



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**PRINCIPIO BÁSICO DE OPERACIÓN Y ETAPAS
QUE CONSTITUYEN UN EQUIPO DE ULTRASONIDO**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO.**

P R E S E N T A N:

Moson Oros Alejandro

Yúdico Padilla Aylim Paola

A S E S O R:

ING. BENJAMÍN RAMÍREZ HERNÁNDEZ

MÉXICO, D. F.

2010.



JURADO ASIGNADO

PRESIDENTE: ING. FRANCISCO RODRÍGUEZ RAMÍREZ

VOCAL: ING. BENJAMÍN RAMÍREZ HERNÁNDEZ

SECRETARIO: DR. PABLO ROBERTO PÉREZ ALCAZAR

1ER. SPTE. M.I. JUAN MANUEL GÓMEZ GONZÁLEZ

2DO. SPTE. M.C. EDGAR BALDEMAR AGUADO CRUZ

AGRADECIMIENTOS:

A mis padres José Moson y Guadalupe Oros por apoyarme en este largo y sinuoso camino que fue la carrera y dejarme vivir mi vida como he querido.

A mi amigo Antonio Gutiérrez Guzmán que ha estado conmigo en las buenas en las malas y en las peores, gracias por estar conmigo en las diferentes etapas de mi vida.

A Elizabeth pastrana que de igual manera es y será siendo una gran amiga, al igual que su familia.

A mi amiga Marlene Conde gracias por contar con tu amistad y apoyo incondicional y enseñarme a ver la vida de otra manera.

Al Ing. David Ramírez Vargas, con quien compartí de grandes momentos en la Facultad de Ingeniería, gracias por su amistad.

A mis amigas que me apoyaron a lo largo de la carrera y claro en estos últimos meses tan problemáticos; Ing. Araceli Delgado, Sandra Miranda, Elizabeth Moreno, Ing. Beatriz Báez, Erika López, Magdalena Menéndez, Claudia Carrillo.

A mis amigos de igual manera que he contado con ellos en esta etapa de mi vida; Uriel Romero, Leobardo, Eduardo Galaviz, Gabriel Romero, Guillermo García, Leonardo Guzmán.

Un agradecimiento especial a mí amigo el Ing. Onésimo Pérez por impulsarme a terminar esta tesis y presionarme hasta la culminación de esta.

De igual manera un agradecimiento al Ing. Benjamín Ramírez Hernández por insistirme en terminar esta tesis gracias.

A Elizabeth Maza por estar conmigo en estos meses y ayudarme a superar los obstáculos que se me presentaron.

A Lupita Reyes por orientarme y apoyarme en estos meses de inestabilidad gracias.

A Mauricio Bermeo gracias por tu amistad y apoyo incondicional.

Al profesor Tobías por su gran apoyo a lo largo de estos meses.

Y por supuesto a Aylim Paola Yúdico Padilla por haber estado a mi lado y compartir tantas cosas conmigo dentro y fuera de la facultad y ser parte de lo que ahora soy.

AGRADECIMIENTOS:

A mis padres Humberto Yúdico González y Ma. Haydeé Padilla Medina por darme su amor incondicional.

A mis hermanos Humberto, Citlali, Claudia, Christopher y Carlos por su apoyo de diferentes maneras, por cada momento agradable y divertido con cada uno.

A mi esposo Rafael por cambiar mi vida y brindarme su alegría.

A mi cuñis Marilú por todo el apoyo que nos has brindado.

A Vane y Charly por los momentos padrísimos y los que vendrán junto al adorable de Bruno, quien es una inspiración para mi y para todos.

A mi Abue por su apoyo y cariño.

A mis compañeros de trabajo Edgar López y Mónica Jiménez por su apoyo en lo laboral así como su amistad y sus consejos.

A Irene Mass por impulsarme a titularme y ofrecerme siempre su apoyo a mí y a mi familia.

A Patricia Moreno e Irene Galicia Mass por su apoyo y amistad.

A mis amigas Priscila y Monserrat por poder compartir momentos agradables.

A mis amigos Faustino, Hidromiro, Manolo, Alejandro, Abraham y Leonardo por su apoyo y por haber compartido momentos entrañables con cada uno en la Facultad de Ingeniería.

Al Ing. Benjamín Ramírez Hernández por su paciencia y perseverancia para impulsarme a concluir con este trabajo.

Al Ing. Francisco Rodríguez Ramírez por su paciencia para escucharme, darme consejos y animarme, por lo cual valoro su gran apoyo.

Al Dr. Pablo Roberto Pérez Alcazar por su asesoría en este trabajo.

A Miss Lupita Corchado por compartirme sus conocimientos, animo y su amistad.

A la Universidad Nacional Autónoma de México que representa la máxima casa de estudios en toda Latinoamérica; mi más profunda admiración y agradecimiento por permitirme estudiar en la Facultad de Ingeniería, en la cual pase una etapa increíble que siempre recordaré con gran cariño.

A Dios por ser tan generoso y acompañarme en todo momento, agradezco por su amor y cariño para darme todo lo que tengo para salir adelante.

INDICE

INTRODUCCION.	1
OBJETIVO	2
CAPITULO 1.- PRINCIPIOS FÍSICOS Y CONCEPTOS PARA ENTENDER EL FENÓMENO DEL ULTRASONIDO.	
1.0 Principios acústicos.	4
1.1 Fenómeno del ultrasonido.	11
1.2 Generación del ultrasonido	16
1.3 Tipos de transductores ultrasónicos.	21
1.4 Descripción del fenómeno Doppler.	22
1.5 Estructura básica de un sistema de ultrasonido medico.	27
CAPITULO 2.-PROCESAMIENTO PARA OBTENCIÓN DE IMÁGENES DE UN EQUIPO DE ULTRASONIDO CARDIOVASCULAR.	
2.0 Introducción.	29
2.1 Tipos de arreglos de transductores para la obtención de imágenes.	29
2.2 Proyección de imagen de arreglo anular.	41
2.3 Proyección de imagen intravascular.	50
2.4 Procesamiento para obtención de imágenes del tejido.	57

2.5	Procesamiento del espectro Doppler.	62
2.6	Procesamiento para obtención de imágenes a color.	67
2.7	Post procesamiento de la imagen.	72
CAPITULO 3.- DESCRIPCION DEL SISTEMA DE UN EQUIPO DE ULTRASONIDO CARDIOVASCULAR VIGMED SYSTEM FIVE.		
3.0	Introducción.	76
3.1	Información general sobre el equipo de ultrasonido cardiovascular System Five.	79
3.2	Contenido de los bloques (parte delantera, procesadores medios, visualización y control, teclado, entrada/salida y periféricos) de un equipo de Ultrasonido Cardiovascular.	80
3.3	Tipos de voltaje que se utilizan para alimentar el equipo de ultrasonido cardiovascular.	93
	TERMINOLOGIA.	98
	RESULTADOS	102
	CONCLUSIONES	102
	REFERENCIAS	103
	BIBLIOGRAFIA	104

INTRODUCCION

Aunque existe material acerca del tema del Ultrasonido aplicado a la medicina, éste generalmente se encuentra en inglés, con terminología técnica que hace difícil su comprensión para un alumno del área biomédica. Por otra parte existe la necesidad que alguna empresa privada que fabrique equipos de ultrasonido para uso en medicina realice algún convenio que permita a los alumnos realizar practicas profesionales con sus equipos, teniendo por supuesto una capacitación técnica para operar estos equipos, esto sería una solución muy práctica, ya que por otro lado el adquirir un equipo de ultrasonido es costoso.

