

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL



Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“Análisis del Método para formar Imágenes Ultrasónicas utilizando el Modo de Amplitud (Modo A), y Diseño de un Circuito Básico”

INFORME DE MATERIA DE GRADUACIÓN

Previa a la obtención del título de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

Presentado por:

Bianca Lilybethe Estrada Rodríguez

Lyonel Andrés Pesantes Game

Sara Michelle Urrea Aguilera

GUAYAQUIL – ECUADOR

2010

AGRADECIMIENTO

A Dios por darnos la oportunidad de realizar este trabajo, a todos aquellos que colaboraron en el desarrollo del mismo y en especial al MSc. Miguel Yapur Auad por su invaluable ayuda.

DEDICATORIA

Primero que todo a Dios por ser mi guía; a mis padres Juana y Jaime, a mi hermano Albin, todos ellos son el mejor regalo que me ha dado la vida y el incentivo para la culminación de este trabajo.

Además a mis amigos, compañeros, profesores y demás familiares, por su confianza.

Lyonel

DEDICATORIA

Dedico esta tesis a mi mamá Miryan, a mis abuelitos Carmita y Huguito, a mi familia, amigos y profesores que siempre me han apoyado.

Sara

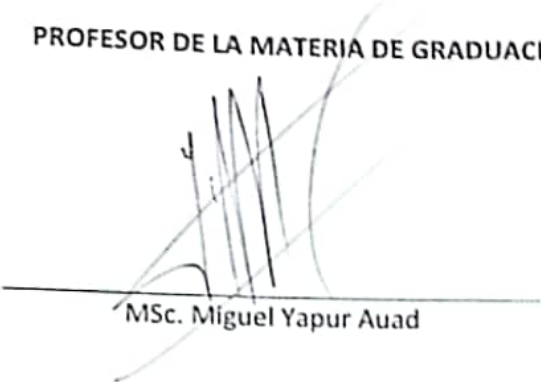
DEDICATORIA

Dedico este proyecto a mis padres Marcos y Blanca por su apoyo incondicional, a mi hermano Marcos, a mis amigos por su confianza y a todos los que han sido parte de mi vida en esta etapa.

Bianca


TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

PROFESOR DE LA MATERIA DE GRADUACIÓN



MSc. Miguel Yapur Auad

PROFESOR DELEGADO POR EL DECANO

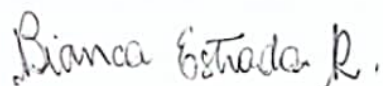


Ing. Daniel Ochoa

DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad del contenido de este Proyecto de Graduación, nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma, a la Escuela Superior Politécnica del Litoral"

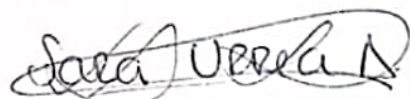
(Reglamento de exámenes y títulos profesionales de la ESPOL)



Bianca Lilybethe Estrada Rodríguez



Lyonel Andrés Pesantes Game



Sara Michelle Urrea Aguilera

RESUMEN

La ecografía puede definirse como un medio de diagnóstico o de tratamiento médico, basado en las imágenes obtenidas mediante el procesamiento de los ecos reflejados por las estructuras corporales, gracias a la acción de pulsos de ondas ultrasónicas. Se la utiliza para visualizar el tamaño, la estructura y posibles lesiones de los músculos y órganos internos del cuerpo humano.

La frecuencia de los ultrasonidos a utilizar se escoge de acuerdo a lo que se necesite. Las frecuencias más bajas dan menor resolución, pero penetran más en el cuerpo. Usando frecuencias altas, se obtienen longitudes de onda menores y se puede determinar detalles pequeños.

El procedimiento básico de una ecografía en un paciente se basa en el siguiente proceso; el transductor envía un haz ultrasónico, que es reflejado por las estructuras internas del cuerpo humano. Esta información es analizada por una computadora, que crea una imagen de estas estructuras en una pantalla.

El primer método desarrollado para la reconstrucción de imágenes ultrasónicas fue el modo A, que se utilizó en la década de los 60's y 70's; éste método permite visualizar estructuras mediante pulsos de voltaje que se originan en la interfaz entre un medio y otro.

En este trabajo se ha tomado como referencia un ecógrafo que opera en modo "A", el cual se lo ha analizado y en base a ese modelo, se ha diseñado un nuevo

diagrama esquemático, donde se puede comprender mejor el funcionamiento de un ecógrafo en modo "A":

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	VIII
ÍNDICE GENERAL	X
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIV
NOMENCLATURA Y UNIDADES.....	XV
INTRODUCCIÓN.....	XVI

CAPÍTULO 1

1 ONDAS SONORAS

1.1 Generalidades	1
1.1.1 Tipos de Ondas.....	2
1.2 Características de las ondas mecánicas	2
1.3 Descripción general de las ondas sonoras.....	4
1.3.1 Velocidad.....	5
1.3.2 Frecuencia.....	5
1.3.3 Longitud de onda.....	6
1.3.4 Amplitud	6
1.3.5 Intensidad.....	6
1.3.6 Período.....	6

CAPÍTULO 2

2 ULTRASONIDO

2.1 Generalidades	7
2.2 Principios de las ondas ultrasónicas.....	8
2.2.1 Tipos de ondas ultrasónicas.....	8
2.2.1.1 Ondas longitudinales ultrasónicas	9
2.2.1.2 Ondas transversales ultrasónicas.....	10
2.2.1.3 Ondas superficiales ultrasónicas	11
2.2.2 Propiedades de las ondas ultrasónicas	11
2.2.2.1 Poder de penetración	11
2.2.2.2 Alta sensibilidad.....	12

2.2.2.3	Energía, potencia e intensidad	12
2.2.2.4	Velocidad de transmisión.....	12
2.2.2.5	Impedancia acústica	14
2.2.2.6	Atenuación.....	15
2.2.2.7	Absorción.....	16
2.2.2.8	Reflexión y refracción	17
2.2.2.9	Cavitación y pseudocavitación	19
2.3	Transductores	20
2.3.1	Generalidades.....	20
2.3.2	Efecto piezoeléctrico	21
2.3.2.1	Efecto piezoeléctrico inverso	22
2.3.2.2	Materiales piezoeléctricos	23
2.3.2.3	Elección del transductor	24
2.3.3	Generación de ondas ultrasónicas	24
2.4	Aplicaciones de las ondas ultrasónicas	26
2.4.1	Generalidades	26
2.4.2	Aplicaciones en Medicina	27
2.5	Métodos de formación de imágenes	28
2.5.1	Método de transmisión	29
2.5.2	Método eco-pulsado	29
2.5.2.1	Modo A	30
2.5.2.2	Modo B	31
2.5.2.2.1	Modo B lineal	33
2.5.2.2.2	Modo B sectorial	34
2.5.2.2.3	Modo B convexo	34
2.5.2.2.4	Modo B tiempo real.....	34
2.5.2.3	Técnica M	35
2.5.2.4	Ecografía Doppler	36
2.5.2.4.1	Técnica Doppler pulsado	38
2.5.2.4.2	Técnica Doppler continuo	41
2.5.2.5	Ecogramas 3D y 4D	43
2.5.2.5.1	Ecogramas 3D	43
2.5.2.5.2	Ecogramas 4D	43

CAPÍTULO 3

3 MODO A

3.1	Principios básicos.....	45
3.2	Captura de imágenes	46

CAPÍTULO 4

4 DISEÑO DE UN CIRCUITO GENERADOR DE MODO “A”

4.1 Generalidades de un ecógrafo en modo A.....	50
4.2 Diagrama de bloques	52
4.3 Diseño de un circuito básico.....	55
4.4 Conclusiones y recomendaciones.....	65

BIBLIOGRAFIA.....	68
-------------------	----

APÉNDICE

Circuito básico de un ecógrafo en modo A.....	69
---	----

ANEXO

Manual de funcionamiento del ecógrafo ADR modelo 2140.....	72
--	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Esquema de ondas longitudinales	9
Figura 2.2 Esquema de ondas transversales	10
Figura 2.3 Esquema constructivo de un transductor de ultrasonido.....	20
Figura 2.4 Imagen que muestra un arreglo de escaneo tipo A	31
Figura 2.5 Imagen que muestra un arreglo de escaneo tipo B	33
Figura 2.6 Esquema doppler continuo	43
Figura 3.1 Modalidad o modo A.....	47
Figura 3.2 Tumor de cerebro	49
Figura 4.1 Diagrama de bloques de un ecógrafo en modo A.....	54
Figura 4.2 Generador de pulsos de sincronismo.....	56
Figura 4.3 Multivibrador monoestable de un solo disparo	56
Figura 4.4 Simulación del generador del pulsos de sincronismo y del circuito multivibrador monoestable de un solo disparo	57
Figura 4.5 Transmisor-excitador.....	58
Figura 4.6 Simulación del circuito transmisor-excitador.....	58
Figura 4.7 Limitador	59
Figura 4.8 Circuito de compensación de ganancia en el tiempo	60
Figura 4.9 Amplificador de radiofrecuencia.....	60
Figura 4.10 Simulación del circuito limitador y del amplificador de radiofrecuencia	61
Figura 4.11A Circuito básico de un ecógrafo en modo A	63
Figura 4.11B Circuito básico de un ecógrafo en modo A	64

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I	Velocidad de propagación del ultrasonido	13
Tabla II	Coeficiente de atenuación de ultrasonidos de 1 y 3 Mhz	16
Tabla III	Reflexión porcentual del ultrasonido en diferentes interfaces.....	19

NOMENCLATURA Y UNIDADES

Hz	hertz
KHz	kilohertz
Mhz	megahertz
Ghz	gigahertz
A	amperio
V/m	voltio por metro
W/m²	watio por metro cuadrado
E	intensidad de campo eléctrico
H	intensidad de campo magnético
B	densidad de flujo magnético

INTRODUCCIÓN

Gracias a nuestro sistema auditivo somos capaces de distinguir diversos tipos de sonidos, los mismos que van desde el pequeño grito de un niño hasta el estruendoso sonido de un avión; esto es posible gracias a la presencia de las ondas acústicas que permiten que el sonido viaje alrededor de nuestro medio. El sonido se encuentra en un rango de frecuencias que el oído es capaz de detectar y percibir. Existen ondas acústicas con rangos de frecuencias mucho mayor al rango audible, llamadas ondas ultrasónicas.

Este proyecto se basa en el uso del ultrasonido en la Medicina, específicamente en el área de diagnóstico y en cómo se generan las imágenes ultrasónicas en cada uno de los métodos que existen y su utilidad, para lo cual se usará un ecógrafo ADR4500, el mismo que ayudará a tener una idea más amplia al respecto.

El Capítulo 1 presenta una introducción a las ondas sonoras en el ambiente, sus principales características y su clasificación.

El Capítulo 2 abarca con profundidad el estudio de las ondas ultrasónicas; los principios, tipos, y propiedades de las mismas. Se definen los transductores, que son instrumentos fundamentales para obtener imágenes ultrasónicas. También se realiza una breve descripción de los diferentes métodos de inspección por ultrasonido.

El Capítulo 3 se enfoca en el Modo A, realizando una descripción de los principios básicos y la explicación detallada de cómo se forman las imágenes y su interpretación.

El Capítulo 4 se concentra en el diseño básico de un circuito generador de Modo A. Se presenta un diagrama de bloques de un generador básico y un esquemático completo con los circuitos integrados necesarios para la presentación de imágenes en Modo A y su respectivo análisis.

CAPÍTULO 1

1. ONDAS SONORAS

1.1 Generalidades

El sonido (ondas sonoras), es una composición de ondas mecánicas elásticas longitudinales u ondas de compresión. Estas ondas necesitan un medio (aire, agua, cuerpo sólido) para poder propagarse y así transmitir la perturbación, la misma que viaja más rápido en los sólidos, luego en los líquidos y aún más lento en el aire. En el vacío las ondas mecánicas no se propagan.

Es el propio medio el que produce y propicia la propagación de estas ondas con su compresión y expansión. Para que puedan comprimirse y expandirse, es imprescindible que éste sea un medio elástico.

Las personas pueden captar sonidos si éstos están en un determinado rango de frecuencias, si la frecuencia del sonido producido por una fuente es inferior a 20 vibraciones por segundo (20Hz.), entonces ese sonido no es percibido por los seres humanos. A este tipo de sonido cuya frecuencia es menor de 20Hz. se llama infrasonido.

Ahora bien, existen sonidos cuya frecuencia es muy alta, es decir, aquellos que pasan de 20 KHz; estos tipos de sonido reciben el nombre de ultrasonido y no son captados por el ser humano.

1.1.1 Tipos de ondas

- Ondas longitudinales.- Los desplazamientos de las partículas son paralelos a la dirección de propagación del ultrasonido.
- Ondas transversales.- Los desplazamientos de las partículas son en forma perpendicular a la dirección del haz ultrasónico.
- Ondas superficiales.- Los desplazamientos de las partículas se desplazan sobre la superficie del material y penetran a una profundidad máxima de una longitud de onda.

1.2 Características de las ondas mecánicas

La gran mayoría de ultrasonidos son producidos por superficies planas vibratorias, con un movimiento similar al de un pistón.

Se puede considerar un punto de esa superficie y llamar y a la distancia de ese punto respecto de su posición de equilibrio.

Por tanto, tenemos la siguiente ecuación:

$$y = y_0 \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) = y_0 \sin(2\pi ft) = y_0 \sin(\omega t)$$

Donde:

T : es el periodo, la distancia temporal entre dos situaciones consecutivas iguales.

f : la frecuencia, el número de oscilaciones de una partícula por segundo.

ω : la pulsación, velocidad instantánea de la vibración, $\omega = 2\pi f$

Y_0 : la amplitud de la oscilación.

$\frac{2\pi t}{T} = 2\pi f t = \omega t$: ángulo de fase. En cada periodo sufre una variación de 360° .

La fuente transmite energía vibratoria a las partículas que están en contacto con la superficie de la fuente, de forma que estos puntos adyacentes se convierten en fuentes para los puntos en contacto con ellas, propagándose así la perturbación. Por tanto, la perturbación se transmite según superficies paralelas a la de la fuente.

Suponiendo dos superficies, actuando una de ellas como emisora y otra como receptora, estando las mismas separadas por un medio conductor, se puede dividir este medio en una infinitud de superficies paralelas a las iniciales. El tiempo que tarda la perturbación en llegar a una de estas superficies, separada una distancia x de la emisora, es x/c , donde c es la velocidad de propagación de la onda en el medio.

Se puede considerar también una partícula B sobre una de estas superficies, homóloga a otra partícula A de la fuente. La perturbación en B se puede representar en función de la de A de la siguiente manera:

$$y_A = y_0 \sin \omega t$$

$$y_B = y_0 \sin[\omega(t - t_r)] = y_0 \sin\left[\omega\left(t - \frac{x}{c}\right)\right]$$

En este desarrollo no se ha tenido en cuenta la existencia de atenuación en el medio que separa las superficies emisora y receptora.

La distancia entre dos planos con igual desfase se denomina longitud de onda (λ). Se la conoce también a la distancia entre dos planos cuyas partículas estén en el mismo estado de movimiento, por lo tanto:

$$x = c \times T = \frac{c}{f} = \lambda$$

En los equipos de exploración, la resolución vendrá dada por la longitud de onda.

La variación de las partículas se denomina perturbación. La distancia relativa de las perturbaciones da lugar a dos situaciones máximas:

- Rarefacción.- También llamada expansión, las partículas están en su separación máxima.
- Compresión.- Las partículas están en su separación mínima.

Entre dos situaciones consecutivas de rarefacción existe una distancia de λ , mientras que entre dos compresiones, la distancia es $\lambda/2$.

Este caso supone el uso de fuentes planas, caso contrario si se tratasen de fuentes esféricas los planos referidos serían concéntricos al origen siendo las ecuaciones tratadas muy similares.

1.3 Descripción general de las ondas sonoras

Debido a las fuerzas interatómicas que existen entre las partículas adyacentes del material, un desplazamiento en un punto induce un desplazamiento en los puntos vecinos y así sucesivamente, originando entonces una propagación de ondas de esfuerzo-deformación. El desplazamiento real del material que se produce en las ondas ultrasónicas es extremadamente pequeño.

