979, page 1451.
7. W. H. Lewis and M. P. F. Elvin-Lewis, *Medical Botany*. John Wiley & Sons, Inc., 1977, page 336.
8. *ibid.* W. H. Lewis, page 337.
9. El Zawahry, M., Hegazy, M. R., Helal, M., "Use of Aloe in Treating Leg Ulcers and Dermatoses," *Dermatology International* 12:68, 1973.
10. Ralph Holt Cheney Sc. D., "Aloe Drug in Human Therapy," *Quart J. Crude Drug Res.* 10, 1970, page 1528.

Trademarks used in this paper:

RTV-560® - General Electric
 Clear Image® Natural Image® - Sonotech, Inc.
 Aquasonic® - Parker Laboratories
 Sonostat® Sector-Trac® - ATL Ultrasound

APÉNDICE B

High-Frequency Transducers



Outline

Compared to ordinary piezoelectric transducers, these types operate at much higher frequencies: usually in the 1~10 MHz range. One of the primary applications of high-frequency transducers is as a sensor for flaw detection. Another important application area is medical equipment; in fact, with ultrasonic diagnosis becoming ever more widespread, HF piezoelectric transducers are the focus of increasing attention.

Here are some of the types of ultrasonic diagnosis that require HP transducers:

Doppler system: { Fetus phonocardiographs
Blood flowmeter

Pulse echo system: { Tomography { Electron scanning
Mechanical scanning
Cranial disease diagnosis
Cardiac wall displacement measurement

Features

- High impedance at resonant frequency.
- Excellent electromechanical coupling in thickness vibration mode.
- High sensitivity.
- Both thickness and radial vibration offer good anisotropic properties.
- Thickness resonance spurious emissions are low, and resolution is excellent.

The vibration mode of these transducers is usually thickness resonance, and the frequency is high. For this reason, thin plate transducers with low impedance at resonance are needed. The dielectric constant of NEC TOKIN NEPEC is low, and its impedance characteristics and other performance parameters are excellent for use in high-frequency transducers.

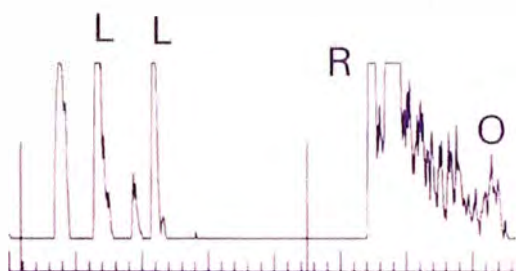
Specifications of Standard Models

Table 2-8

Shape	Material	Dimensions (mm)			Characteristics			
		d	t	ℓ	f _r (kHz)	k ₃₁	C (PF)	Terminal
	21	20	0.5	—	4,000	0.60	7,000	S
	8	20	1.0	—	2,100	0.55	2,700	S
	6	5	0.65	—	3,000	0.45	300	S
	21	10	0.3	—	6,400	0.57	3,000	S
	21	20	0.3	20	6,500	0.30	13,500	P
	21	20	0.4	20	5,000	0.30	10,500	P
	21	25	0.5	25	4,000	0.30	14,000	P
	21	15	0.3	80	6,500	0.30	42,000	P
	21	15	0.4	80	5,000	0.30	32,500	P
	21	15	0.5	100	4,000	0.30	33,000	P
	21	15	0.6	100	3,000	0.30	28,500	P

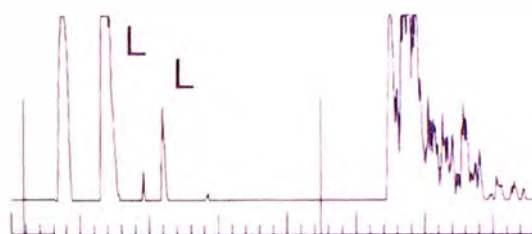
APÉNDICE C

C.1 IMÁGENES A-SCAN



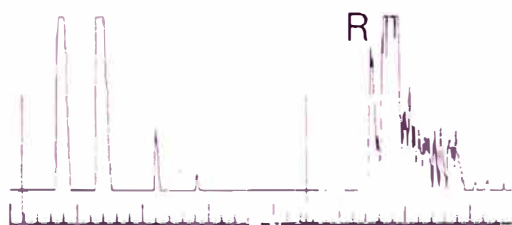
IDEAL A-SCAN

Lente alto, Retina definida R, decline normal de eco orbital O.



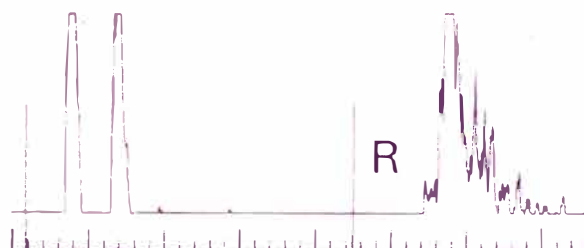
ECO DE LENTES POBRE

Eco de Lente L, no requiere mostrarse alto



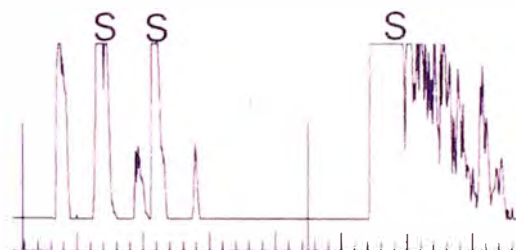
BAJO ECO RETINAL

Eco Retinal R, no requiere Mostrarse totalmente alto.