Conforme a las necesidades señaladas anteriormente decidimos recabar información acerca de este tema y poder introducir al alumno de Ingeniería en el área biomédica de una manera teórica pero entendible, para que tenga un panorama general que le ayude a entender las partes fundamentales de un equipo de Ultrasonido médico y su funcionamiento.

Por lo tanto hablaremos del Fenómeno de Ultrasonido, el cual en sus inicios fue utilizado en la primera Guerra Mundial como sonar para la localización de submarinos, a partir de este trabajo desarrollado por el físico Francés Paúl Langevin, esta idea fue retomada por Ian Donald que utilizó esta misma técnica para aplicarla en el departamento Universitario de Obstetricia. Donald pensó que el sonar se podría utilizar para el diagnostico médico y tuvo razón, ya que el 21 de julio de 1955 tuvo éxito al detectar una tumoración ovárica que había sido clasificada como un cáncer inoperable. Además, en 1959 Ian Donald advirtió que se podían obtener ecos claros de la cabeza fetal por lo que en los años siguientes, fue posible diagnosticar embarazos complicados como alteraciones de la cabeza fetal, anormalidades de la placenta, embarazos múltiples, etc.

Es importante saber que el ultrasonido no emite radiaciones ionizantes por lo que se puede ocupar en mujeres embarazadas afín de no afectar al feto. Es decir, el ultrasonido tiene el beneficio de no afectar al paciente, a diferencia de lo que ocurre en los equipos de rayos X.

Como ya sabemos el ultrasonido médico tiene diferentes aplicaciones para la detección de diversas enfermedades o simplemente para revisar oportunamente cualquier anomalía. Por lo que respecta a este trabajo nos enfocaremos a describir un equipo de ultrasonido cardiovascular. Con este equipo se crean imágenes bidimensionales para analizar estructuras redondeadas como por ejemplo el corazón que tienen 3 dimensiones, es decir largo, ancho y profundidad.

Para realizar esta descripción se utilizó como referencia un equipo de ultrasonido cardiovascular System Five de la compañía Vingmed Corp.

Este equipo de ultrasonido se empleó dado que fue uno de los primeros equipos de ultrasonido y este fue la base para el desarrollo de los modelos siguientes y por lo tanto contiene los componentes básicos de un equipo de ultrasonido médico.

Este equipo fue el primer sistema cardiovascular de ultrasonido que ofreció el formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), el cual es reconocido mundialmente, para el intercambio de imágenes médicas, pensado para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas.

OBJETIVO

Decidimos recabar información acerca de este tema y también dar una introducción de cómo está constituido y las partes que lo componen sobretodo el dar un panorama general de estos equipos médicos.

Nos enfocaremos en un equipo de ultrasonido médico en particular que servirá de base para el desarrollo de esta tesis la cual pretende dar un panorama general acerca de este tema, el cual entre otras pruebas se ocupa para la visualización de imágenes tanto del tejido humano o del feto en el caso de mujeres embarazadas.

En esta tesis nos interesa que el alumno tenga un fundamento elemental sobre el tema de ultrasonido, como se aplica el equipo de ultrasonido médico, las pruebas que se pueden realizar con dicho equipo.

Toda la información recabada de este equipo de ultrasonido medico será de manera teórica ya que no se cuenta con el equipo físicamente.

Sobre todo el alumno y próximo profesionalista en el área Biomédica requiere que este tenga antecedentes del ultrasonido, sus aplicaciones y soluciones para este equipo de ultrasonido.

En el **Capítulo 1**: Hablaremos de los principios físicos y conceptos necesarios para entender el fenómeno del ultrasonido, como el sonido, tipos de ondas, transductores, palpadores y el fenómeno Doppler.

En el **Capítulo 2**: Hablaremos del funcionamiento de un equipo de ultrasonido, las partes que lo componen los diversos tipos de arreglos que se ocupan para las diversas pruebas de este equipo de ultrasonido.

En el **Capítulo 3**: Se hablará de la descripción del equipo del ultrasonido es decir de los bloques en que está conformado dicho equipo, también en este capítulo hablaremos de la distribución de la energía en el equipo de ultrasonido en donde dependiendo de las partes de dicho equipo se utilizara tanto alto voltaje y así como Corriente directa.

Además contienen un glosario de la terminología usada para dicho equipo de Ultrasonido.

CAPITULO 1

Principios físicos y conceptos para entender el fenómeno del ultrasonido.

1.0 Principios acústicos.

El principio básico de las técnicas ecográficas es aquel en donde un transductor emite unos breves impulsos de ultrasonidos, que se propagan por el cuerpo humano, produciéndose ecos que se reflejan hacia el transductor y son convertidos en señal eléctrica y posteriormente en imagen que aparece en un monitor.

Ultrasonido se refiere a ondas de sonido emitidas a frecuencias mayores del rango auditivo humano. Para realizar diagnósticos por imaginología, las frecuencias más usadas son las que varían dentro del rango de 2 a 15 MHz. Para el escaneo vascular las frecuencias utilizadas van de los 5 a los 15 MHz y para el caso de escaneo intravascular las frecuencias van de los 15 a los 30 MHz.

Las ondas de ultrasonido son vibraciones mecánicas (acústicas) que requieren de un medio de transmisión; debido a que presentan las propiedades normales de una onda, que son de reflexión, refracción, y difracción, esto es, que se pueden dirigir, enfocar y reflejar.

Sonido

El sonido se define como una onda mecánica longitudinal que se propaga por un medio elástico.

Las ondas pueden originarse de forma mecánica (por ejemplo; el sonido) o electromagnética (por ejemplo; la luz).

Las ondas sonoras transfieren su energía mecánica al medio, provocando oscilaciones de sus moléculas alrededor de su posición de equilibrio y cambios periódicos de la presión, densidad y temperatura del medio, así como el movimiento de las partículas, son variables acústicas (cambian en función del

tiempo y espacio). Un ciclo es la variación completa de una variable acústica. Este ciclo se repite una y otra vez como se muestra en la figura 1.1.