La amplitud, modo de vibración y velocidad de las ondas se diferencian en los sólidos, líquidos y gases debido a las grandes diferencias que existen entre las distancias de sus partículas internas. Estas diferencias influyen en las fuerzas de atracción entre partículas y el comportamiento elástico de los materiales.

La relación de velocidad con frecuencia y longitud de onda está dada por:

$$V = f \times \lambda$$

Dónde:

V : velocidad (metros por segundo)

f : es la frecuencia (Hertz)

λ : es la longitud de onda (metros por ciclo)

1.3.1 Velocidad

La velocidad de propagación es la distancia recorrida por la onda dividida para el tiempo empleado en recorrer esa distancia. La velocidad de los ultrasonidos en un material 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.

1.3.2 Frecuencia

Es el número de oscilaciones (vibración o ciclo) de una partícula por unidad de tiempo (en segundos). La frecuencia se mide en Hertz (Hz). Un Hertz es una oscilación (ciclo) por segundo. Como los ultrasonidos son ondas de alta frecuencia, se utiliza como

medida básica el MegaHertz (MHz) que es igual a un millón de Hz.

1.3.3 Longitud de onda

Es la distancia que existe entre dos puntos que se encuentran en el mismo estado de vibración.

1.3.4 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 senoidal). La amplitud se relaciona con la intensidad. De este modo si se aumenta la intensidad de una onda determinada se aumenta 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.

1.3.5 Intensidad

Es la energía que pasa por segundo a través de una superficie de área, colocada perpendicularmente a la dirección de propagación del movimiento. La intensidad disminuye con la distancia.

1.3.6 Período

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

CAPÍTULO 2

2. ULTRASONIDO

2.1 Generalidades

El ultrasonido es una vibración mecánica con un rango mayor al audible por el oído humano, que se transmite a través de un medio físico y es orientado, registrado y medido en Hertz, con ayuda de un aparato creado para ese fin.

Rangos de sonido:

Infrasónica = 1 – 20 Hz

Sónica o audible = 20 Hz a 20 KHz

Ultrasónica = 20 KHz en adelante

Las ondas ultrasónicas obedecen a las mismas leyes básicas del movimiento ondulatorio de las ondas sonoras de frecuencias más bajas; sin embargo, tienen las siguientes ventajas:

- Las ondas de frecuencias más altas tienen longitudes de onda más cortas, lo cual significa que la difracción o reflexión en torno a un obstáculo de dimensiones determinadas se reduce en forma correspondiente, por lo tanto es más fácil dirigir y enfocar un haz de ultrasonido.
- Las ondas ultrasónicas pueden atravesar sin dificultad las paredes metálicas de tubos y recipientes; esto quiere decir que el sistema de medición entero puede montarse externamente al fluido, es decir, es no invasivo. Esto es muy importante con fluidos hostiles, o sea, aquellos con propiedades corrosivas, radioactivas, explosivas o flamables. Tampoco existe la posibilidad de que ocurra obstrucción con fluidos sucios o pastas aguadas.
- El ultrasonido puede emitirse y propagarse a través del tejido biológico, lo que lo hace idóneo para aplicaciones médicas.

2.2 Principios de las ondas ultrasónicas

2.2.1 Tipos de ondas ultrasónicas

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).

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".

2.2.1.1 Ondas longitudinales ultrasónicas

Son el tipo de ondas ultrasónicas mayormente utilizadas en la inspección de materiales. Éstas viajan a través de los materiales como series alternadas de compresión y succión en las cuales las partículas transmiten las vibraciones de regreso y la dirección de viaje de las

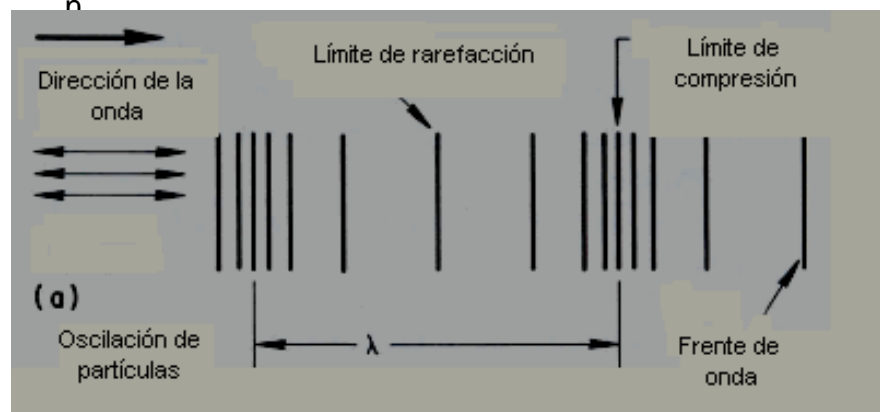


Figura 2.1 Esquema de ondas longitudinales ¹

Las ondas longitudinales ultrasónicas se propagan rápidamente en líquidos y gases así como en sólidos elásticos. La velocidad de una onda longitudinal ultrasónica es de 6000 m/s en el acero, 1500 m/s en agua y 330 m/s en el aire.

¹ <http://www.monografias.com/trabajos60/inspeccion-ultrasonidos-materiales/inspeccion-ultrasonido-materiales2.shtml>

2.2.1.2 Ondas transversales ultrasónicas

Las ondas transversales son también utilizadas ampliamente en la inspección ultrasónica de los materiales. Las ondas transversales vibran hacia arriba y hacia abajo en un plano perpendicular a la dirección de propagación.

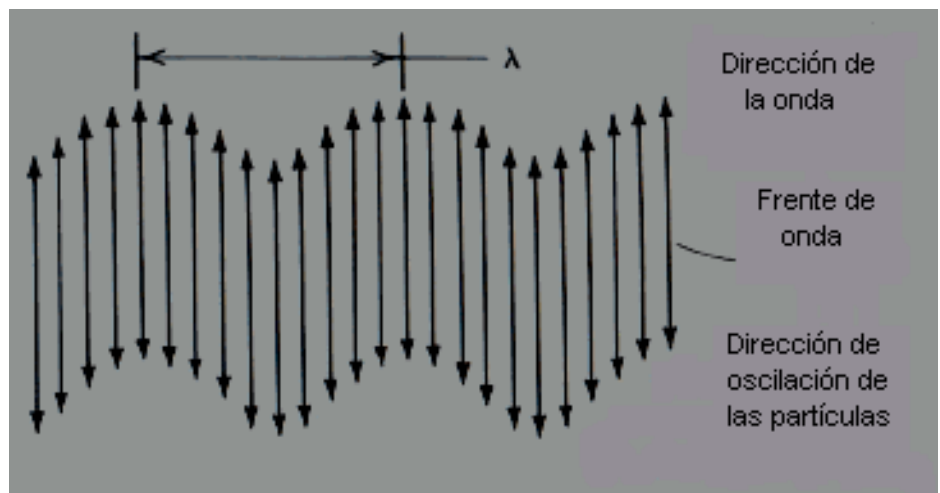


Figura 2.2 Esquema de ondas transversales ²

Para la propagación de ondas transversales, es necesario que cada partícula exhiba una elevada fuerza de atracción con las partículas o moléculas vecinas de tal manera que la partícula se pueda mover hacia atrás y hacia adelante, moviendo a la partícula vecina causando de este modo que el sonido se mueva a través del material con la velocidad asociada a las ondas transversales, que es aproximadamente el 50% de la velocidad de las ondas longitudinales para el mismo material.

² <http://www.monografias.com/trabajos60/inspeccion-ultrasonidos-materiales/inspeccion-ultrasonido-materiales2.shtml>

Varios medios (aire y agua) no soportan las ondas transversales; en los gases las fuerzas de atracción de las moléculas son tan pequeñas que las ondas transversales no pueden ser transmitidas.

2.2.1.3 Ondas superficiales ultrasónicas

Este tipo de ondas ultrasónicas son también utilizadas en la inspección de materiales. Estas ondas viajan a través de la superficie plana o curva de materiales sólidos. Para la propagación de ondas de este tipo, las ondas deben de viajar a través de una interface limitada. Por un lado por las fuerzas elásticas de un sólido y por el otro lado fuerzas prácticamente insignificantes producidas por moléculas de gas.

Las ondas superficiales están sujetas a sufrir atenuación en un material dado como lo hacen las ondas longitudinales y transversales. Tienen una velocidad aproximada de 90% de la velocidad de las ondas transversales en el mismo material y la oscilación de las partículas generalmente sigue un patrón elíptico.

2.2.2 Propiedades de las ondas ultrasónicas

2.2.2.1 Poder de penetración

Permite la detección de defectos bajo la superficie del material. La inspección por ultrasonido se realiza en alrededores de espesores de unos pocos metros en muchos tipos de partes, tales como en la longitud de un

eje de acero o rotores forjados. Éstos pueden llegar a ser de 6m en inspección axial.

2.2.2.2 Alta sensibilidad

Permite la detección de defectos extremadamente pequeños.

2.2.2.3 Energía, potencia e intensidad

El haz de ultrasonidos transporta una determinada cantidad de energía. Si la consideramos por unidad de tiempo, es lo que se conoce como potencia. La unidad de potencia es el watio (W). Dividiendo la potencia por la superficie del haz, obtenemos la intensidad (W/cm^2), que es uno de los parámetros más importantes que hay que tener en cuenta en los tratamientos con ultrasonidos.

Para conocer la cantidad de ultrasonido que está llegando en cada momento a una zona, hay que referirse a la intensidad o densidad de potencia. Se utiliza por lo general intensidades de entre 0,5 y 2,5 W/cm^2 .

La Organización Mundial de la Salud (OMS) limita la intensidad (en emisión continua) a un máximo de 3 W/cm^2 . En ecografía, las intensidades son mucho más bajas; oscilan entre 1 y 10 mW/cm^2 .

2.2.2.4 Velocidad de transmisión

La velocidad a la que los ultrasonidos se transmiten por un medio determinado depende de la densidad y de la elasticidad de dicho medio. Esta velocidad es fundamental, pues no sólo es uno de los factores que

intervienen en la producción del eco, sino que además es la base para calcular la impedancia acústica, que a su vez es la clave para la absorción.

La velocidad de propagación de un haz de ultrasonido a través de diversas sustancias es muy variable. Las diferencias son poco acusadas entre tejidos blandos, tales como hígado, riñón, cerebro o plasma, cercanos todos ellos a los 1.540 m/s. En el caso del aire (343 m/s), pulmón (650 m/s) y hueso (3.500 m/s), la muy distinta velocidad de transmisión del ultrasonido significa intensos ecos.

Tabla I. Velocidad de propagación del ultrasonido³

MEDIO	V(m/s)
Berilio	12890
Aluminio	2700
Hueso	3500
Cartílago	1750
Músculo estriado	1580
Corazón	1575
Plasma	1570
Hígado	1550
Cerebro	1545
Vaso sanguíneo	1530
Piel	1519
LCR	1510
Grasa profunda	1450
Agua (20°C)	1492
Grasa subcutánea	1215
Polietileno	920
Pulmón	650
Aire (20°C)	343

³ <http://veterinarialavirreyna.wordpress.com/2008/03/19/principio-fisico-del-diagnostico-ultrasonografico/>

2.2.2.5 Impedancia acústica

La impedancia acústica es una característica del medio que atraviesa el ultrasonido. Relaciona la velocidad que la partícula adquiere, en el momento de su vibración, la presión a la que está sometida.

La impedancia da una idea de la facilidad que un determinado medio ofrece para el paso del haz ultrasónico, y viene dada por:

$$Z = \rho \times V$$

Donde:

Z : impedancia en el medio

ρ : densidad del medio

V : velocidad de transmisión

La reflexión se produce al intentar pasar el ultrasonido de un medio a otro con distinto Z . Si los medios tienen impedancias muy distintas, el ultrasonido se reflejará casi en su totalidad y no podrá alcanzar los órganos situados más profundamente.

2.2.2.6 Atenuación

El haz de ultrasonido va perdiendo intensidad conforme va avanzando por los tejidos. Esta pérdida por unidad de longitud se denomina atenuación.

La atenuación se produce por diferentes factores, desde la propia absorción de ultrasonidos por el medio, hasta las diversas reflexiones que puedan producirse por inhomogeneidad del medio. También se producen dispersiones y pérdidas de dirección por refracción que lo hace ineficaz en efectos terapéuticos.

La atenuación es de tipo exponencial. Para los ultrasonidos se establece el coeficiente de atenuación, que varía con las propiedades del medio y con la frecuencia del ultrasonido.

La atenuación es directamente proporcional a la frecuencia del ultrasonido utilizado, se espera una mayor pérdida de intensidad del haz en profundidad, con ultrasonidos de mayor frecuencia.

Tabla II. Coeficiente de atenuación de ultrasonidos de 1 y 3 Mhz. ⁴

MEDIO	1 Mhz	3 Mhz
Agua (20°C)	0.0006	0.0018
Sangre	0.028	0.084
Tejido nervioso	0.2	0.6
Vaso sanguíneo	0.4	1.2
Grasa	0.14	0.42
Piel	0.62	1.86
Músculo	0.76	2.28
Tendón	1.12	3.36
Cartílago	1.16	3.48
Hueso	3.22	-
Aire (20°C)	2.76	8.28

La atenuación también depende de las características del medio. Los tejidos con mayor contenido en proteínas estructurales (cartílago, tendones, cápsula articular, ligamentos extra capsulares, músculos) absorben mayor cantidad de energía ultrasónica. Se puede concluir que el hueso atenúa, a igualdad de frecuencia, 20 veces más que el músculo y otros tejidos blandos, por lo que todo lo situado detrás de un hueso recibirá mucha menos dosis.

2.2.2.7 Absorción

La absorción es la pérdida de energía que se produce cuando un haz de ultrasonidos atraviesa un medio, haciendo que las partículas que lo componen comiencen a vibrar; debido al roce entre dichas partículas una parte de la energía se transforma en calor. Cuanto mayor es la absorción menor es la penetración de los ultrasonidos en el medio. A su vez también tiene relevancia con la

⁴ www.drgdiaz.com/eco/ecografia/ecografia.shtml

frecuencia: a menor frecuencia menor absorción y mayor penetración, a mayor frecuencia, mayor absorción y menor penetración.

2.2.2.8 Reflexión y refracción

Cuando un haz de ultrasonidos va por un medio determinado con una impedancia Z_1 y encuentra, perpendicular a su trayectoria, otro medio distinto con impedancia Z_2 , se produce una reflexión de parte del haz, que llamamos eco. Éste será tanto mayor cuanto mayor sea la diferencia de impedancia entre ambos medios, siguiendo la fórmula:

$$E = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

Donde:

- **E:** Reflectividad
- **Z_1 :** Impedancia en el medio 1
- **Z_2 :** Impedancia en el medio 2

La reflectividad depende de la impedancia acústica de los diferentes medios. Si la diferencia de impedancia entre ambos medios es grande (tejido a aire), la proporción de ultrasonido reflejado es casi 1 con lo que no pasa el haz al segundo medio. De ahí la importancia de evitar gases y la necesidad de utilizar sustancias de acoplamiento (gel, aceite, agua) entre el emisor y la piel del paciente.

En el interior del cuerpo humano se produce una reflexión significativa en las interfaces entre tejidos blandos y hueso. Si el haz encuentra a su paso un medio de impedancia muy diferente, al intentar pasar la interface que separa a los dos medios, se verá reflejado en su mayor parte, por lo que apenas quedará energía para los tejidos situados más profundamente. Además, la zona proximal cercana al cambio de medio verá muy incrementada su dosis. Esta situación se da al intentar atravesar el hueso y, sobre todo, el pulmón o una burbuja de aire gástrica o cólica, y puede obligar a buscar “ventanas acústicas”, es decir, tejidos a través de los cuales nuestro haz pueda llegar con suficiente energía a la zona que se desea tratar. Los haces incidentes y reflejados pueden superponerse, por lo que pueden atenuarse o intensificarse entre sí. En el caso de que la interferencia produzca intensificación, la intensidad aumenta al generarse una onda estacionaria. Para reducir o evitar este problema, la aplicación se realiza movilizándolo continuamente el cabezal o aplacador, utilizando la intensidad más baja necesaria.