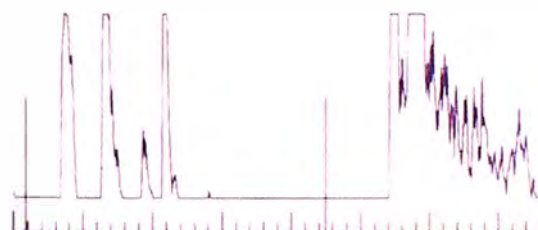
ECO RETINAL POBRE

Retina R, no requiere una forma bien definida, ángulo derecho.



A-SCAN SATURADO

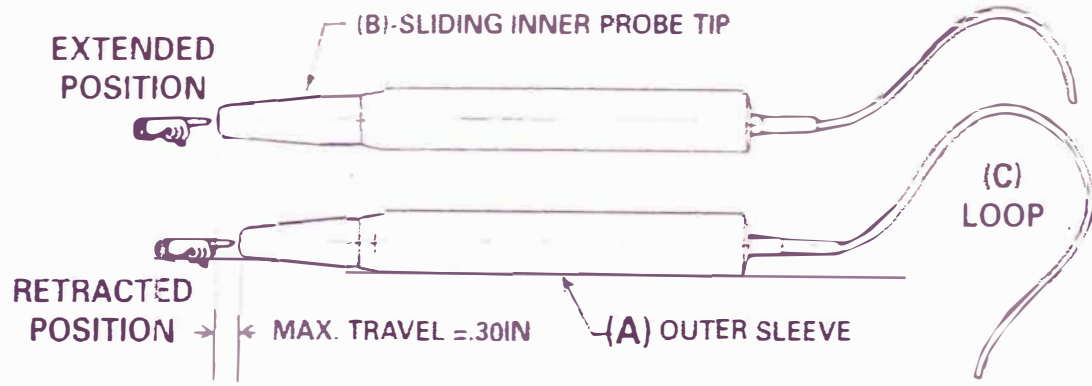
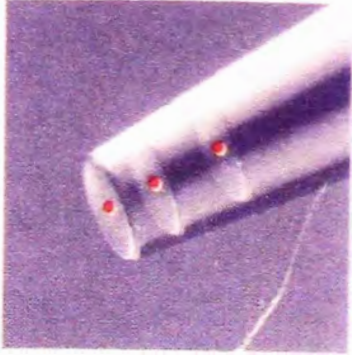
Ecos son planos S en la punta, indicando indebidamente alta ganancia.



LONGITUD AXIAL DE A-SCAN

Calibrado diariamente, Nml. AXL = 23.5 mm, repetir Scan si $22 < AXL > 25$ mm o la medida AXL difiere por mas de ± 0.3 mm del siguiente ojo.