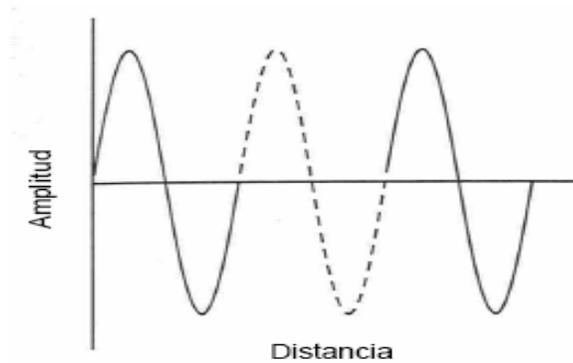


Figura 1.1 Ciclo Variación completa de una variable acústica.

El espectro del sonido se divide en tres rangos de frecuencia (Fig. 1.2):

- ✓ Sonido audible: Corresponde a ondas sonoras en un intervalo de frecuencias de 20 a 2000 Hz.
- ✓ Sonido infrasónico: Son ondas sonoras que tienen un intervalo de 2000Hz a 20 KHz.
- ✓ Sonido ultrasónico: Estas ondas sonoras su intervalo va de 20 KHz en adelante.

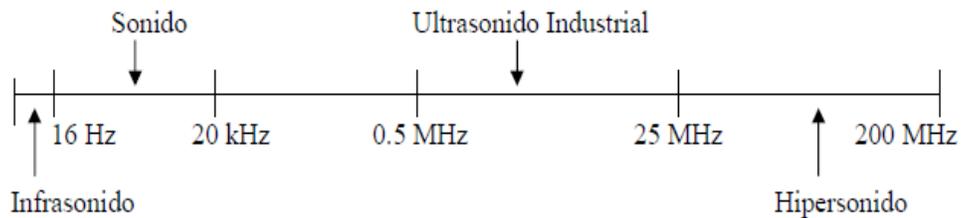


Figura 1.2 Rangos de Frecuencia del sonido

TIPO DE ONDAS.

En el caso del equipo de ultrasonido medico ocupa diferentes tipos de ondas para el envío del formador de rayo dependiendo de la aplicación que se quiera realizar, estas se describen a continuación:

Ondas longitudinales: El desplazamiento de las partículas excitadas es paralelo a la propagación de la onda. Este tipo de onda (Fig. 1.3) se puede propagar a través de sólidos, líquidos y gases.

Estas ondas se ocupan en transductores de haz recto.

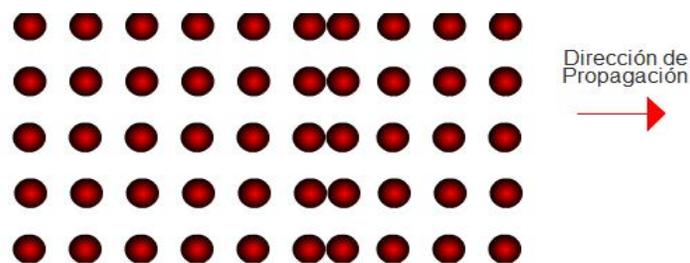


Figura 1.3 Propagación de ondas longitudinales

Ondas Transversales: También se les llama ondas de corte. Los desplazamientos de las partículas sometidas a vibración son en forma perpendicular (Fig. 1.4) a la dirección de la propagación de la onda.

Este tipo de onda se utiliza en aplicaciones de haz angular.

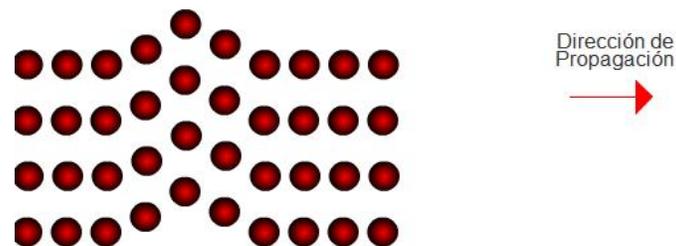


Figura 1.4 Propagación de ondas transversales

Ondas Superficiales: Son aquellas que se desplazan sobre la superficie del material sobre el que se envía el haz ultrasónico y penetran a una profundidad máxima de una longitud de onda.

Onda Sinusoidal.

Una onda Sinusoidal contiene las siguientes características como se muestra la figura 1.5.

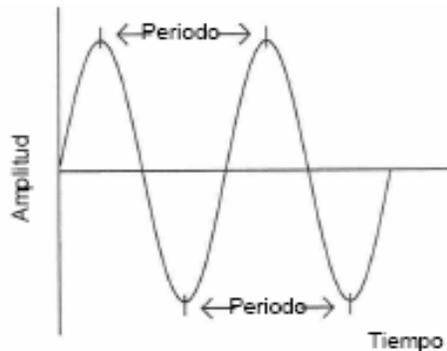


Figura 1.5 Características de una onda Sinusoidal

Sus características se describen a continuación:

Amplitud (A): Es el desplazamiento máximo de una partícula desde su posición de cero.

Periodo (T): Es el tiempo en que se tiene una oscilación completa, es decir lo que tarda el sonido en recorrer una longitud de onda

$$T = \frac{1}{f} \left[\frac{1}{s} \right]$$

Frecuencia (f): Se define como el número de ondas que pasan por un punto determinado en la unidad de tiempo, la frecuencia se mide en ciclos por segundo (s^{-1}), Hertz. (Hz)

$$f = \frac{1}{T} \left(\frac{1}{s} \right) [Hz]$$

Longitud de onda (λ): Es la distancia ocupada por una onda completa y es igual a la distancia a través de la cual se mueve la onda por periodo de ciclo, la cual esta dada en metros (m).

$$\lambda = \frac{V}{f} [m]$$

Donde:

V= Velocidad de propagación del sonido (m/s)

f= Frecuencia (1/s)

Velocidad de propagación o velocidad acústica (V): Es la velocidad de transmisión de la energía sonora a través de un medio. Se define como la distancia recorrida por el haz en una unidad de tiempo y se expresa en metros por segundo (m/s).

$$V = f \lambda [m/s]$$

El cuerpo humano se comporta ante el ultrasonido como un medio líquido, siendo su velocidad media de propagación de 1540 m/s; en la tabla 1.1, se muestran algunos valores de velocidad para diferentes materiales biológicos.

Material Biológico	Velocidad (m/s)
Cerebro	1541
Hígado	1549
Riñones	1561
Sangre	1570
Músculo	1585
Hueso	3360

Tabla 1.1 Velocidad del sonido en algunos materiales biológicos.