Tabla III . Reflexión porcentual del ultrasonido en diferentes interfaces⁵

INTERFASE	REFLEXIÓN PORCENTUAL
Aluminio-aire	100
Piel-aire	99.9
Aluminio-medio de acoplamiento	60
Músculo-hueso	41-34.5
Piel-tejido graso	0.9
Grasa-músculo	0.8-1.08
Músculo-sangre	0.74
Piel-aceite	0.36
Agua-tejido graso	0.2
Cabecal-gel acoplador	Prácticamente nulo

2.2.2.9 Cavitación yseudocavitación

Se utiliza intensidades muy altas, las presiones y tracciones que sufre el medio atravesado por el ultrasonido pueden llegar a ser tan grandes que literalmente se desgarran, por lo que sobre el hueco se concentrará más el haz. Este fenómeno se denomina cavitación y no debe producirse a las intensidades utilizadas habitualmente en Medicina.

La pseudocavitación ocurre en la tracción, al atravesar un líquido orgánico, se producen pequeñas burbujas del gas disuelto en ese líquido.

⁵ http://www.med.unne.edu.ar/revista/revista108/sonido_5.html

2.3 Transductores

2.3.1 Generalidades

Un transductor piezoeléctrico es un dispositivo que convierte energía eléctrica en energía mecánica a través del efecto piezoeléctrico directo y viceversa por medio del efecto piezoeléctrico inverso.

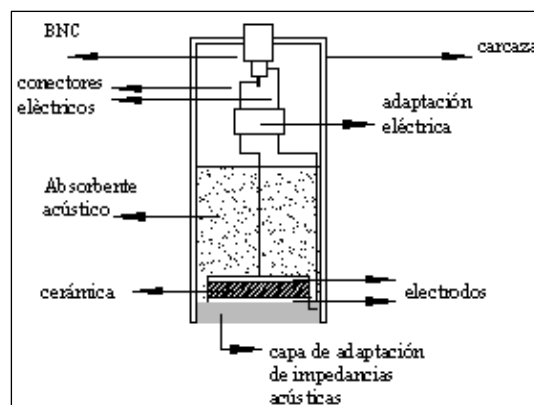


Figura 2.3 Esquema constructivo de un transductor de ultrasonido.⁶

El transductor está constituido por una cerámica piezoeléctrica a la cual sobre sus caras se le ha depositado sendos electrodos. Estos consisten en finas capas (del orden de los 25 μm .) de plata, sobre los cuales son soldados conectores eléctricos. En la cara frontal de la cerámica se encuentra una capa de adaptación de impedancias, cuya función es realizar la adaptación entre las impedancias acústicas de la cerámica y del medio de propagación, de manera que haya una buena transferencia de potencia acústica entre ambos.

Sobre la cara trasera de la cerámica, hay un material absorbente llamado contra-masa, cuya función es bajar el factor de calidad

⁶ <http://gonzalodiaz.net/ultrasonido/>

del transductor, lo cual implica obtener respuestas temporales de menor duración u , lo que es lo mismo, obtener un gran ancho de banda en el dominio de frecuencias. Por otra parte, entre los conectores eléctricos se coloca un circuito de adaptación eléctrica.

2.3.2 Efecto piezoeléctrico

El efecto piezoeléctrico consiste en que al ejercer una presión sobre determinados cristales aparecen cargas eléctricas de signos opuestos en las superficies. Así, una de ellas queda cargada positivamente y la otra negativamente.

El transductor convierte la energía eléctrica proporcionada por el transmisor en energía mecánica y, a la inversa, recibe los ecos reflejados convirtiendo esta energía ultra sonora en señales eléctricas. Así, el transductor vibra cuando es estimulado mediante una diferencia de voltaje, emitiendo pulsos de ultrasonidos que contienen distintas frecuencias (amplitud de banda) a ambos lados de una frecuencia central (frecuencia natural o frecuencia de resonancia), que depende de la velocidad de propagación del material del transductor y de su espesor.

Los pulsos emitidos forman un haz tridimensional de ultrasonidos en cuyas características influye la interferencia de las ondas de presión, la curvatura del transductor y las lentes acústicas utilizadas para focalizar el haz. Los fenómenos de interferencia condicionan la existencia de un área cercana al transductor que es la que tiene utilidad en ultrasonografía. La longitud de la onda, que en el supuesto ideal debería ser lo más profundo posible, es mayor con transductores de diámetro grande y de frecuencia alta para una frecuencia dada, cuanto mayor sea el diámetro del transductor más profunda será la zona de Fresnel y, para un

diámetro fijo de la sonda, cuanto mayor sea la frecuencia más profunda será la zona. Las lentes de enfoque permiten corregir el ángulo de dispersión y modificar la profundidad de los campos proximal y distal del haz de ultrasonidos. El enfoque del ultrasonido mediante lentes acústicas contribuye, en definitiva, a reducir el diámetro del haz focalizándolo a una determinada profundidad.

Inicialmente los aparatos de ultrasonidos utilizaban sondas con un único elemento piezoeléctrico. Hoy en día se usan transductores compuestos por múltiples elementos (cada uno con sus propios electrodos).

2.3.2.1 Efecto piezoeléctrico inverso

El Efecto piezoeléctrico inverso se produce al aplicarse un campo eléctrico a ciertas caras de una formación cristalina, las mismas que experimentan distorsiones mecánicas, los iones de cada celda son desplazados por las fuerzas electrostáticas, produciéndose una deformación mecánica. La cantidad de carga que aparece es determinada por una característica del cristal es conocida como módulo piezoeléctrico, sin embargo aunque la carga es proporcional a la fuerza y al módulo, también es esencialmente independiente del grosor del cristal, temperatura y área en un amplio rango.

Existen limitaciones del efecto piezoeléctrico, los cambios en las dimensiones de un cristal son proporcionales al voltaje aplicado. Cada cristal posee su límite de voltaje máximo, al superar el mismo el módulo piezoeléctrico cae rápidamente. A su vez cuando los cristales van a

funcionar en altas temperaturas, deben ser calentados gradualmente, de lo contrario fallarán.

2.3.2.2 Materiales piezoeléctricos

El principal cristal utilizado es el cuarzo, este se obtiene a partir de cristales naturales. Posee excelentes características estabilidad térmica, química y eléctrica. Es muy duro y resistente al desgaste así como al envejecimiento. Este sufre interferencias en el modo de conversión (o sea cuando convierte energía eléctrica en energía acústica) y es el menos eficiente de los generadores de energía acústica. Requiere alto voltaje para su manejo a bajas frecuencias. Se debe emplear a temperaturas menores de 550 °C, pues por arriba de ésta pierde sus propiedades piezoeléctricas.

El cristal a base de sulfato de litio se considera como uno de los receptores más eficientes. Su principal ventaja es su facilidad de obtener una amortiguación acústica óptima lo que mejora el poder de resolución, no envejece y es poco afectado por la interferencia en el modo de conversión. Sus desventajas son que es muy frágil, soluble en agua y se debe emplear a temperaturas menores de 75 °C.

Las cerámicas polarizadas se obtienen por sintetización y se polarizan durante el proceso de fabricación. Se consideran como los generadores más eficientes de energía ultrasónica cuando operan a bajos voltajes de excitación. Prácticamente no son afectados por la humedad y algunos pueden emplearse hasta

temperaturas de 300°C. Sus principales limitaciones son: resistencia mecánica relativamente baja, en algunos casos existe interferencia en el modo de conversión, presentan tendencia al envejecimiento, poseen menor dureza y resistencia al desgaste que el cuarzo.

2.3.2.3 Elección del transductor

Se debe considerar:

- Clase de cristal.- Con la elección de cada clase de cristal se puede variar el poder resolutivo y la sensibilidad de los transductores.
- Diámetro del cristal.- Entre mayor sea el diámetro del cristal se obtiene una mayor profundidad de penetración, así mismo una mayor longitud en un campo cercano y una menor divergencia.
- Frecuencia.- Con la elección de una mayor frecuencia se obtiene mayor posibilidad para la identificación de discontinuidades pequeñas, mayor longitud de campo cercano, mayor poder resolutivo, menor profundidad de penetración y mínima divergencia.

2.3.3 Generación de ondas ultrasónicas

Un equipo para terapia ultrasónica consta básicamente de un generador de corriente eléctrica de alta frecuencia (1 MHz, 3 MHz) y de un transductor piezoeléctrico. La corriente es transmitida a través de un cable al transductor piezoeléctrico situado en el cabezal de tratamiento. Las variaciones de la corriente provocan deformaciones en el mencionado transductor piezoeléctrico, convirtiendo la corriente eléctrica en oscilaciones mecánicas. Las oscilaciones mecánicas del elemento

piezoeléctrico son transmitidas a la superficie del cabezal de emisión, generando así ondas ultrasónicas con frecuencia entre 1 y 3 MHz.

Cuando la onda ultrasónica pasa por un medio, por ejemplo el cuerpo humano, su intensidad disminuye por efecto de dos fenómenos: la absorción y la dispersión. Estos dos factores reducen la intensidad de la oscilación ultrasónica en una fracción constante por cm., de manera que a cierta profundidad bajo la superficie, la intensidad de la onda ultrasónica resulta ser la mitad. A tal profundidad se le denomina valor medio de penetración. El valor medio de penetración de los tejidos blandos varía según la frecuencia y por tanto a 1 MHz será substancialmente diferente al valor que tendría a 3 MHz.

El aire no transmite las ondas ultrasónicas, así pues, en el tratamiento con ultrasonidos se debe cuidar que entre el cabezal ultrasónico y la piel del paciente no halla aire. Para eliminar el aire entre el cabezal y la superficie cutánea se utiliza entonces un medio de acoplamiento (gel para ultrasonidos); sin embargo ningún líquido de acoplamiento asegura una transmisión perfecta de la energía ultrasónica. Para evitar los fenómenos de refracción, el tratamiento debe aplicarse cuidando que la mayoría de las ondas ultrasónicas viajen a lo largo de la normal (perpendicular a la superficie de la piel).

Los generadores de ultrasonidos permiten seleccionar una emisión continua o pulsada según el efecto biológico buscado durante el tratamiento.

2.4 Aplicaciones de las ondas ultrasónicas

2.4.1 Generalidades

Entre las aplicaciones más importantes de los ultrasonidos se citan:

- Los dispositivos de sonar (ecogoniómetro).
- Los detectores de grietas en los materiales metálicos.
- Las “líneas de retardo” ultrasónicas (utilizadas en las calculadoras electrónicas).
- En medidas de propiedades elásticas de los sólidos y de materias plásticas artificiales (como altos polímeros).
- En trabajos mecánicos de materiales extremadamente duros, donde el utensilio se sustituye por una cabeza radiante ultrasónica con una pasta abrasiva intermedia.
- En producción de emulsiones entre dos líquidos de densidad diferente mediante las irradiaciones de la superficie de separación.
- En la precipitación de partículas en suspensión, en un gas por efecto de la coagulación de las mismas que se produce por la acción de una intensa radiación ultra sonora.
- En bacteriología (destrucción de microorganismos) y en Medicina (curación de enfermedades del oído, neuritis, periartritis, artrosis y úlceras).

Además, se aplican en ciertos procedimientos metalúrgicos, como el refinado de los granos cristalinos durante el enfriamiento de las coladas fundidas, la ventilación de metales fundidos mediante irradiación por ultrasonido y la soldadura del aluminio mediante la irradiación ultrasónica de las superficies que se van a soldar, para eliminar la capa superficial de óxido. En otro enfoque en la

utilización de ultrasonido es en los procesos donde se quiere medir caudal.

2.4.2 Aplicaciones en Medicina

El uso de los ultrasonidos en Medicina es muy amplio y satisfactorio, este se divide en dos áreas: la terapia y el diagnóstico. La técnica más conocida es la ecografía, pero existen otras muchas como la litotricia, desinfección de herramientas, técnicas fisioterapéuticas entre otras.

Los principales tratamientos con ultrasonidos están contraindicados en las siguientes áreas:

- Zonas isquémicas.
- Trastornos de la sensibilidad.
- Inflamaciones agudas.
- Tumores.
- Abdomen en embarazo.
- Globos oculares, cerca de los oídos y cerebro.

Las principales ventajas del uso del ultrasonido en Medicina son:

- Se obtienen resultados inmediatos.
- Se tiene mayor exactitud al determinar la posición de las discontinuidades internas estimando sus dimensiones, orientación y naturaleza.
- Alta sensibilidad para detectar discontinuidades pequeñas.

- Alta capacidad de penetración, lo que permite localizar discontinuidades a gran profundidad del material.
- Buena resolución que permite diferenciar dos discontinuidades próximas entre sí.
- No requiere de condiciones especiales de seguridad.

Entre las limitaciones del ultrasonido se nos presenta:

- Baja velocidad de inspección cuando se emplean métodos manuales.
- Requiere de personal con una buena preparación técnica y gran experiencia.
- Dificultad para detectar o evaluar discontinuidades cercanas a la superficie sobre la que se introduce el ultrasonido.
- Requiere de patrones de calibración y referencia.
- Es afectado por la estructura del material.
- Alto costo del equipo.
- Se requiere de agente acoplante.

2.5 Métodos de formación de imágenes

Los dos métodos más importantes para la inspección por ultrasonido son el método de transmisión y el método eco-pulsado.

La principal diferencia entre estos dos métodos es que el método de transmisión involucra solo la medición de la atenuación de la señal, mientras que el método eco-pulsado puede ser utilizado para medir el tiempo de tránsito y la atenuación o disminución de la señal.

2.5.1 Método de transmisión

El método de transmisión el cual incluye tanto reflexión como transmisión, involucra solo la medición de la atenuación o disminución de señal. Este método también se utiliza para la detección de fallas. Los ecos de las fallas no son necesarios para su detección. El hecho de que la amplitud de la reflexión de una pieza de trabajo es menor que la de una pieza idéntica libre de fallas implica que la pieza tiene una o más fallas. La técnica para detectar la presencia de fallas por la atenuación de sonido es utilizada en los métodos de transmisión así como en los métodos eco-pulsados. La principal desventaja de los métodos de atenuación es que la profundidad de la falla no puede ser medida.

2.5.2 Método eco-pulsado

Es el más utilizado en inspecciones ultrasónicas, involucra la detección de ecos producidos cuando un pulso ultrasónico es reflejado por una discontinuidad o una interface en una pieza de trabajo. Este método es utilizado para detectar la localización de la falla y para medir espesores. La profundidad de la falla está determinado por el "tiempo de vuelo" entre el pulso inicial y el eco producido por la falla. La profundidad de la falla también se puede determinar por el tiempo relativo de tránsito entre el eco producido por una falla y el eco de la superficie de respaldo.

Las dimensiones de las fallas se estiman comparando la amplitud de la señal del sonido reflejado por una interface con la amplitud del sonido reflejado desde un reflector de referencia de tamaño conocido o por una pieza de respaldo que no contenga fallas.

Los principales modos de diagnóstico de eco-pulsado son los siguientes:

- Modo A.- Sistema de eco pulsado compuesto por un generador, que simultáneamente estimula el transmisor y el generador de barrido, y un receptor, que recoge los ecos devueltos.
- Modo B.- Sistema que representa el poder de penetración de un objeto mediante escala de grises. A mayor profundidad mayor brillo se obtiene.
- Modo M.- Se utiliza para registrar movimientos de estructuras, fundamentalmente del corazón. Un registro de tiempo-posición representa como varía una línea de eco A en función del tiempo.
- Técnicas de Doppler.- Estas técnicas basadas en el efecto Doppler han permitido evoluciones de las imágenes ecográficas, desde la adición del color a las representaciones en 3D y tiempo real (4D).

2.5.2.1 Modo A

En el modo A la sonda se mantiene fija y el equipo registra la amplitud de los ecos que provienen del paciente. Estos ecos que retornan se muestran en pantalla como una serie de señales indicadoras. La distancia entre estas son proporcional a la distancia que existe entre las interfaces exploradas y la altura de cada señal es proporcional a la intensidad del eco.

La principal finalidad del modo A consiste en medir la profundidad de interfaces y detectar su separación con exactitud.