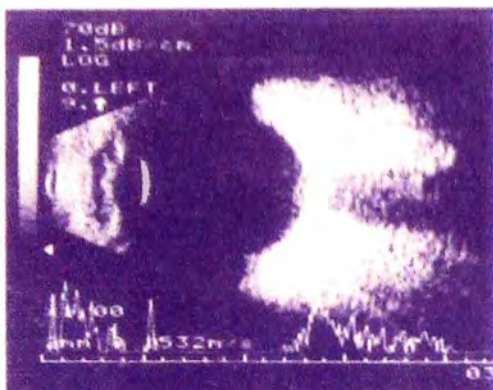
C.2 SONDA A



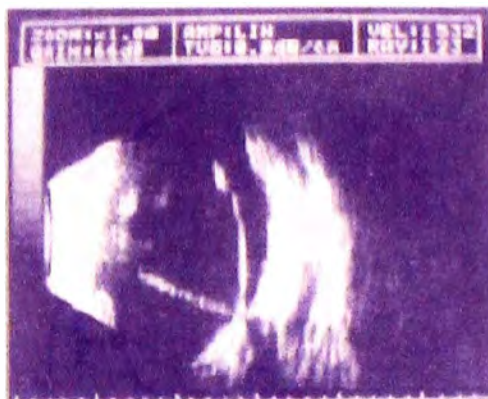
Patented Soft-Touch Probe

APÉNDICE D

D.1 IMÁGENES B-SCAN



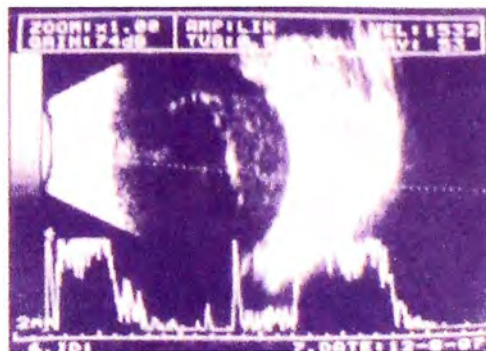
NORMAL AXIAL B SCAN



DESPRENDIMIENTO RETINAL



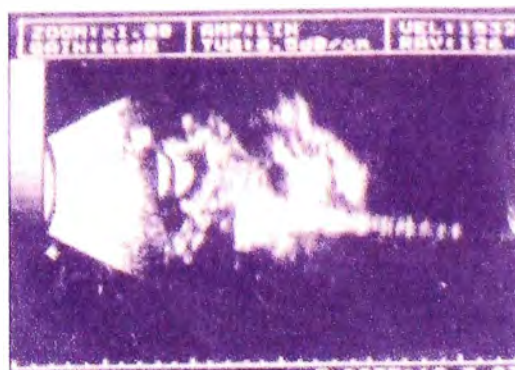
DESPRENDIMIENTO COROIDAL



DESPRENDIMIENTO DE VITREO

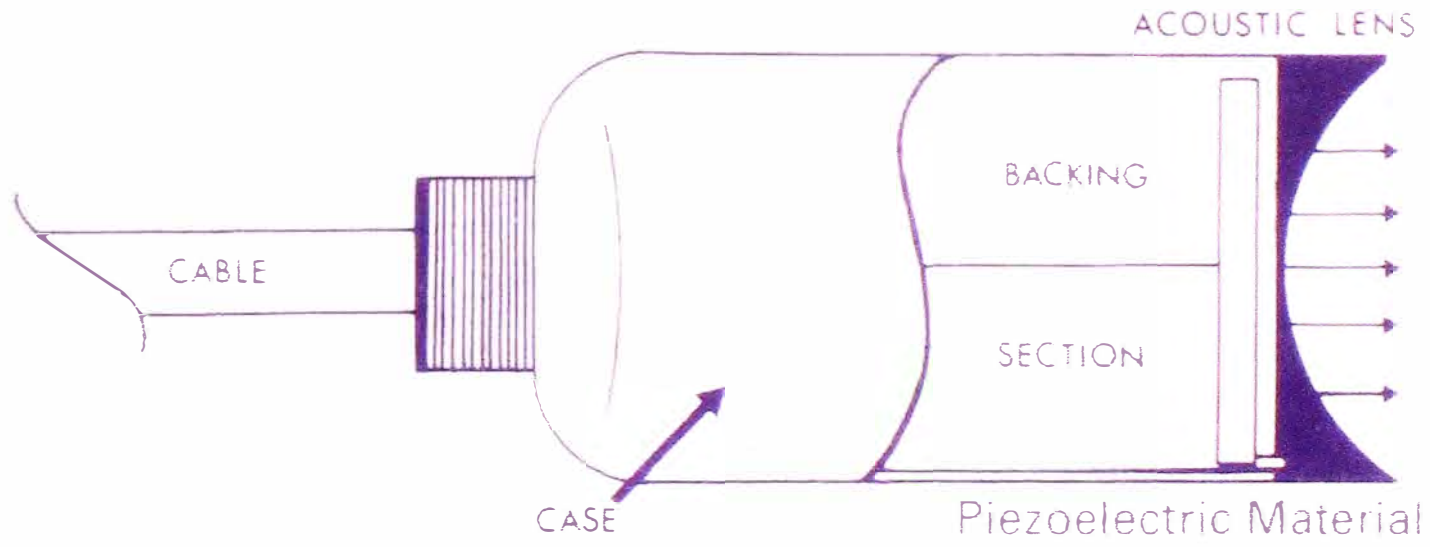


MELANOMA MALIGNO



CUERPO EXTRAÑO

D.2 SONDA B



BIBLIOGRAFÍA

1. Bentley, John P. “Sistema de Medición – Principios y Aplicaciones” Ed. Compañía Editorial Continental, S.A. de C.V. Mexico, 1993
2. Oppenheim Alan V., Willsky Alan S. “Señales y Sistemas” Ed. Prentice Hall Hispano Americana, S.A., 1997
3. Ambardar Ashok “Procesamiento de Señales Analógicas y Digitales” Ed. Thomson Editores, S.A. de C.V., 1999
4. “Operator’s Guide” Ophthasonic Image 2000 Ultrasound Imagen System, Mentor O&O
5. “Toolbox de Imagenes” Matlab
6. Burrus, C. Sidney et al. “Ejercicio de Tratamiento de la Señal utilizando Matlab” Prentice Hall, Madrid, 1998.
7. “La Tecnología de Geles de la exploracion del Ultrasonido” Hoja Técnica de Sonotec, Edición 2003.
8. Arendt Jensen Jorgen “Linear Description of Ultrasound Imagen Systems”, 1999
9. Gonzáles Carlos F., Becker Melvin H., Flanagan Joseph “Diagnostico por la Imagen en Oftalmología”, Ediciones Doyma.