Propagación del sonido

La propagación de las ondas sonoras está vinculada a la materia. Por ejemplo si una onda sonora se está propagando, debe existir un material sólido, líquido o gaseoso, por lo que se deduce que la onda sonora no es más que la propagación de las vibraciones de las partículas del material elástico. Ya que líquidos y gases no ofrecen ninguna resistencia a los esfuerzos cortantes, las ondas transversales (ondas de corte) no pueden ser propagadas en estos medios.

En líquidos y gases solamente pueden ser propagadas ondas longitudinales.

En materiales sólidos, se pueden propagar las ondas longitudinales y transversales así como sus combinaciones.

Intensidad (I): La intensidad de una onda sonora es una medida de la potencia transmitida por unidad de área perpendicular a la dirección de propagación de la onda. La intensidad disminuye con la distancia.

$$I = P/A \text{ [W/m}^2\text{]}$$

Donde:

$$I = \text{Intensidad [W/m}^2\text{]}$$

$$P = \text{Potencia [W]}$$

$$A = \text{Área [m}^2\text{]}$$

Impedancia acústica (Z): Es la resistencia de un material a las vibraciones de las ondas ultrasónicas. Es el producto de la velocidad máxima de vibración por la densidad del material. Su ecuación es la siguiente;

$$Z = E/c$$

Donde:

$$E = \text{Densidad del material.}$$

$$c = \text{Velocidad de propagación en el medio}$$

Leyes de reflexión:

Cuando el frente de onda incide en un ángulo cualquiera se comporta como las ondas o rayos de luz y cumple la ley de Snell donde se producen reflexiones y refracciones en la propagación. Las reflexiones se traducen en ecos que se reflejan de las interfases con un ángulo igual al de incidencia.

En nuestro caso una onda o rayo de luz, estas reflexiones se traducen en ecos que se reflejan de las interfases con ángulo igual al de incidencia como se muestra en la figura 1.6

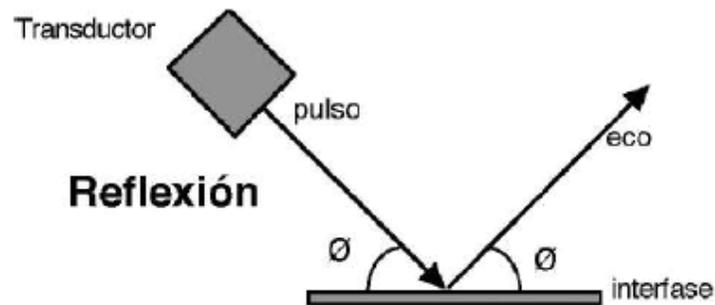


Figura 1.6 Reflexión en una interfase.

Coefficientes de Reflexión y Transmisión

Cuando incide una onda ultrasónica sobre una superficie de frontera, parte de la energía se transmite y parte se refleja.

$$\alpha_r = \frac{I_r}{I_i} = \left[\frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \right]^2$$

$$\alpha_t = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

Como la fracción reflejada y la fracción transmitida deben sumar la intensidad ultrasónica original.

$$\alpha r + \alpha t = 1$$

Leyes de refracción: Se lleva a cabo cuando un haz ultrasónico pasa de un medio a otro, siendo la velocidad de la onda diferente en cada medio y cambia la dirección en relación con la incidencia. Como se muestra en la figura 1.7.

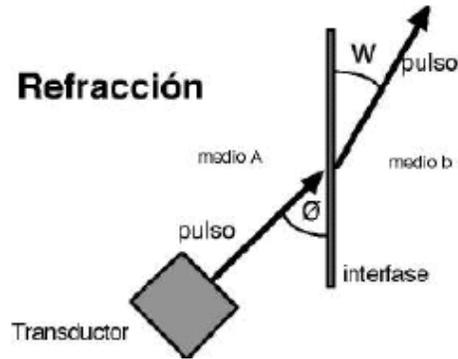


Figura 1.7 Refracción en una interfase.

1.1 Fenómeno del ultrasonido.

Cuando pasamos de un medio a otro, con diferentes velocidades:

- La frecuencia del haz permanece constante (depende del transductor).
- Cambia la velocidad.
- Se modifica la longitud de onda.

En una interfase acústica, los ultrasonidos sufren:

- Trasmisión (onda que viaja al atravesar dos medios en la misma dirección que el haz incidente).
- Reflexión.
- Refracción.
- Difusión.

Los tipos de fenómenos que ocurren se dividen según si reducen o aumentan la intensidad del haz.

Si una onda en un medio con diferentes propiedades acústicas, pueden ocurrir varios casos, dependiendo del tamaño del obstáculo. Existen tres casos que se describen a continuación y se observan en la figura 1.8.

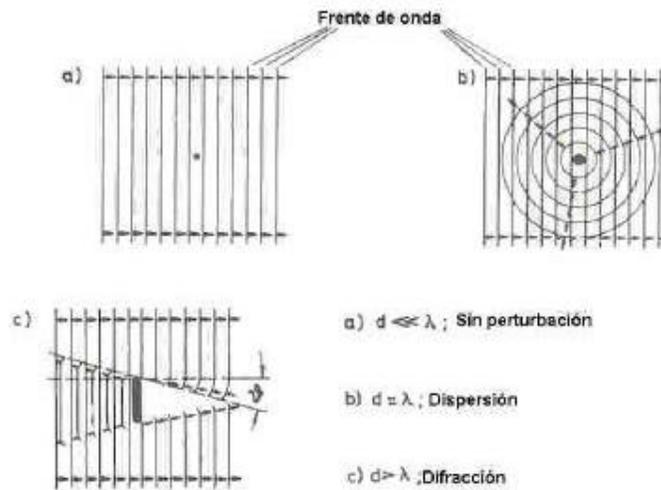


Figura 1.8 Dispersión y difracción de ondas.

Sin perturbación.

a) El obstáculo es pequeño comparado con la longitud de onda, en este caso, aquel no interfiere la propagación de la onda y ésta viaja como si el obstáculo no estuviera presente.

Dispersión.

b) Si el tamaño del obstáculo es del mismo orden de magnitud que el de la longitud de onda, el proceso de propagación, como un todo, es débilmente interferido, aunque, algo de energía de la onda es absorbida. Esta energía se extenderá como una nueva onda esférica en todas direcciones, con el obstáculo como punto central.

Difracción.

c) Si tenemos un obstáculo más grande que la longitud de onda, y si además asumimos que la impedancia acústica del obstáculo difiere mucho del de los alrededores, se producirá una reflexión de la onda en el mismo. En efecto, no habrá onda de propagación detrás de él (sombra de la onda), pero esta sombra

será cada vez menor con el incremento de la distancia desde el obstáculo. Esto ocurre porque las partes de la onda que corren a lo largo de los bordes del obstáculo son algo curvadas (difractadas) y corren oblicuamente hacia el interior de la sombra. De la misma forma el haz de onda reflejado se abre hacia el frente.