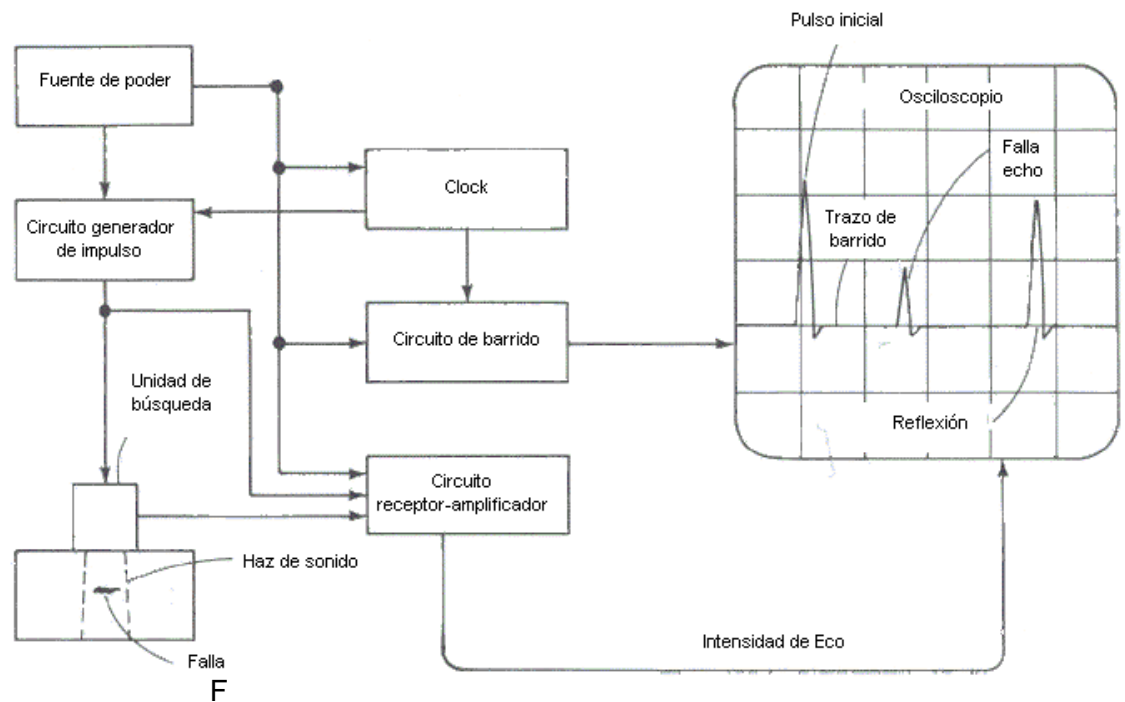


Figura 2.4 Imagen que muestra un arreglo de escaneo tipo A.⁷

2.5.2.2 Modo B

Es básicamente una gráfica de tiempo versus distancia, en el cual un eje ortogonal en el desplegado corresponde al tiempo transcurrido, mientras que el otro eje representa la posición del transductor a través de una línea sobre la pieza de trabajo relativa a la posición del transductor al inicio de la inspección.

La potencia del eco no modula la señal de la pantalla en amplitud, sino en brillo (bright). La pantalla muestra una línea sobre el eje, cuyo brillo en cada punto, es decir, en

⁷ <http://monografias.com/trabajos60/inspeccion-ultrasonido-materiales/inspeccion-materiales2.sshhtml>

cada instante, depende de la potencia de la señal recibida. Un eco recibido en cierto instante de tiempo se verá como un punto brillante en la abscisa correspondiente a dicho instante en el eje de tiempos. Esto libera el eje vertical de la pantalla, que puede ser utilizado para mostrar otra información. El eje a lo largo de la dirección del haz sigue correspondiendo a la profundidad de penetración en distancia, pero el eje perpendicular al haz también mostrará distancias, haciendo coincidir la dirección del haz en la pantalla con la dirección real del haz de ultrasonidos dentro del cuerpo. El transductor controlado manualmente, se va moviendo para barrer un plano del cuerpo, mientras unos sensores de posición detectan el ángulo y el desplazamiento del haz de ultrasonidos con respecto a una referencia. Se dibuja en la pantalla el haz con ese ángulo y ese mismo desplazamiento, obteniéndose así una imagen 2D del plano barrido.

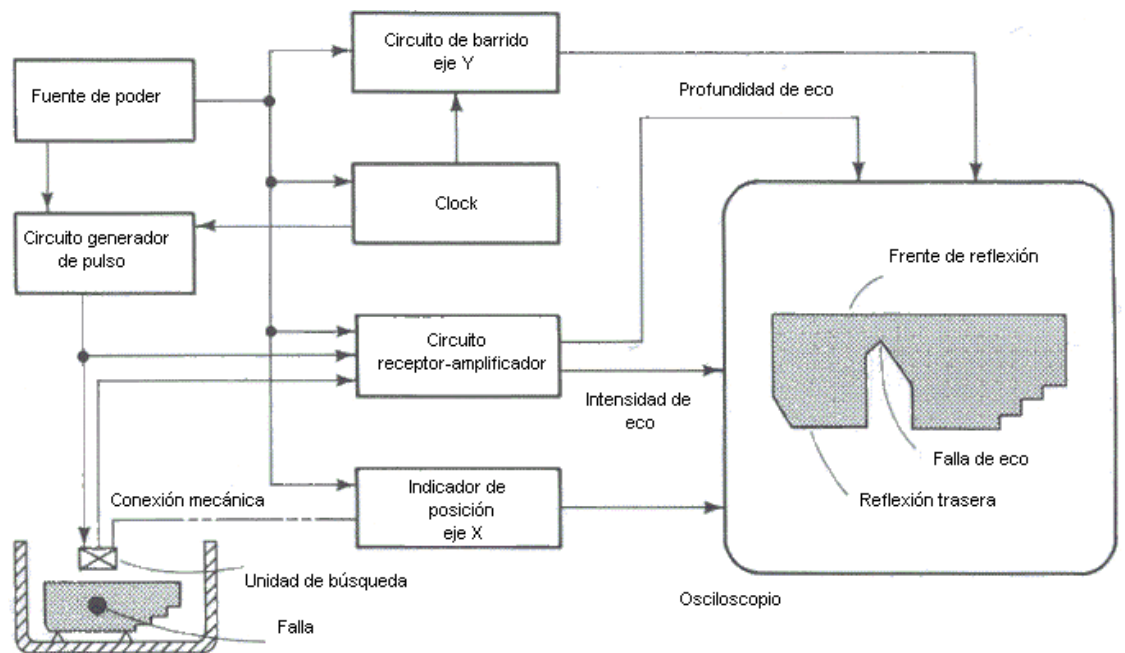


Figura 2.5 Imagen que muestra un arreglo de escaneo tipo B.⁸

2.5.2.2.1 Modo B lineal

Para poder ver en la pantalla una imagen completa y no una línea de osciloscopio como en el modo A, se desarrolló un transductor lineal, el cual consiste de una fila de cristales alineados en forma recta, donde cada cristal es responsable de una línea. Todos los cristales están en contacto con la piel del paciente. Así, mientras más cristales existan, la imagen tiene mayor definición. Usualmente existen arreglos de 64 cristales.

⁸ <http://monografias.com/trabajos60/inspeccion-ultrasonido-materiales/inspeccion-materiales2.sshhtml>

2.5.2.2.2 Modo B sectorial

En este modo, el transductor tiene un solo cristal, el cual va acoplado a un motor que lo hace barrer un sector circular; de ahí el nombre. En un instante el cristal emite el tren de ondas y en otro instante recoge los ecos.

2.5.2.2.3 Modo B convexo

El transductor presenta una variedad del arreglo lineal con los cristales dispuestos en forma convexa y fija para producir una imagen sectorial.

2.5.2.2.4 Modo B tiempo real

En esta configuración, el haz de ultrasonidos efectúa periódicamente un barrido del plano en exploración, movido por medios mecánicos o electrónicos, modificando tan sólo el ángulo de orientación del transductor. Un barrido completo a lo largo de un plano sobre una imagen consiste en varias líneas espaciadas regularmente, que parten desde la posición de la sonda hacia diferentes orientaciones, barriendo una determinada región. Para rellenar los huecos que puedan quedar entre líneas adyacentes de la imagen, se utiliza la interpolación y la combinación de barridos sucesivos.

El término tiempo real hace referencia a la capacidad de generar imágenes 2D a tasas

superiores a cinco imágenes por segundo. Debido a la alta velocidad del sonido en los tejidos es posible en la práctica alcanzar tasas de hasta 40 imágenes por segundo con un dispositivo de este tipo. La región del plano de exploración barrida y visualizada por la sonda se denomina campo de visión. El campo de visión viene determinado por la profundidad de penetración de los ultrasonidos y por el número de líneas de imagen y el espaciado entre ellas. La profundidad de penetración, el número de líneas en cada imagen y la tasa de imágenes por segundo están relacionados entre sí. El producto de estos tres términos es constante. Por tanto, visualizar un mayor número de líneas supone reducir la tasa de imágenes por segundo para la misma profundidad de penetración.

2.5.2.3 Técnica M

El modo M permite analizar en forma gráfica las superficies que están en movimiento. La sonda permanece fija sobre la piel y se dirige el haz ultrasónico hacia la estructura móvil. Los haces de ultrasonido se orientan en una única dirección. Los ecos recibidos se muestran en pantalla como líneas moduladas en brillo frente al tiempo. Las líneas correspondientes a pulsos consecutivos, se visualizan una junto a otra formando una imagen 2D que muestra cómo van variando las posiciones de las interfaces con el tiempo. En modo M, el eje X es un eje de profundidad y el eje Y es un eje temporal que puede ser usado para medir el tiempo entre dos latidos

sucesivos. Es útil para visualizar las contracciones del corazón y los movimientos de los órganos.

2.5.2.4 Ecografía Doppler

La ecografía Doppler o simplemente eco-Doppler, es una variedad de ultrasonido en la que, empleando el efecto Doppler, permite evaluar las ondas de velocidad de flujo de ciertas estructuras del cuerpo, por lo general vasos sanguíneos y que son inaccesibles a la visión directa. La técnica permite ubicar si el flujo es en dirección hacia la sonda o si se aleja de ella, así como la relativa velocidad de dicho flujo. Este efecto es apreciable cuando las posiciones relativas del emisor y el receptor son variables. Mediante el cálculo de la variación en la frecuencia del volumen de una muestra en particular, se puede determinar y visualizar su velocidad y dirección. La impresión de una ecografía tradicional combinada con una ecografía Doppler se conoce como ecografía duplex.

Fundamentado en los principios del efecto Doppler, la ecografía Doppler estudia el cambio en la frecuencia recibida desde un receptor fijo, en relación a una fuente emisora en movimiento acoplado a ultrasonido con una frecuencia determinada (f_e), desde un transductor hacia una columna de partículas sanguíneas en movimiento, la diferencia entre la frecuencia emitida y la reflejada se llama frecuencia Doppler (F_d), proporcional a la velocidad de flujo sanguíneo (V_{sang}) y expresada en la fórmula:

$$V \cdot \cos\alpha = V_{\text{sang}}$$

Donde:

$\cos\alpha$: ángulo de insonación

V_{sang} : velocidad del flujo sanguíneo

Por lo tanto

$$F_d = 2F_e \cdot V \cdot \cos\alpha = V_{\text{ultra}}$$

El eco-Doppler tiene particular utilidad en los estudios cardiovasculares y es esencial en muchas áreas distintas. Aunque la eco cardiografía 2D produce imágenes muy precisas, nada dice acerca de los flujos o del volumen de sangre. Por esta razón, los fabricantes de eco cardiógrafos pronto incorporaron a sus equipos la tecnología Doppler para determinar el flujo sanguíneo. Esta tecnología está basada en el efecto Doppler que se define como el "cambio de la frecuencia de una emisión de sonido (o de luz) que tiene lugar cuando la fuente emisora se aleja o se aproxima". Si la fuente se aproxima, el sonido se hace más agudo o la luz más azul (la frecuencia aumenta) y si se aleja, el sonido se hace más grave o la luz más roja, (la frecuencia disminuye). El Doppler cardíaco mide la velocidad de la sangre en el corazón o los grandes vasos basándose en este principio. Los ultrasonidos utilizados para la generación del efecto Doppler pueden ser continuos o pulsados.

2.5.2.4.1 Técnica Doppler pulsado

En el Doppler pulsado, un único cristal de ultrasonidos emite un pequeño impulso ultrasónico y espera un tiempo para recoger el eco. Aunque el sonido emitido es omnidireccional, la energía del transductor sigue una dirección preferente con una energía menor a medida que el impulso se aleja. Se emiten pulsos cortos de ultrasonido a intervalos regulares, lo que permite localizar la señal Doppler dentro del haz a una profundidad concreta, proporcional al tiempo que tarda en recibirse el eco. Por lo tanto, si se descartan todos los datos, excepto los que están limitados por dos valores energéticos, la información que se llega se refiere a un volumen, llamado volumen de muestra.

Las principales ventajas del Doppler pulsado sobre la variedad de onda continua es que se obtiene información de la distancia (el tiempo entre la transmisión y recepción de los impulsos puede ser convertida en una distancia sabiendo la velocidad del sonido).

El Doppler pulsado presenta dos grandes limitaciones: en primer lugar la desviación Doppler es proporcional al coseno del ángulo que forma el haz ultrasónico y el flujo sanguíneo. Si el haz es paralelo al flujo de sangre, el ángulo es cero y el coseno 1, de manera que la desviación Doppler representa verdaderamente la velocidad de la

sangre. Con otros ángulos, esta premisa ya no es cierta.

En segundo lugar, la máxima velocidad del flujo que puede medirse viene determinada por la frecuencia con la que el cristal emite un pulso, llamada frecuencia de repetición de pulso (FRP) y por la profundidad a la que se encuentra el volumen de muestra. A frecuencias bajas, el volumen de muestra es pequeño por lo que la posibilidad de encontrar anomalías en la velocidad y dirección es escasa.

A frecuencias mayores puede ocurrir que un segundo impulso sea emitido antes de que el eco del primero haya llegado de retorno al transductor. Por otra parte, cuando mayor sea la profundidad a la que se encuentra la muestra, más tiempo tarda el eco en volver, por lo que puede ocurrir que la señal de retorno sea interferida por un nuevo impulso antes de que pueda ser captada por el transductor.

Estos sistemas están limitados por el tiempo finito de propagación de los ultrasonidos en el tejido. Este hecho se traduce en que la frecuencia de repetición de los pulsos estará limitada por la profundidad de exploración, ya que el tiempo entre dos pulsos t_r debe ser tal que:

$$t_r \text{ m\u00ednimo} > \frac{2d_{\text{max}}}{c}$$

Donde:

t_r : tiempo entre pulsos

d : profundidad de medici\u00f3n

c : velocidad de propagaci\u00f3n en el medio

Entonces la frecuencia ser\u00e1:

$$f_r \text{ m\u00e1ximo} < \frac{c}{2d_{\text{max}}}$$

Donde:

f_r : frecuencia de repetici\u00f3n

d : profundidad de medici\u00f3n

c : velocidad de la luz

Adem\u00e1s, teniendo en cuenta el teorema de Nyquist sobre la frecuencia de muestreo, debemos tener en cuenta la expresi\u00f3n:

$$f_r > 2f_{dmax}$$

Donde:

f_r : frecuencia de repetición

f_{dmax} : frecuencia máxima de ultrasonido

Por tanto, entre dos pulsos emitidos sucesivamente debe intercalarse un intervalo de tiempo suficiente, que es el que necesita un impulso ultrasónico para atravesar el tejido hasta el punto de medición deseado y regresar.

Esta limitación de la frecuencia de repetición f_r depende de la profundidad de medición $d_{máx}$, y limita por tanto la máxima variación de flujo sanguíneo $V_{máx}$ que se puede captar.

2.5.2.4.2 Técnica Doppler continuo

En el Doppler continuo, Los dispositivos de ondas continuas transmiten un haz de ultrasonido continuo, de manera que la transmisión del sonido y recepción de la información ocurren simultáneamente en el transductor. El Doppler continuo puede considerarse como un Doppler pulsado de frecuencia infinita. Sin embargo aunque la ecografía de onda continua permite determinar la dirección del flujo estudiado, tiene la limitante de no poder determinar la profundidad a la que ocurre el movimiento. No es selectivo con la profundidad, con lo que cualquier

elemento móvil que se encuentre en la trayectoria del haz ultrasónico contribuye a la variación de la frecuencia. Esta modalidad no es útil para distinguir flujos laminares de flujos turbulentos, pero en cambio es muy útil para determinar altas velocidades. La señal Doppler se representa de modo sonoro o en un registro en modo M.