Interferencia

Si la onda original tiene un pico (máximo) al mismo tiempo que la reflejada, las dos se sumarán, y el pico de la nueva onda será mayor que la original. En cambio, puede ocurrir la desaparición cuando el máximo de una coincide con el mínimo de la otra, o cuando una tenga la misma altura que profundidad en la otra. Tal superposición se llama "interferencia", esto se muestra en la figura 1.9.

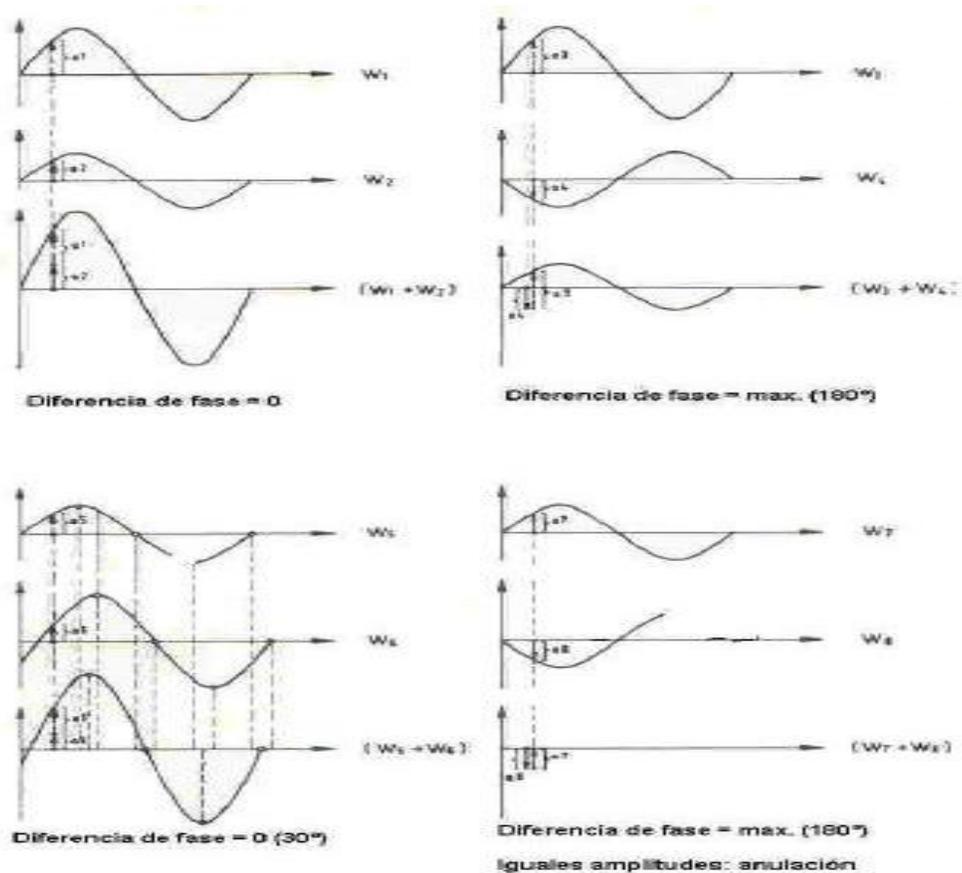


Figura 1.9 Superposición de ondas

Disminución de la presión sónica

Al alejarse la onda del transmisor, la presión disminuye. Esta reducción tiene varias causas:

Divergencia

Un transmisor radia el sonido no solamente en una dirección, sino en un dado rango angular (similar a un "cono" luminoso).

La sección transversal del haz se hace mayor con el incremento de la distancia, de tal forma que la energía se distribuye sobre un área cada vez mayor. La cantidad de energía por unidad de área así se va haciendo cada vez menor.

Absorción: Cuando una onda alcanza una superficie, la mayor parte de su energía se refleja, pero un porcentaje de ésta es absorbida por el medio. Es el factor predominante de la atenuación en tejidos.

La atenuación se mide en decibeles (dB), una unidad comparativa logarítmica.

Atenuación del sonido

El amortiguamiento (atenuación) del sonido no es causado por la geometría de propagación, sino que es una característica del material.

La atenuación de un haz de ultrasonido depende de la absorción, reflexión, dispersión y refracción que se da al paso del haz de ultrasonido a través de los tejidos del cuerpo humano.

Por lo que la atenuación es la debilitación del haz del sonido mientras se pasa por un tejido (Tabla 1.2). La atenuación se mide en unidades de decibeles (dB). La atenuación promedio de un haz de ultrasonido es de 1 dB/MHz/cm.

La atenuación limita la profundidad a la que se pueden obtener imágenes, al aumentar la frecuencia disminuye la profundidad y aumenta la atenuación.

Su fórmula es la siguiente:

$$a[dB] = 20 \log \frac{I_x}{I_o}$$

Donde:

I_x = Intensidad recorrida por el haz

I_o = Intensidad inicial

Material	dB/cm
Sangre	0.18
Grasa	0.6
Riñón	1.0
Cerebro	0.85
Hígado	0.9
Pulmón	40.0
Cráneo	20.0
Músculo (perpendicular)	3.3
Músculo (paralelo)	1.2

Tabla 1.2 Atenuación en tejidos humanos a 1 MHz.

Onda sinusoidal

El teorema de Fourier establece que una onda de cualquier forma puede ser tratada como una superposición de ondas sinusoidales

Ecuación de una onda sinusoidal:

$$f(t, x) = A \sin(Kx - \omega t)$$

Esta ecuación describe una onda viajera sinusoidal unidimensional idealizada la cual varía con el tiempo t y la posición x a lo largo del eje x .

Es decir $f(t, x)$ cuantifica la "perturbación" que la onda representa en el punto x en el tiempo t , A es la amplitud de la onda, K es el numero de onda, λ es su longitud de onda, ω es su frecuencia angular, T su periodo y f su frecuencia.

$$\text{Donde: } K = 2\pi/\lambda \quad \omega = 2\pi/T \quad f = \omega/2\pi = 1/T$$

Cualquier onda se puede representar matemáticamente por medio de describir una función $f(t, x, y, z)$ que cuantifique su perturbación del medio en toda posición en el espacio en todo instante.

La onda $f(t, x) = A \sin(Kx - \omega t)$ se mueve conforme el tiempo avanza como se muestra en la figura 1.10.

A una onda cuya forma espacial básica se traslada en el espacio como ésta conforme pasa el tiempo se le llama onda viajera.

En esta figura se observa como la onda parece una secuencia ondulatoria de montes y valles (llamadas crestas y valles). También se puede ver que el valor de perturbación de la onda oscila entre $+A$ y $-A$.

La distancia entre dos crestas adyacentes se le llama longitud de onda (λ)

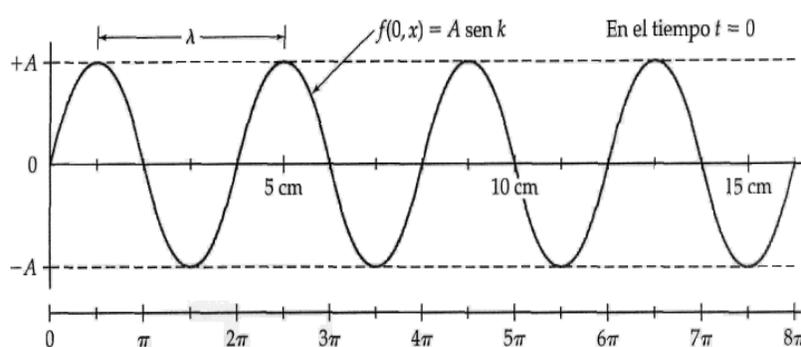


Figura 1.10 Onda sinusoidal con función de t en la posición $x = 0$.

1.2 GENERACION DEL ULTRASONIDO

La función de un transductor ultrasónico es convertir energía eléctrica a una vibración mecánica o viceversa.

Procedimientos mecánicos.

Existe un gran número de métodos para generar ultrasonidos; en principio sirven ya los mismos procedimientos que se emplean para generar sonidos audibles. Si los dispositivos capaces de oscilar se construyen con una frecuencia propia correspondientemente alta. Otros procedimientos mecánicos, usan efectos físicos, como son; el efecto magnetostrictivo, y sobre todo el efecto piezoeléctrico.

Efecto magnetostrictivo

Los materiales ferromagnéticos (níquel, o acero), tienen la propiedad de contraerse o expandirse por efecto de un campo magnético. Inversamente, en una barra de acero ferromagnético se produce un campo magnético si es expuesta a un esfuerzo de tracción o compresión.

Este efecto se aprovecha para lograr altas potencias sonoras a relativamente bajas frecuencias.

Efecto piezoeléctrico

En el caso del efecto piezoeléctrico ciertos cristales naturales o sintetizados tienen la propiedad de que en presencia de un esfuerzo de tracción o compresión se originan cargas eléctricas en su superficie. La carga cambia de signo si se invierte la dirección del esfuerzo. Así es que en las superficies de un cristal expuesto alternativamente a un esfuerzo de tracción y un esfuerzo de compresión existe un potencial alternativamente positivo y negativo (tensión alterna).

El efecto piezoeléctrico es reversible, es decir, cuando se aplica una carga eléctrica a la superficie del cristal, esta se contrae o se expande según el signo de la carga eléctrica, aplicada a las superficies del cristal, da origen a oscilaciones mecánicas de presión (expansión y contracción). De la reversibilidad se extrae, de modo inmediato, que puede emplearse el mismo principio para generar y recibir ondas longitudinales ultrasónicas figura 1.11.

En la mayoría de los casos se utiliza un mismo cristal como emisor y receptor. El efecto piezoeléctrico no es propio de todos los cristales y sólo se produce en determinadas condiciones. El ejemplo más conocido es el cuarzo. Un cristal de cuarzo natural tiene una forma determinada, siempre recurrente, que se describe con ayuda de los ejes cristalográficos, designados ejes X, Y y Z, igual que en un sistema de coordenadas cartesianas normales.

El efecto piezoeléctrico sólo se consigue en el cuarzo si la lámina de cuarzo ha sido cortada del cristal, perpendicularmente al eje X o al eje Y. En el primer caso, la deformación mecánica del cristal tiene lugar en la misma dirección del campo eléctrico; en el segundo caso perpendicularmente a ella. Por esto se habla de cuarzos, u oscilaciones, de corte X y de corte Y.

Los cuarzos de corte X generan ondas longitudinales; los de corte Y, ondas transversales.

Una significación mucho mayor han alcanzado los transductores cerámicos sinterizadas que adquieren el efecto piezoeléctrico por "polarización", esto es un enfriamiento desde una alta temperatura característica del material con exposición a altos voltajes eléctricos.

Los cerámicos sinterizados más importantes son el titanato de bario, el sulfato de litio, el zirconato de plomo-titanio (PZT) y el metanobiato de plomo.

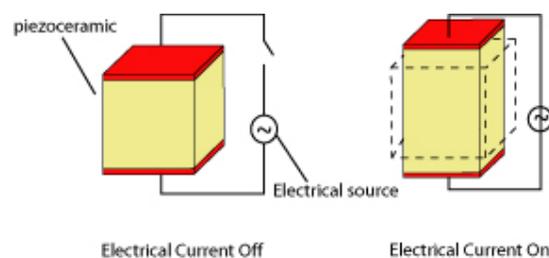


Figura 1.11 Transductor piezoeléctrico

Características de algunos materiales piezoeléctricos.

Cuarzo: fue el primer material usado. Tiene características muy estables en frecuencia, sin embargo es muy pobre como generador de energía acústica y es comúnmente reemplazado por materiales muy eficientes.

Sulfato de litio: es muy eficiente como receptor de energía acústica, pero es muy frágil, soluble en agua y su uso está limitado a temperaturas por debajo de los 75° C.

Cerámicas sinterizadas: producen los generadores más eficientes de energía acústica, pero tienen tendencia al desgaste.

ELECCION DEL TRANSDUCTOR

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

Es decir al aumentar la frecuencia en un transductor, aumenta también la sensibilidad pero disminuye la penetración.

↑ Frecuencia ↑ Sensibilidad ↓ Penetración

Característica del haz ultrasónico

El sonido que emana de un transductor piezoeléctrico no se origina en un punto, sino que por el contrario se origina en la mayor parte de la superficie del elemento piezoeléctrico.

El haz ultrasónico de un transductor piezoeléctrico típico se muestra en la figura 1.12.