Normalmente se utilizan dos canales para poder distinguir las desviaciones de frecuencia Doppler motivadas por las distintas direcciones del flujo, ya sea alejándose o acercándose al transductor, que combinados a través de algún circuito específico, como los de cuadratura en fase, proporcionan señales de salida separadas en función de la dirección del flujo. Tras la detección, la información viene superpuesta a la onda emitida, como un rizado sobre dicha onda.

Las señales de salida, pasan a través de un filtro paso alto, con límite entre 500 y 1.000 Hz. Así se eliminan los ecos de las estructuras estáticas o del movimiento de las paredes cardíacas. Con este filtrado se extrae el rizado de la señal. Además se utiliza un filtro paso bajo que elimina las componentes de ruido. La frecuencia límite está entre los 18 y 20 KHz.

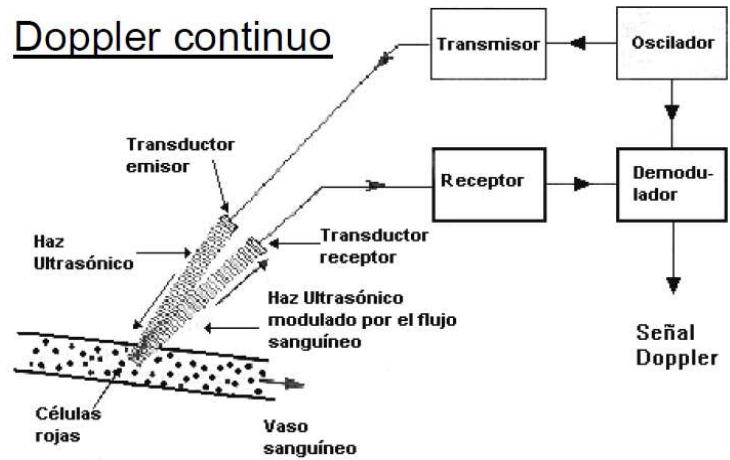


Figura 2.6 Esquema Doppler continuo ⁹

2.5.2.5 Ecogramas 3D Y 4D

2.5.2.5.1 Ecografía 3D

Es factible a partir de las imágenes digitales de equipos con gran capacidad de memoria y transductores de doble dimensión. Los avances tecnológicos y la optimización de los programas de procesamiento vectorial de la información recogida permiten la difusión de estos equipos.

2.5.2.5.2 Ecografía 4D

Incorpora un registro temporal del evento de manera tal de poder analizar los movimientos de la estructura en estudio, utilizando algoritmos cada vez

⁹ <http://www.iqb.es/diagnostico/us/tee/tee02.html>

más complejos y equipos muy potentes. Los Eco 3D y 4D poseen filtros de impedancia acústica que permiten eliminar los ecos que provienen de interfaces o regiones que no interesa ver y eso hace que la imagen obtenida sea mucho más nítida y se aproxima a la realidad.

CAPÍTULO 3

3.MODO A

3.1 Principios Básicos

Los equipos de ultrasonido en modo A fueron los precursores de la instrumentación moderna para la visualización de imágenes. Actualmente el modo A se utiliza en oftalmología para la medición de distancias a lo largo del eje óptico con buena resolución.

Con el Modo A, los ecos de retorno se visualizan como una serie de picos en un gráfico de diferentes alturas en función al tiempo; cuanto más elevada sea la intensidad del sonido de retorno, más alto es el pico a esa profundidad de tejido.

Mientras el impulso ultrasónico viaja a través del objeto que se estudia, mínimas partes de energía son reflejadas y dispersadas por sus zonas limítrofes; además no se sabe la dirección exacta de la que vino el eco y no se sabe la forma del objeto que generó el eco. La mayor parte de la onda continua viajando a través del medio.

La energía del impulso eléctrico que regresa al transductor se convierte en una señal eléctrica y después de su amplificación y procesado se traduce en las deflexiones verticales (picos) del osciloscopio; de esta forma, los ecos de las zonas más profundas aparecen como deflexiones verticales cada vez más pequeñas a lo largo de la línea del osciloscopio.

3.2 Captura de imágenes

En el Modo A, el haz de ultrasonido es dirigido en una dirección única dentro del cuerpo. El receptor detecta la envolvente de los ecos y realiza el acondicionamiento sobre ésta, tras lo cual es visualizada en un osciloscopio como un desplazamiento vertical a lo largo de un eje horizontal. El valor de desplazamiento vertical es una medida de la amplitud del eco; de ahí el término modo A (de amplitud). La posición del eco a lo largo del eje horizontal es una medida del tiempo que tarda el eco en regresar desde que se transmitió el pulso y, por tanto, una medida de la profundidad a que se encuentra la interfaz que creó el eco, calculada a través de la expresión:

$$x = c \cdot t$$

Donde:

c : velocidad de fase

t : retardo

Por lo tanto, los ecos reflejados de estructuras profundas son considerablemente más débiles que las estructuras más cercanas debido al amortiguamiento.

La ventaja del modo A es que proporciona información sobre la posición de las irregularidades del tejido de forma rápida con un equipo sencillo. La desventaja es que es unidimensional.

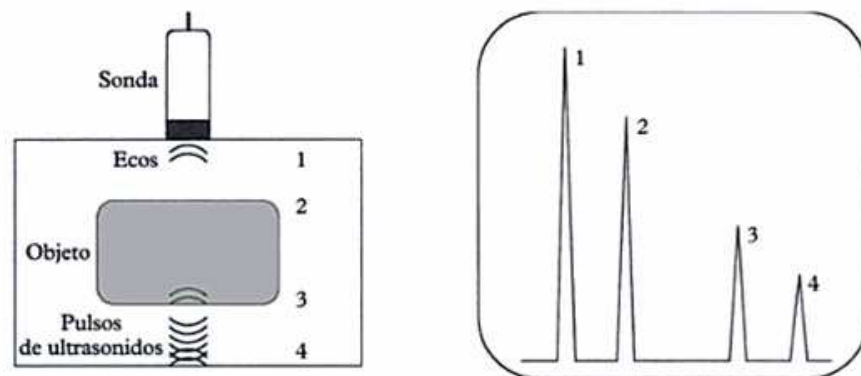


Figura 3.1 Modalidad o modo A ¹⁰

Cuando la onda del haz ultrasónico pasa a través de objetos de diversa consistencia y dureza, se ve reflejado como pulsos de diferentes amplitudes, dependiendo del material del que se trate. La distancia

¹⁰ <http://www.slideshare.net/fhcatgo/diagnostico-por-imagenes-i>

entre estos puntos puede ser medida exactamente dividiendo la velocidad del sonido en el tejido entre dos veces el tiempo del recorrido.

Un uso común de una unidad de ultrasonido modo A es la medición de la línea media craneana, para pacientes de trauma y del movimiento para las lesiones totales intracraneales.

Si los pulsos provenientes del ultrasonido fueran desplazados al lado derecho o al lado izquierdo, sugeriría una alta probabilidad de una lesión total, tal como una hemorragia subdural, epidural o intracraneal.

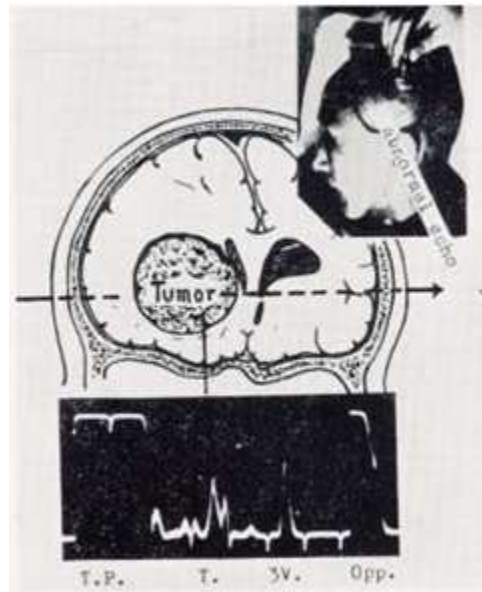


Figura 3.2 Tumor de cerebro en el lóbulo frontal derecho, se puede ver que el pulso que corresponde a la línea media del cráneo, no está en el centro, sino que está movido hacia un lado.¹¹

¹¹ <http://Medicina4.tripod.com/apuntes/ultrasonido-modoa.html>

CAPÍTULO 4

4. DISEÑO DE UN CIRCUITO GENERADOR DE MODO “A”

4.1 Generalidades de un ecógrafo en modo “A”

Para el desarrollo de este capítulo se usó la información de un equipo de ultrasonido, marca ADR, Modelo 2140.

El transductor sectorial funciona a una frecuencia de 3.5Mhz y sólo tiene un cristal, el cual está montado en un pequeño tambor que es rotado de atrás hacia adelante por un motor eléctrico, formando un arco de 60°.

La imagen en modo A se presenta como un barrido vertical en el lado izquierdo de la pantalla en escala de grises, a una tasa de 20 muestras por segundo que pueden ser congeladas para un mejor análisis de la imagen. De igual manera, se puede escoger la profundidad de penetración del eco entre 10, 15 y 20 cm; se puede seleccionar entre 4 compresiones de video y la compensación de ganancia en el tiempo (TGC).

Básicamente consiste de un gabinete de control, transductor y el cable de conexión; este modelo no tiene monitor.

El ecógrafo tiene 8 partes principales:

- Fuente de Poder.- Tiene un voltaje de entrada de 100-240 V, 48-66 Hz, monofásico y provee voltajes de $\pm 5V$, $\pm 8V$, +12V, $\pm 15V$, +60V, para el funcionamiento de todos los circuitos.
- Control de Adquisición/Display.- Controla la adquisición y almacenamiento dentro de la memoria de la información del ultrasonido. También desarrolla las señales de Clock que sincronizan las otras funciones en el ecógrafo.
- Procesamiento Análogo y de Video.- Es la parte de Adquisición que genera el pulso que envía el transductor y procesa el pulso de retorno (eco). El pulso de retorno al ser débil, es amplificado, pasa por un circuito de compensación de ganancia en el tiempo (TGC), filtrado, para detectar una señal de video que luego el bloque Adquisición convertirá en digital y así poderla almacenar en memoria.
- Control Analógico.- Se comunica con el bloque Adquisición y Display. La sección de Adquisición procesa la información de la posición del transductor y la envía a Control de Adquisición/Display. La sección de Display desarrolla los barridos en X y Y para el arco de 60° que aparece en la pantalla del monitor.
- Memoria de Video.- La entrada de esta tarjeta es la señal de video analógica que representa la fuerza del eco de retorno. Esta señal es convertida a una serie de 4bits o pixeles, los mismos que son almacenados en una matriz, en uno de los dos bancos de memoria. El banco controlado por Adquisición almacena la información entrante, mientras que el banco controlado por Display interpreta los pixeles de información; cada vez que se llena el banco de Adquisición una señal externa barre la memoria de los bancos para mantenerlos actualizados.

- Calipers.- Genera las señales usadas para mediciones de distancias en el arco de 60° y en la presentación del Modo A. Contiene la circuitería necesaria para: seleccionar entre los diferentes barridos de X y Y para los 4 modos de display, mover los 2 puntos del cursor vertical y horizontalmente en la imagen, generar la distancia numérica interpretada, generar la escala de grises en X, el barrido en Y y los 4 bits de escala de grises.
- Transductor.- El transductor del cristal recibe pulsos eléctricos sincrónicos de la sección de Adquisición. El cristal convierte estos pulsos en ondas de sonidos por medio del efecto piezoeléctrico. Estas ondas son propagadas en el cuerpo humano, donde son reflejadas por las capas de tejido humano. Las ondas reflejadas golpean el cristal y son convertidas en señales eléctricas gracias al efecto piezoeléctrico inverso. Estas señales de video son enviadas al bloque de Adquisición para ser procesadas.
- Sistema de Interconexión.- Provee un número de circuitos para conectar el chasis y el panel frontal a las diversas placas.

4.2 Diagrama de bloques

Un Ecógrafo en Modo A consta de los siguientes bloques:

- Fuentes De Poder: La fuente de poder provee todos los voltajes operativos a todos los circuitos del ecógrafo. Proporciona voltajes regulados de $\pm 5V$, $\pm 8V$, $+12V$, $\pm 15V$, $+60V$.
- Panel Frontal: Permite encender el ecógrafo y el motor del transductor, habilitar el modo A, calibrar y manejar la penetración del transductor y modificar la imagen del monitor.
- CPU: Es la memoria principal del ecógrafo, encargada de enviar los pulsos de reloj a los diferentes circuitos. Genera los caracteres

para la representación de la imagen. Maneja las señales de calibración.

- Transductor Sectorial: Convierte los pulsos generados en el bloque Procesador de Pulsos, en ondas mecánicas. Las ondas reflejadas las convierte en impulsos eléctricos; este proceso ocurre 120 veces por cada barrido de 90°.
- Control Analógico Sectorial: Manda la señal de inicio de operación al motor del transductor. Controla la rotación y adquisición del cristal del transductor.
- Procesador de Pulsos: Genera los pulsos que se van a enviar al transductor. Se activa cuando en el panel de control se selecciona el modo sectorial. Recibe la señal reflejada en el transductor, la amplifica y analiza para representarla en el monitor. Modifica la señal del transductor, ya sea amplificándola, reduciéndola, balanceándola, de acuerdo a lo selección en el panel frontal.
- Composición Generador De Video: Convierte la señal analógica proveniente del Procesador de Pulsos, en una señal digital para poder observarla en el monitor.
- Monitor: Permite visualizar la imagen representada de los ecos en forma de pulsos del modo A.

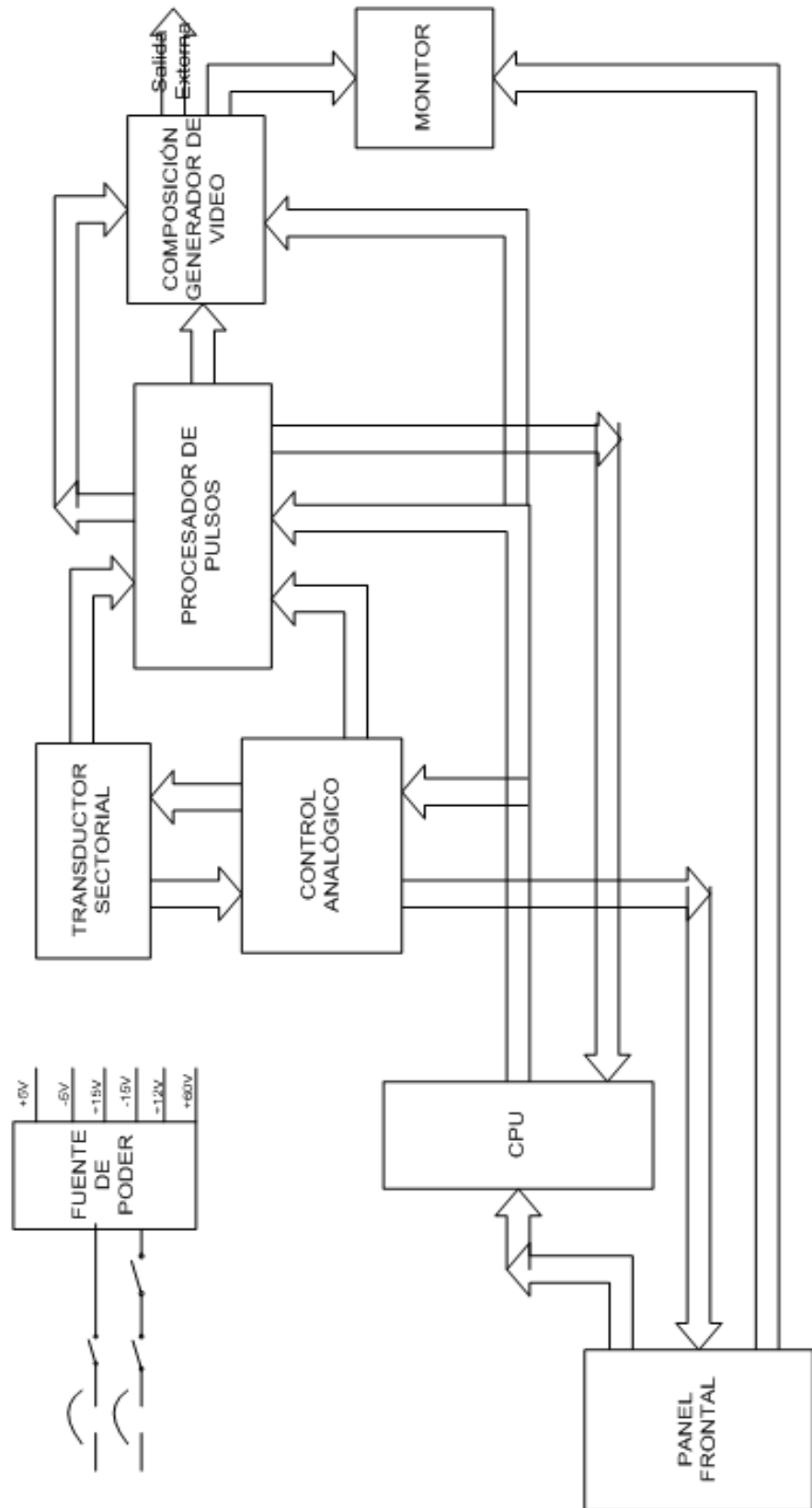


Figura 4.1 Diagrama de bloques de un ecógrafo en Modo A

4.3 Diseño de un circuito básico

Un instrumento en modo A hace uso del hecho de que la velocidad del ultrasonido en tejidos suaves es aproximadamente constante (1540 m/s). Esto significa que el tiempo de recorrido de un pulso desde el transductor hasta el reflector y de regreso al transductor puede ser usado como una medida de la profundidad del reflector.