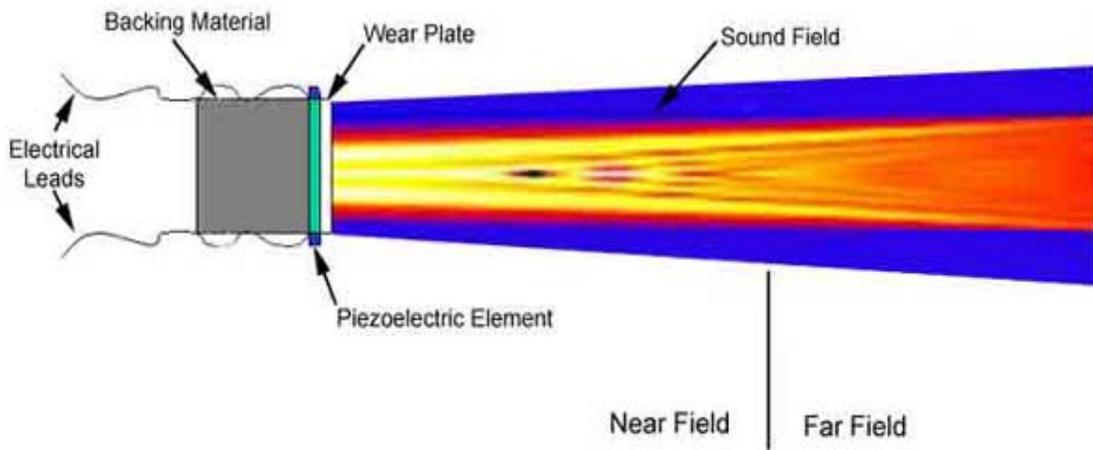


Figura 1.12 Característica de un haz ultrasónico

Haz Ultrasónico

El transductor puede operarse en dos formas: una en la que genera ondas continuas y otra en que las ondas son discontinuas, llamada de eco pulsado (Figura 1.13). La primera forma requiere dos cristales, uno emisor y otro receptor; en la forma de eco pulsado el estímulo es muy breve y da lugar a una sola señal de expansión y retracción (1% del ciclo), después de la cual queda en disponibilidad para recibir ecos (99% del tiempo restante).

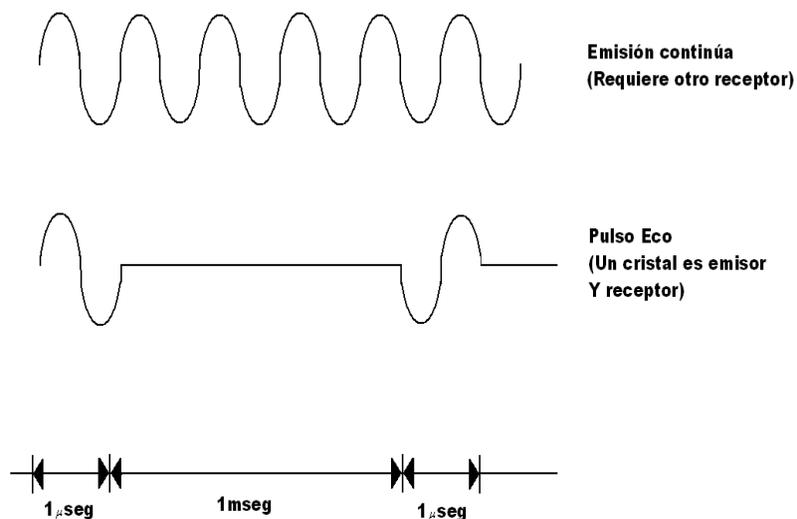


Figura 1.13 Formas de emisión continua y pulsada de la onda ultrasónica.

1.3 Tipos de Transductores ultrasónicos.

Los transductores utilizados tanto para exámenes cardio-vasculares como para el tipo general pueden generar dos formas diferentes de despliegue: rectangular para los lineales y en forma de cuña para los sectoriales.

Para el caso de los ultrasonidos intravasculares la imagen generada tiene forma de anillo, de dona o radial. Las imágenes lineales son producidas por transductores planos de arreglo lineal, con al menos 128 elementos piezoeléctricos colocados en una sola línea con arreglos de diferentes longitudes de entre los 4 y los 15 cm (Ver tabla 1.3).

Uso o examen	Forma despliegue	Tipo transductor
Cardio-vascular o general	rectangular	lineal
	cuña	sectorial
Intravascular	anillo	
	dona	
	radial	

Tabla 1.3 Formas de despliegue de transductores.

Transductores sectoriales

Los transductores sectoriales, debido a su pequeña superficie de acoplamiento, permiten efectuar la exploración de órganos de difícil acceso anatómico, por ejemplo, el corazón o las partes del hígado situadas detrás de las costillas.

El ángulo de la imagen sectorial permite lograr una amplia visión del interior del cuerpo. Debido a lo cual el transductor sectorial esta predestinado para la representación completa de órganos.

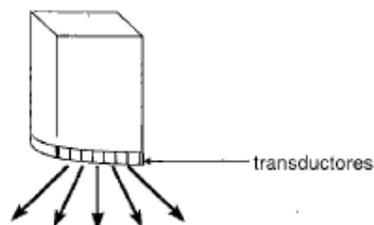


Figura 1.14 Transductor sectorial

Transductores convexos y lineales

Los arreglos lineales de elevada frecuencia resultan muy apropiados, por ejemplo, para el diagnóstico de la mama y de la glándula tiroides, así como para exploraciones de urología (testículos) y ortopedia (hombro, caderas de lactantes).

La pequeña superficie de acoplamiento de los arreglos convexos está predestinada para su empleo en zonas de difícil acceso y partes blandas del cuerpo. El gran ángulo de emisión ofrece una gran anchura de la imagen en zonas situadas a mayor profundidad, indispensable en ginecología y en el diagnóstico abdominal.

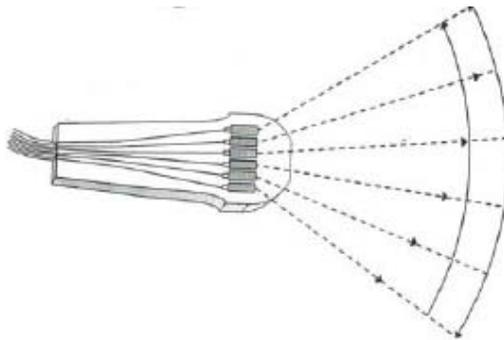


Figura 1.15 Transductor lineal

La descripción de los diferentes tipos de arreglos de los transductores se verán en el capítulo 2.

1.4 Descripción del fenómeno Doppler.

Efecto Doppler en el equipo medico de ultrasonido.

Por mucho, la forma más popular de medir velocidades a través de ondas acústicas se basa en el efecto Doppler. En la medición transcutánea de flujo

sanguíneo, por ejemplo, los glóbulos rojos que fluyen con el plasma son los reflectores de las ondas.

El efecto Doppler, establece el cambio de frecuencia de un sonido de acuerdo al movimiento relativo entre la fuente del sonido y el observador. Este movimiento puede ser de la fuente, del observador o de los dos. Diríamos que el efecto Doppler asume la frecuencia de la fuente como una constante pero lo escuchado depende de las velocidades de la fuente y del observador.

Este efecto lo podemos observar en ondas de todo tipo (ondas sonoras, ondas electromagnéticas, etc.).

El fenómeno fue descrito por primera vez por el matemático y físico austriaco Christian Doppler (1803-1853).