El generador de pulsos de sincronismo asegura que todas las secciones del instrumento funcionen en el instante correcto ya que éste produce pulsos que serán utilizados para manejar el transductor al mismo tiempo que la base de tiempo para el osciloscopio es activada. La duración de estos pulsos es de 500 ns; los pulsos ultrasónicos generados por el transductor a una frecuencia de repetición de 1 KHz son dirigidos hacia el interior del cuerpo, y viajan con una velocidad promedio de 1540 m/seg.

Las señales reflejadas por las interfaces de tejido son convertidas en señales eléctricas por el transductor para luego ser enviadas hacia el amplificador de radiofrecuencia. Las señales recibidas son usualmente muy débiles en comparación con las señales transmitidas debido al hecho de que las señales transmitidas son atenuadas en el tejido y reflejadas (en la mayoría de las veces) por un reflector débil. El amplificador de radiofrecuencia incrementa la amplitud de los ecos a niveles útiles. El incremento en la amplitud de los ecos es proporcional a la señal de ganancia compensada en el tiempo.

En la Figura 4.2 se muestra el circuito del generador de pulsos de sincronismo, para el cual usamos un LM555, el cual tiene la función de sincronizar el sistema ultrasónico a una frecuencia de repetición de 1Khz y se dispara automáticamente cuando la alimentación es proporcionada.

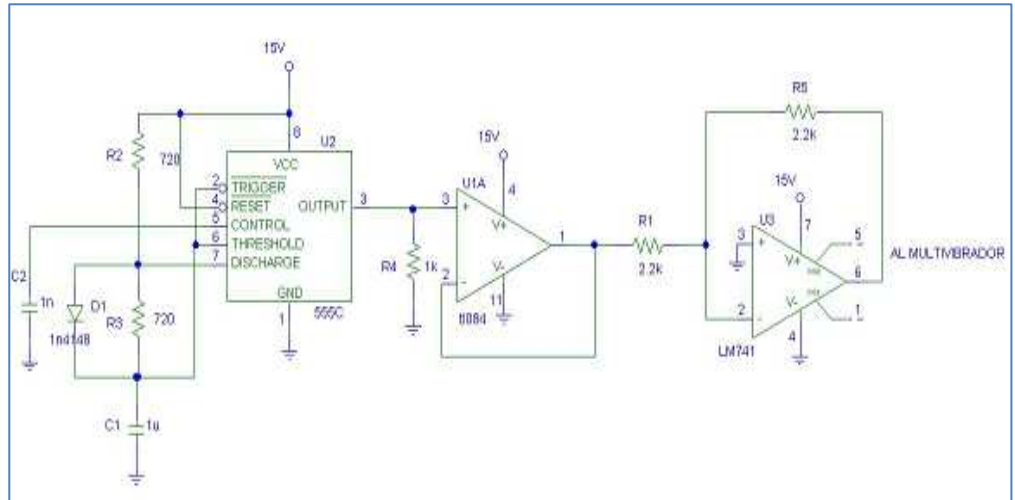


Figura 4.2 Generador de pulsos de sincronismo

En la Figura 4.3 se muestra el multivibrador monoestable de un solo disparo, el cual recibe la salida del generador de pulsos de sincronismo para formar pulsos de corta duración y así poder generar paquetes ultrasónicos lo mas pequeños posibles.

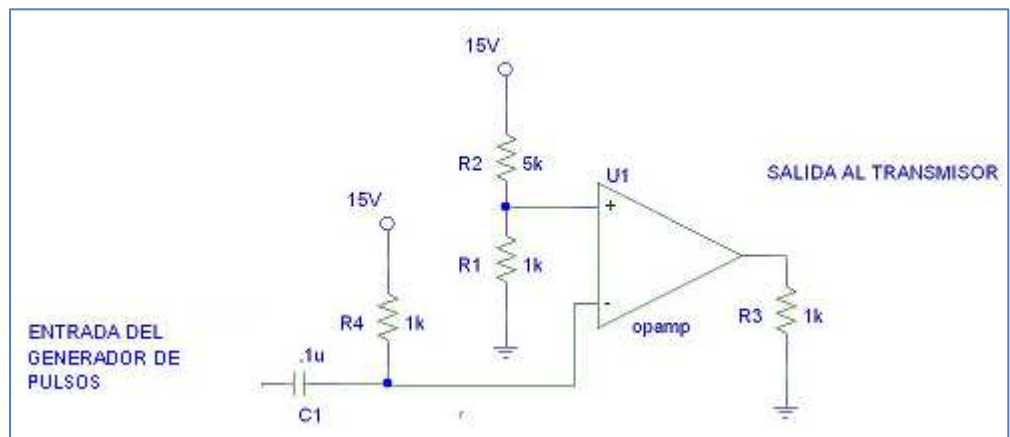


Figura 4.3 Multivibrador monoestable de un solo disparo

La Figura 4.4 muestra la simulación del circuito generador de pulsos de sincronismo y el circuito multivibrador. Se puede apreciar que cada flanco de los pulsos de sincronismo genera una señal de mínima duración para poder enviar la señal eléctrica de alto voltaje al transductor.

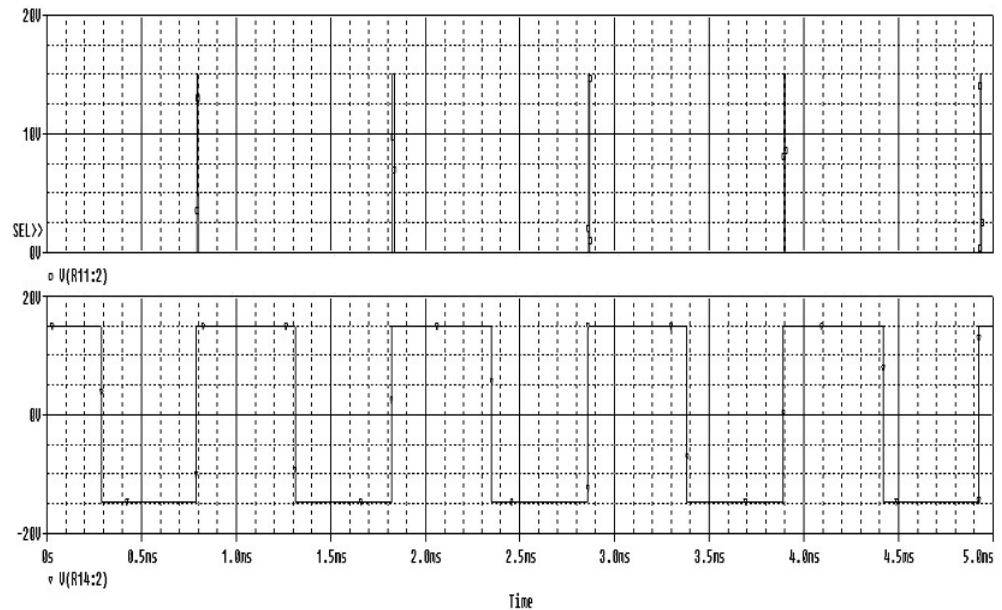


Figura 4.4 Simulación del generador del pulsos de sincronía y del circuito multivibrador monoestable de un solo disparo

En la Figura 4.5 se muestra el circuito transmisor-excitador, el mismo que recibe pulsos de pequeña duración y una entrada de 350 V. Estos pulsos van a controlar la compuerta del rectificador controlador de silicio (SCR), el cual permite la descarga del alto voltaje sobre el transductor. Entre el circuito integrado 74LS122 y el SCR fue necesaria una etapa de acoplamiento, la cual proporciona al pulso el alto voltaje y la corriente necesaria para accionar el SCR. El SCR debe cerrarse para permitir la carga del capacitor con el alto voltaje y para la descarga se usa otro SCR en paralelo. Este funcionamiento está regulado por una constante de tiempo de un arreglo RC para optimización del circuito.

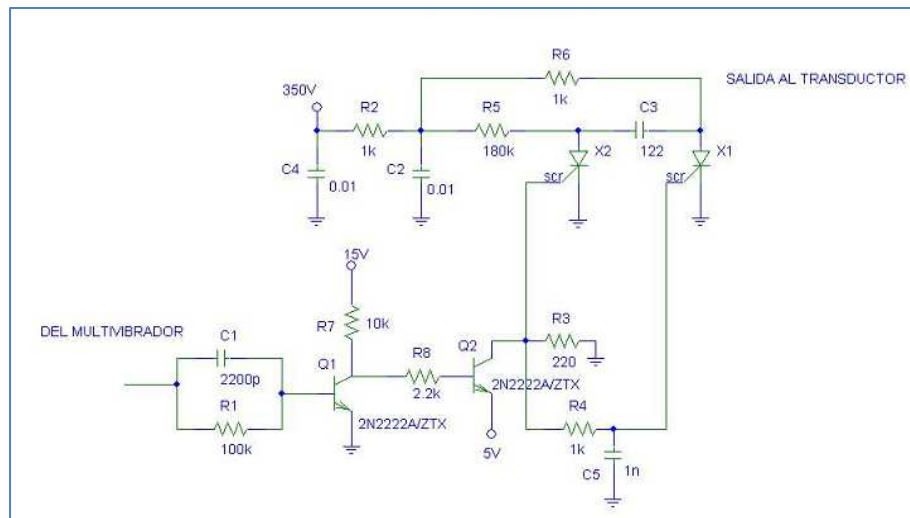


Figura 4.5 Transmisor-excitador

En la figura 4.6 se muestra la simulación del circuito transmisor-excitador. Podemos observar la señal proveniente del multivibrador con amplitud 15 V. y los pulsos de alto voltaje (350 V.) que serán enviados al transductor.

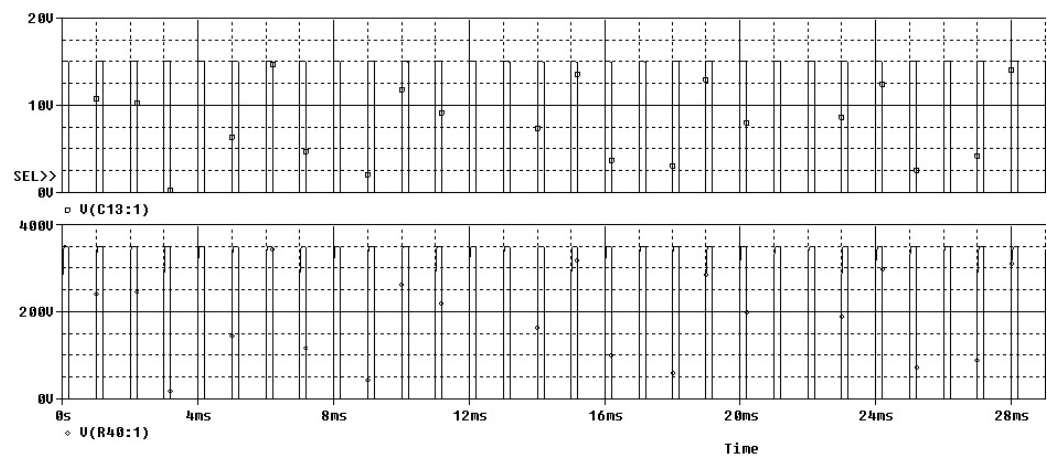


Figura 4.6 Simulación del circuito transmisor-excitador

En la Figura 4.7 se muestra el circuito limitador. Éste circuito restringe la señal proveniente del transductor al estar debajo o arriba de un valor específico (punto de ruptura). La señal de salida es proporcional a la entrada por debajo o por arriba de este punto de ruptura y permanece constante para entradas por arriba o por debajo de este valor.

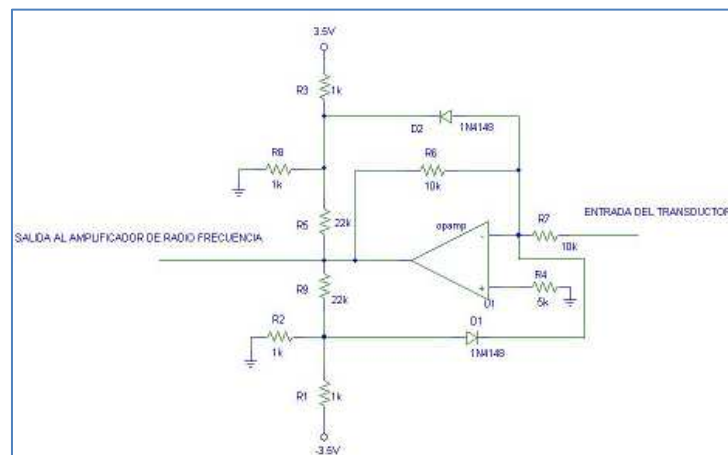


Figura 4.7 Limitador

La Figura 4.8 muestra el circuito de compensación de ganancia en el tiempo (TGC). Utilizamos un AD604 para dar mayor amplificación a los componentes de bajas frecuencias, entre menos sea la frecuencia (más profundidad en los tejidos) mayor será el nivel de amplificación.

El AD604 ofrece una respuesta de 1dB/cm/Mhz en amplificaciones, presentando una respuesta lineal en dB.

Este circuito no se pudo simular ya que no existe en las librerías de PSpice pero se investigó sobre su funcionamiento y únicamente varía respecto al AD603 en que trabaja con mayores frecuencias, es decir está creado específicamente para aplicaciones en ultrasonido.

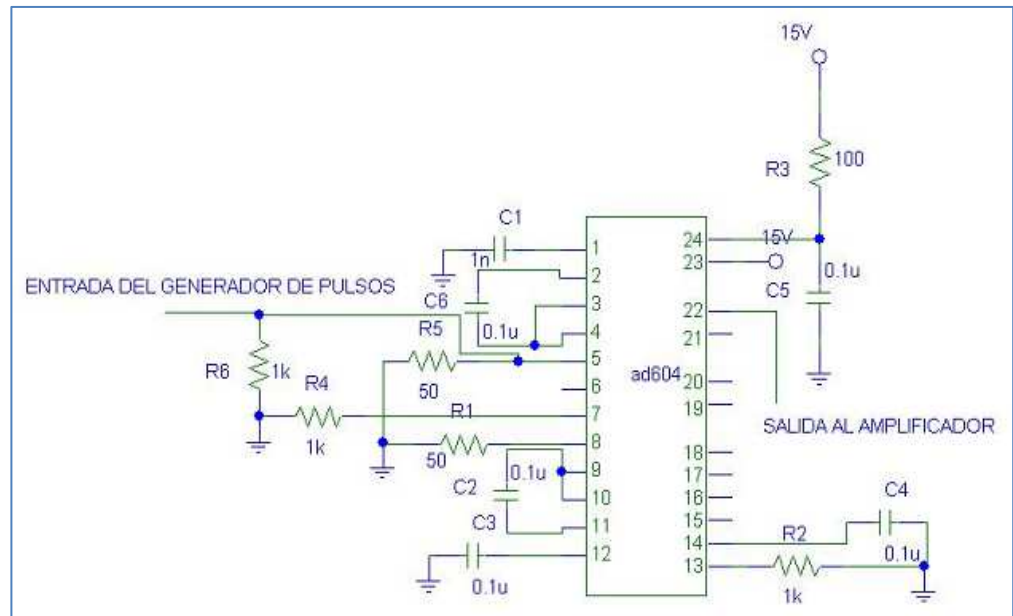


Figura 4.8 Circuito de ganancia compensada en el tiempo

En la Figura 4.9 se muestra el Amplificador de radiofrecuencia. Este módulo debe proporcionar una salida de voltaje proporcional al producto de una señal moduladora (señal proveniente del circuito de ganancia compensada en el tiempo) y otra portadora (señal producida por el circuito limitador).

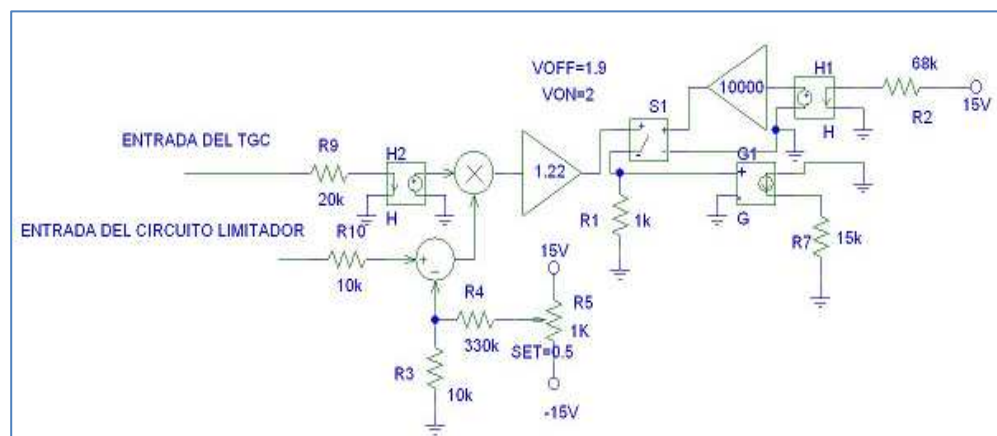


Figura 4.9 Amplificador de radiofrecuencia

La Figura 4.10 muestra la simulación del circuito limitador y del amplificador de frecuencia. Asumimos una señal V_i proveniente del transductor y podemos observar la señal V_1 que es V_i invertida luego de pasar por el circuito limitador.

Dado que TGC no se pudo simular, asumimos una señal de entrada tipo rampa para considerar qué sucede cuando los valores crecen, decrecen y cuando es cero. La señal V_{out} presenta la salida del circuito amplificador de frecuencia.

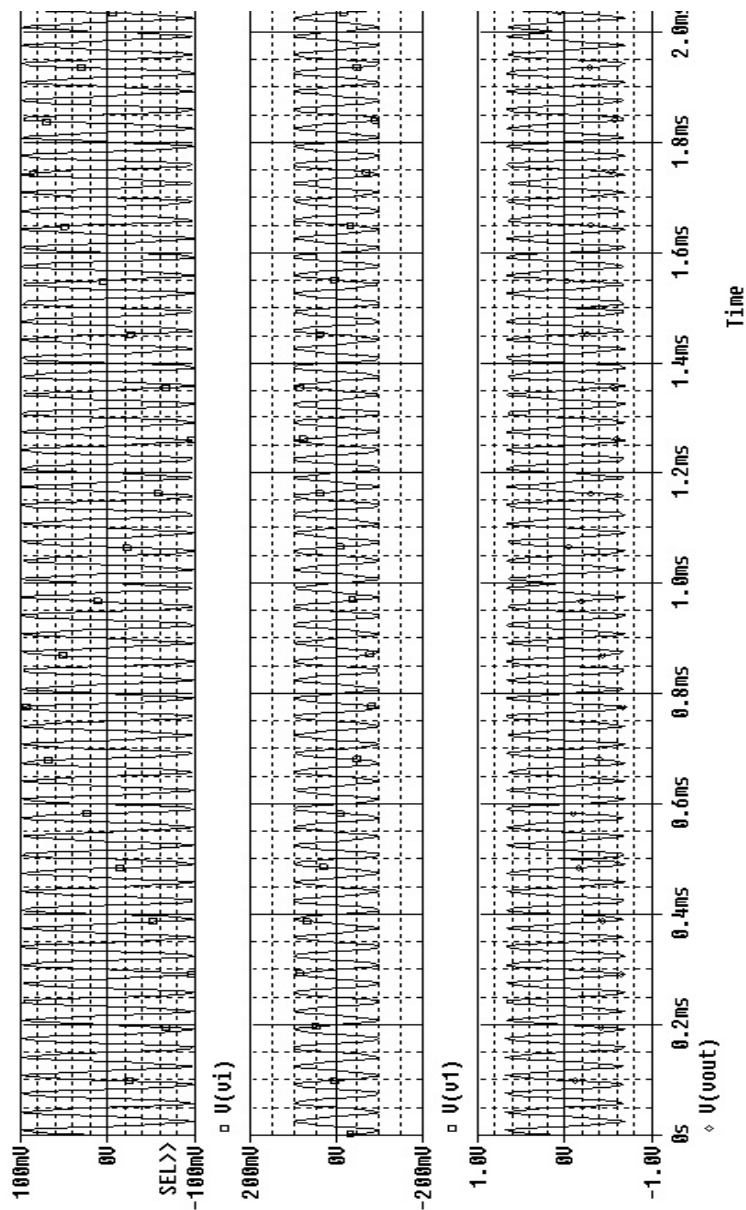


Figura 4.10 Simulación del circuito limitador y del amplificador de radiofrecuencia

La Figura 4.11 muestra el diseño del circuito básico completo, con todos sus circuitos conectados. Se muestra además las fuentes de voltajes necesarias para el funcionamiento de las partes que comprende el diseño.

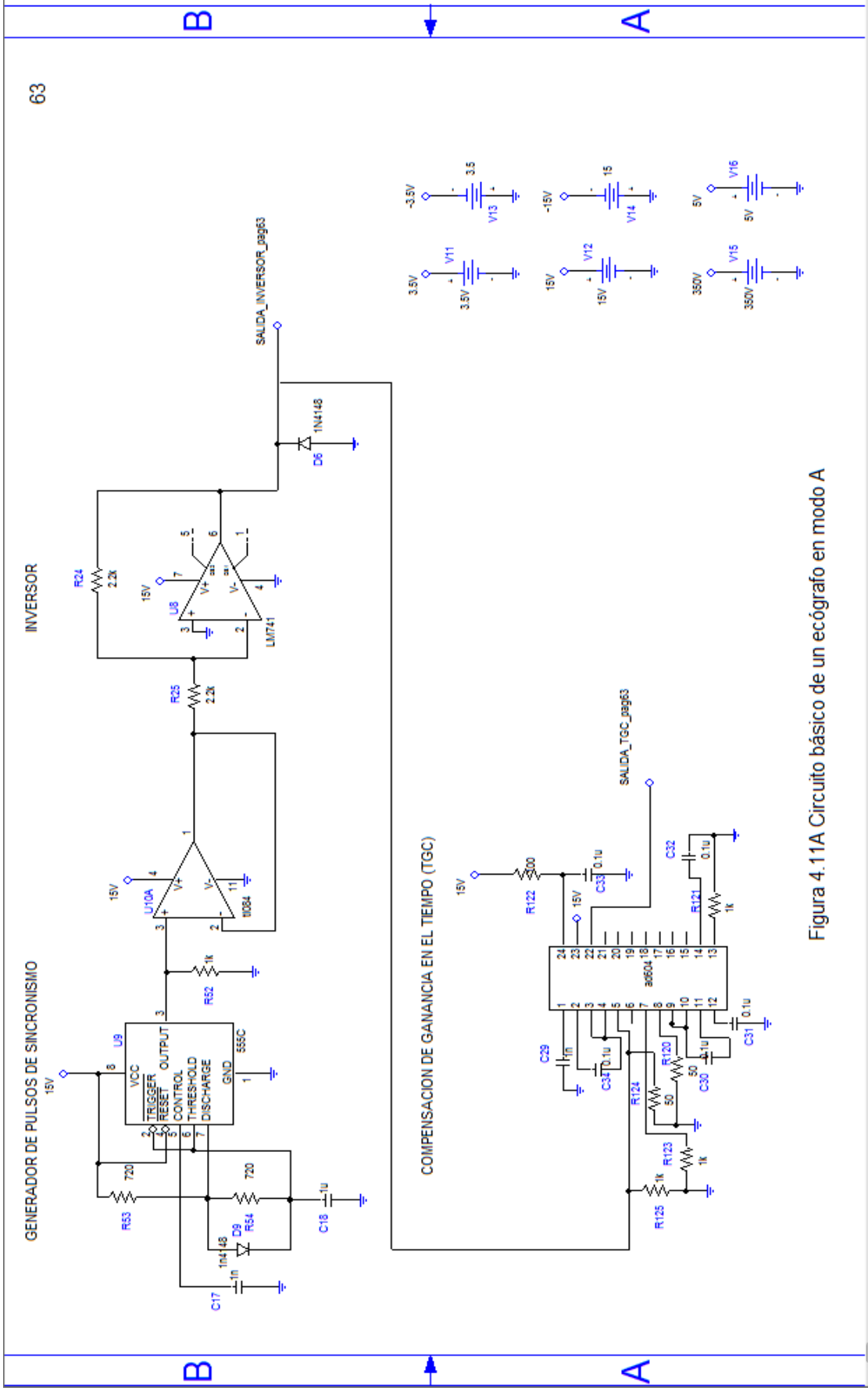


Figura 4.11A Circuito básico de un ecógrafo en modo A

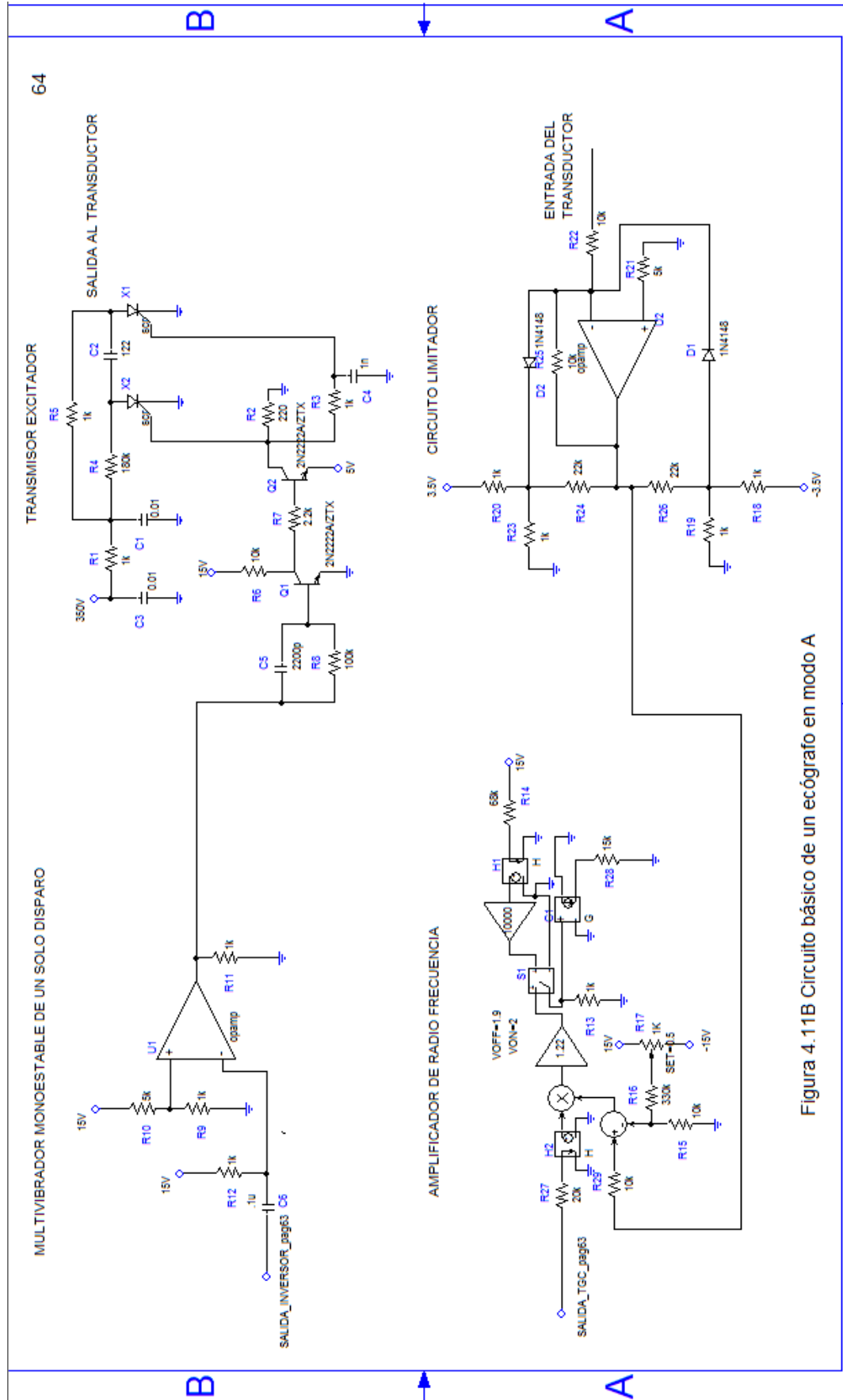


Figura 4.11B Circuito básico de un ecógrafo en modo A

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las conclusiones son:

1. Los ultrasonidos son sonidos (vibraciones mecánicas) que tienen una frecuencia por encima del nivel audible.
2. El principio físico del movimiento de una onda acústica, ha encontrado aplicaciones muy importantes tanto en la medicina como en la industria, particularmente el método del ultrasonido y su naturaleza no destructiva, para detectar los defectos interiores, deducir sus propiedades, todo esto de gran importancia en el área de diagnóstico médico.
3. En el modo A solo se muestra el sitio de producción del eco en estructura que está en la dirección del rayo de ultrasonido y dado que es una señal unidimensional entrega poca información de la estructura anatómica.
4. El diagnóstico por ultrasonidos depende del medio físico en el que el sonido se propaga y de cómo las ondas ultrasónicas interactúan con los materiales biológicos que atraviesan, especialmente con las estructuras de los tejidos blandos del cuerpo humano.
5. Las frecuencias en MHz que se emplean en las aplicaciones diagnósticas se generan y detectan por el "efecto piezoeléctrico".
6. Los materiales piezoeléctricos se llaman transductores porque son capaces de relacionar energía eléctrica y mecánica: en los cristales piezoeléctricos, las cargas eléctricas están colocadas de tal manera que reaccionan a la aplicación de un campo eléctrico para producir un campo mecánico, y viceversa.
7. El modo A no se emplea para mostrar la anatomía de un tejido.

8. Es necesario tener un circuito de sincronía que rija el funcionamiento de cada etapa del esquemático para obtener una señal confiable.
9. El diseño que realizamos contiene el integrado AD604, que realiza la Compensación de Ganancia en el Tiempo. Este integrado no se encuentra en la librería de PSpice, es por esto que usamos un empaquetamiento, pero no se lo puede simular. Era necesario usar ese integrado ya que los circuitos TGC que se encuentran en la librería de PSpice no cumplían nuestras necesidades de Compensar altas frecuencias.
10. Se decidió usar el simulador PSpice, porque es el más completo, ya que se puede elaborar nuevos subcircuitos y ponerlos en un empaquetamiento con sus respectivas entradas y salidas, también es el menos complejo para realizar simulaciones ya que ocupa menos recursos del procesador.
11. Se ha simulado el circuito por partes, ya que se necesita la realimentación con el cuerpo humano, el cual no se puede simular porque es muy complejo. La salida del Circuito Transmisor-Excitador envía pulsos al cuerpo y los pulsos que retornan se envían al Circuito Limitador, es por esto que se simuló la sección superior que son los pulsos que se envían al transductor, y la sección inferior que es la que procesa los pulsos que recibe del transductor.

Luego del trabajo realizado con el ecógrafo ADR podemos recomendar lo siguiente:

1. Usar un circuito generador de base de tiempo para poder visualizar correctamente la salida en un osciloscopio.
2. Tener precaución de aterrizar bien el circuito y verificar que todos los puntos lleguen a la misma tierra.
3. Al manipular el transductor, tener mucho cuidado de no golpearlo porque se puede regar el aceite especial que usa para el motor.

BIBLIOGRAFIA

Dra. Dulia Ortega T, TM. Solange Seguel B., “Historia Del Ultrasonido: El Caso Chileno”, Revista Chilena de Radiología. Vol. 10 N 2, año 2004; 89-92.

Maria Paz Muños Silva y Járol Marcelo Aguilar González, “Principios Físicos Y Aplicaciones Clínicas del Ultrasonido”, Artículo de la Universidad de Chile, Facultad de Medicina, año 2009.

Andre Feijs., “La Tecnología Del Ultrasonido”, para la página web: Sitio Argentino de Producción Animal, año 2006.

Eulogio Santos De La Cruz, Néstor Cancino Vera, Julio Yenque Dedios, “El Ultrasonido Y Su Aplicación”, Revista Industrial Data de la Facultad de Ingeniería Industrial, Vol. (8) 1: pp. 25-28, año 2005.

Dr. Raúl Alejandro Núñez, Dr. Darryl, Joseph Macias, “El Ultrasonido en la Sala de Urgencias”, New Mexico, EEUU, año 2003.

Radiological Society of North America, American College of Radiology, Radiología de diagnóstico, <http://www.radiologyinfo.org/sp/sitemap/category.cfm?category=diag>, año 2010.

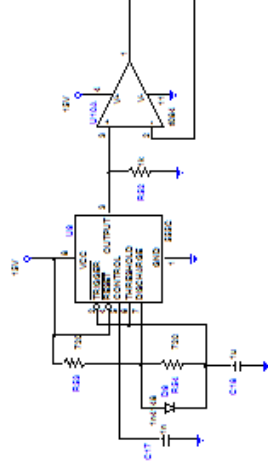
Radiological Society of North America, American College of Radiology, Ultrasonido General, <http://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=genus>, año 2010.

APENDICE

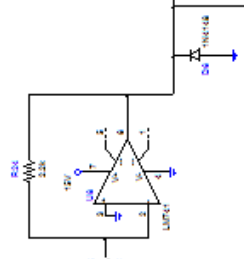
Circuito básico de un ecógrafo en modo A

70 - 71

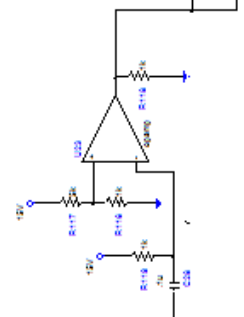
GENERADOR DE PULSOS DE SINCRONISMO



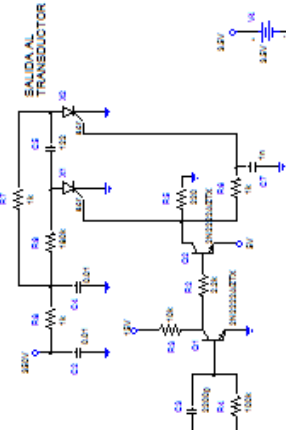
INVERSOR



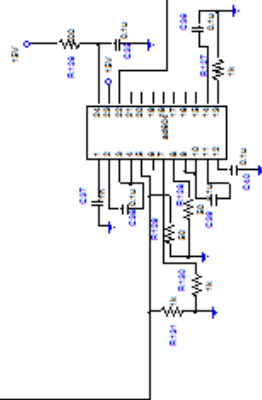
MULTIVIBRADOR MONOSTABLE DE UN SOLO DISPARO



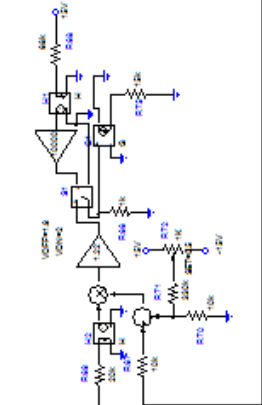
TRANSMISOR EXCITADOR



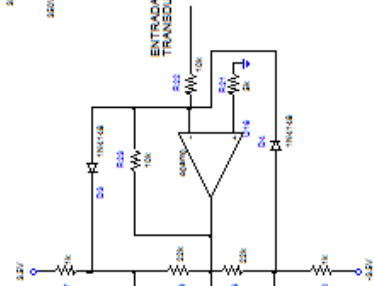
COMPENSACION DE GANANCIA EN EL TIEMPO (TGC)



AMPLIFICADOR DE RADIO FRECUENCIA



CIRCUITO LIMITADOR



B

A

B

A

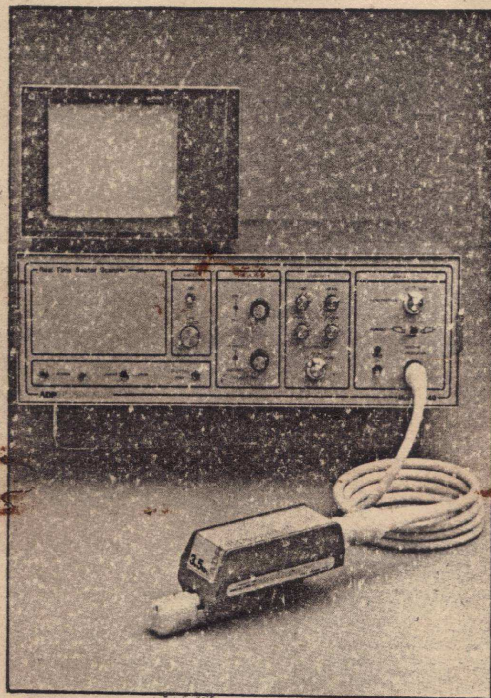
Circuito básico de un ecógrafo en modo A

ANEXO

Manual de funcionamiento del ecógrafo ADR modelo 2140

ADR

Real-Time Sector Ultrasound Scanner



Model 2140 Service Manual

ADRultrasound

2626 S. Roosevelt St.
734 W. Alameda Dr.
(602)968-7401
Toll-free (800) 528-1447
Telex 668-303

263 111

SECTION II
DESCRIPTION AND OPERATION

2-1. INTRODUCTION.

2-2. The Model 2140 Real-Time Sector Scanner is shown in Figures 2-1 and 2-2. Figure 2-1 shows subassembly locations by reference designation, and shows the locations of jacks and connectors on the rear panel. Table 2-1 identifies the sub-assemblies. Figure 2-2 shows the locations of the front panel controls, indicators, and connectors, while Tables 2-2 and 2-3 describe the function of each.

Table 2-1. Subassembly Nomenclature

Reference Designation	Subassembly
A1	Power Supply
A2	Acquisition/Display Control
A3	Analog and Video Processing
A4	Analog Control
A5	Video Memory
A6	Calipers
A7	Transducer
A8	System Interconnect

2-3. The instrument consists of a control cabinet, transducer, and connecting cable. The Model 2140 has no display. Rather it is designed to output sector information to an ADR Model 2130 Real-Time Linear Scanner for display, or to an optional display of the operator's choice. The Model 2130 has an internal multiplexer which allows the operator to choose between a linear image and a sector image for display on the screen, using the Model 2140 front panel controls. The sector transducer is available in a single frequency: 3.5 MHz. The transducer contains a single crystal element (as compared with the Model 2130 linear

transducer arrays, which have 64 elements). The element is mounted on a small drum which is rotated back and forth in a 60-degree arc by an electric motor and eccentrics.

2-4. Sector images are displayed in gray scale presentation at a rate of 20 frames per second. Test bars representing sixteen shades of gray are displayed with each image. Electronic calipers provide numerical readout in millimeters on the display screen of the distance between any two points on the image which the operator selects by manipulating the front panel caliper controls. A freeze-frame feature with an on/off footswitch control enables the operator to freeze and unfreeze the image. The instrument also features two display formats, penetration selection of 10, 15 and 20 cm, four video compression selections, and time-gain compensation (TGC) controls including a power control for adjusting the output power of the transducer.

2-5. The image also displays an A-mode presentation as a vertical sweep on the LH side of the screen. The operator uses a front panel control to select the ultrasound line which he wishes to examine from the 120 such lines drawn within the sector image by Display. That line is then displayed with echo strength information shown as X-axis deflection from the vertical baseline (in the normal raster, echo strength information is shown as brightness). Caliper measurements may be made on the A-mode presentation as well as on the 60° raster.

2-6. SPECIFICATIONS.

2-7. Table 2-4 lists the operating characteristics for the Model 2140.

DESCRIPTION AND OPERATION

MODEL 2140

Table 2-2. Controls, Indicators, and Connectors, Front Panel

Control/Indicator/Connector	Purpose
POWER switch	Applies power to the Model 2140 when set to on.
POWER pilot light	Lights to indicate that power is applied to the Model 2140.
LINEAR/PHOTO SECTOR/SECTOR switch	Provides selection between linear, photo sector and sector image for display on the screen of the Model 2130, when the Model 2140 and Model 2130 are interconnected, and shuts the transducer drive motor off when the linear display is selected for viewing. In the PHOTO SECTOR setting, a sector image reduced 20% appears on the screen.
SHUTTER SYNC jack	Provides receptacle for electrical connection of Polaroid® camera to the Model 2140 in order to synchronize display brightness on the screen of the Model 2130 or other display when the camera shutter switch is activated. Male connector plugs into the Model 2140, and the two prong male connector end of the cable plugs into the camera.
A-MODE ON/OFF switch	Provides for display of A-mode information on the sector image when set to the ON position.
LINE SELECT control	Provides operator selection of which ultrasound line on the sector image will be displayed as A-mode on the LH side of the screen. As the control is rotated, a bright cursor line will move across the 60-degree arc of the sector image in the direction (CW or CCW) of rotation. Cursor line rotation is independent of the setting of the FORMAT switch.
CALIPERS HORIZ/VERT potentiometers	Concentric control. The HORIZ pot adjusts the X-caliper sweep to vary the position of the caliper line horizontally on the image. The VERT pot adjusts the Y-caliper sweep to vary the position of the caliper line vertically on the image.

Table 2-2. Controls, Indicators, and Connectors, Front Panel (cont.)

Control/Indicator/Connector	Purpose
CALIPERS ROTATE/ DISTANCE/OFF control	Concentric dual function control. The ROTATE pot adjusts the timing for two sample and hold spikes and thereby varies the angular displacement of the adjustable cursor line on the image. The DISTANCE/ OFF control is comprised of a switch to activate the calipers function and a pot to adjust the movable cursor dot on the caliper line w.r.t. the start dot. When the DISTANCE control is rotated completely CCW into the detent, the caliper dots and numerical readout will disappear from the sector image.
FAR gain potentiometer	Adjusts amplification of returning far field echoes. CW adjustment (increase) makes smaller echoes more visible and larger echoes brighter. If far gain is excessive, strong echoes will override small echoes, causing loss of detailed information. Too little gain will not display soft tissue effectively.
NEAR gain potentiometer	Adjusts amplification of returning near field echoes. CW adjustment (increase) makes smaller echoes more visible and larger echoes brighter.
BALANCE potentiometer	Adjusts the area in the intermediate field where, for the existing settings of the FAR and NEAR gain potentiometers, the near sensitivity level is amplified to the far sensitivity level.
POWER potentiometer	Controls the voltage level of the signal firing the transducer crystal and thereby controls the strength of the emitted ultrasound beam. An increase in the strength of the ultrasound beam will increase penetration and generally make all echoes stronger. A tradeoff must be made, however, between penetration and resolution.

DESCRIPTION AND OPERATION

MODEL 2140

Table 2-2. Controls, Indicators, and Connectors, Front Panel (cont.)

Control/Indicator/Connector	Purpose
COMPRESSION switch	The settings of 1, 2, 3 and 4 modify the dispersion of return echo strength. When echoes are considered as points of brightness on the sector image, compression may be thought of in terms of contrast between bright echoes and dim echoes. The higher the compression setting the lower the apparent contrast between strong and weak echoes.
PENETRATION switch	This is an image magnification control. Varying the setting between 10, 15, and 20 cm does not change the size of the raster, but does expand the size of the images viewed within the confines of the raster in linear increments.
DRIVE ON switch	Provides a means of removing power from the transducer drive motor when the transducer is not in use.
DRIVE ON pilot light	Lights to indicate that power is applied to the transducer drive motor.
FORMAT switch	An operator convenience feature. By setting the switch so that orientation of the selected transducer symbol on the front panel matches the orientation of the hand-held transducer (i.e., transmitted beam aimed in the LH or RH direction), a mirror image of the sector scan may be obtained on the display.
SECTOR TRANSDUCER connector	Provides receptacle for electrical connection of the transducer to the scanner. The male connector end of the cable plugs into the scanner, and the female connector end plugs into the transducer.

MODEL 2140

DESCRIPTION AND OPERATION




Table 2-3. Controls and Connectors, Rear Panel


Control/Connector	Purpose
MEMORY CONTROL jack	Provides selection between real-time and store modes of scanner operation when the footswitch is plugged in.
BLANK OUT jack	Provides receptacle for electrical connection between the Model 2140 and a slave monitor of a line to prevent burning of the phosphors in the CRT of the monitor by the high-intensity electron beam, should there be an inadvertent removal of beam deflection signals (sector information) output by the Model 2140 (this could occur if the power were turned off on the Model 2140 with the slave monitor still operative).
X OUT jack	Provides receptacle for electrical connection of X-sweep signals between the Model 2140 and an external display.
Y OUT jack	Provides receptacle for electrical connection of Y-sweep signals between the Model 2140 and an external display.
Z OUT jack	Provides receptacle for electrical connection of Z-axis (video) information between the Model 2140 and an external display.
LINE VOLTAGE SELECTOR card	Provides selection of 100V, 120V, 220V, or 240V line voltage input to the Model 2140.
2130 Multiplex connector	Provides receptacle for electrical connection of the Model 2140 to a Model 2130 Real-Time Linear Scanner.

DESCRIPTION AND OPERATION

MODEL 2140

Table 2-4. Specifications

TRANSDUCER	
Type	Mechanically swept sector.
Frequency	3.5 MHz.
Elements	1
DISPLAY IMAGE	
Echo presentation	Gray scale and selectable A-mode
Gray-scale shades displayed	16
Lines of discrete echoes	120
Lines per frame	120
Frame rate	
Display 10 cm	85/sec
Display 15 cm	64/sec
Display 20 cm	49/sec
Size of anatomic cross section	
Display 10 cm	10 cm x 60° 
Display 15 cm	15 cm x 60° 
Display 20 cm	20 cm x 60° 
Cross measurement of beam pattern	
Display 10 cm	116 mm @ 10 cm depth
Display 15 cm	166 mm @ 15 cm depth
Display 20 cm	216 mm @ 20 cm depth
Scale	
Display 10 cm	1.5 cm/div
Display 15 cm	2.3 cm/div
Display 20 cm	3.0 cm/div
ACOUSTIC POWER OUTPUT	Less than .26 milliwatts/sq. cm. average intensity; less than 1.69 milliwatts/sq. cm. spatial and temporal peak intensity.
Leakage current	
RPG	0 ua
NPG	0 ua
RNPG	20 ua avg.
NPNG	13 ua avg.
Sterilization	Cold gas.
CIRCUITRY	Solid state, latest integrated circuits.
INPUT POWER	100/120/220/240 VAC.
LINE FREQUENCY RANGE	48 to 66 Hz.
CABINET DIMENSIONS	13.5 X 43 X 51 cm
CABINET WEIGHT	12.7 kg
TRANSDUCER HOUSING DIMENSIONS	20.0 X 6.5 X 5.5 cm
TRANSDUCER WEIGHT	1.4 kg.

 Maximum depth penetration; depth achieved in any scan plane varies with tissue attenuation.