Ejemplos de efecto Doppler

Si uno está cerca de la vía del ferrocarril y escucha el silbato del tren al aproximarse, se advierte que el tono del silbido es más alto que el normal que se escucha cuando el tren está detenido. A medida que el tren se aleja, se observa que el tono que se escucha es más bajo que el normal.

En forma similar, en las pistas de carreras, el sonido de los automóviles que se acercan a la gradería es considerablemente más alto en tono que el sonido de los autos que se alejan de la gradería.

Si la fuente de sonido está fija, un oyente que se mueva hacia la fuente observará un aumento similar en el tono. Un oyente que se aleja de la fuente de sonido escuchará un sonido de menor tono.

Todos hemos notado que la altura (característica de un sonido) de la sirena de una ambulancia que se aproxima se reduce bruscamente cuando la ambulancia pasa al lado nuestro para alejarse (Fig.1.16).

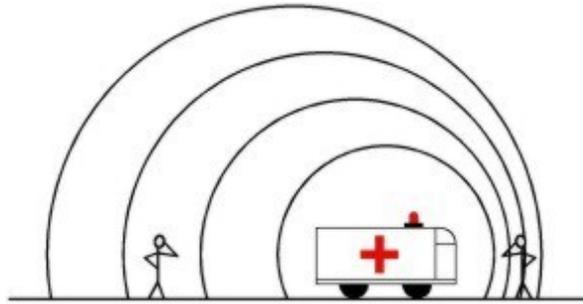


Figura 1.16 Efecto Doppler.

Cuando la ambulancia se acerca, las ondas provenientes de la sirena se comprimen, es decir, el tamaño de las ondas disminuye, lo cual se traduce en la percepción de una frecuencia o altura mayor. Cuando la ambulancia se aleja, las ondas se separan en relación con el observador causando que la frecuencia observada sea menor que la de la fuente como se muestra en la figura 1.16.

Para poder expresar con números el fenómeno descrito anteriormente, consideremos los esquemas siguientes:

Fuente fija con respecto al observador:

La frecuencia de la fuente y la frecuencia observada coinciden (Fig. 1.17).

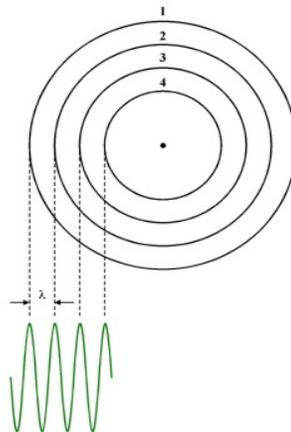


Figura 1.17 Fuente fija.

Fuente en movimiento:

La frecuencia de la fuente es menor que la observada por el observador del cual se aleja y mayor que la observada por el observador al cual se dirige esto se llama desplazamiento hacia el rojo y hacia el azul de la frecuencia fuente como se muestra en la figura 1.18.

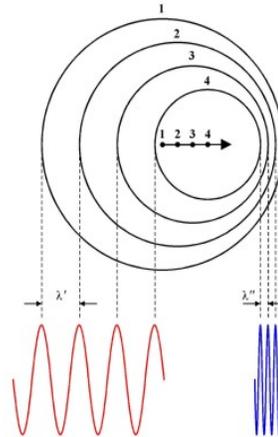


Figura 1.18 Fuente en movimiento.

En el primer caso la figura 1.17, las perturbaciones generadas por la fuente tienen la misma frecuencia en el lugar en que se originan que en el lugar donde son percibidas. (La fuente está en reposo con respecto al observador.) La longitud de la onda es λ .

En el segundo caso la figura 1.18, la fuente se mueve: el observador del cual la fuente se aleja percibe las perturbaciones como si la onda tuviera la longitud λ' ; el observador al cual la fuente se dirige lo hace como si su longitud fuera λ'' .

El cálculo de estas longitudes de onda a partir de la velocidad de propagación de la onda, la velocidad de la fuente (F) y el período se hace con las siguientes fórmulas:

$$\lambda = VT$$

$$\lambda' = (V + V_F)T$$

$$\lambda'' = (V - V_F)T$$

Las frecuencias se pueden calcular usando las siguientes fórmulas

$$f = \frac{V}{\lambda}$$

$$f' = \left(\frac{V}{V + V_F} \right) f$$

$$f'' = \left(\frac{V}{V + V_F} \right) f$$

La velocidad del sonido está determinada por el medio en que éste se mueve, y por lo tanto es la misma cuando la fuente está en movimiento que cuando está en reposo. La frecuencia y la longitud de onda percibidas cambian. A veces es conveniente expresar el cambio de longitud de onda como una fracción de la longitud de onda de la fuente en reposo:

$$\lambda' = (V + V_F) \frac{\lambda}{V} = \left(1 + \frac{V_F}{V} \right) \lambda$$

Esto implica que:

$$\frac{\Delta \lambda}{\lambda} = \frac{\lambda' - \lambda}{\lambda} = \frac{V_F}{V}$$

$$\lambda'' = (V - V_F) \frac{\lambda}{V} = \left(1 - \frac{V_F}{V} \right) \lambda$$

Esto implica que:

$$\frac{\Delta \lambda}{\lambda} = \frac{\lambda'' - \lambda}{\lambda} = -\frac{V_F}{V}$$

Su importancia se encuentra en el hecho de que muestran que el cambio relativo de frecuencia depende de la relación velocidad de la fuente / velocidad de propagación de la onda, no de ambas velocidades.

La frecuencia que percibirá el observador se puede hallar de la siguiente relación:

$$f_o = f_f \frac{V \pm V_o}{V \pm V_f}$$

Donde:

f_o = frecuencia del observador

f_f = frecuencia de la fuente

V_o = velocidad del sonido

V_f = velocidad de la fuente

Las velocidades V_o y V_f son positivas si hay acercamiento y son negativas si se alejan.

1.5 Estructura básica de un sistema de ultrasonido medico

Un sistema típico de escaneo por ultrasonido consta de las siguientes partes:

Formador de rayo (en inglés “beamformer”).

Unidad central de procesamiento.

Interfase de usuario (teclado, panel de control).

Varios tipos de transductores o cabezas para escanear.

Uno o varios monitores o pantallas de despliegue de video.

Dispositivo de almacenamiento de datos.

Fuente de poder o sistema de alimentación eléctrica.

La imagen de ultrasonido se logra colocando un transductor sobre la piel del paciente o se inserta dentro de alguna cavidad. Estos sensores contienen uno o más elementos de material piezoeléctrico. Cuando la energía de ultrasonido emitida por el sensor es reflejada por el tejido, el transductor recibe algunos de estos reflejos (ecos) y los reconvierte en señales eléctricas. Estas señales son procesadas y convertidas en imagen (sonograma).

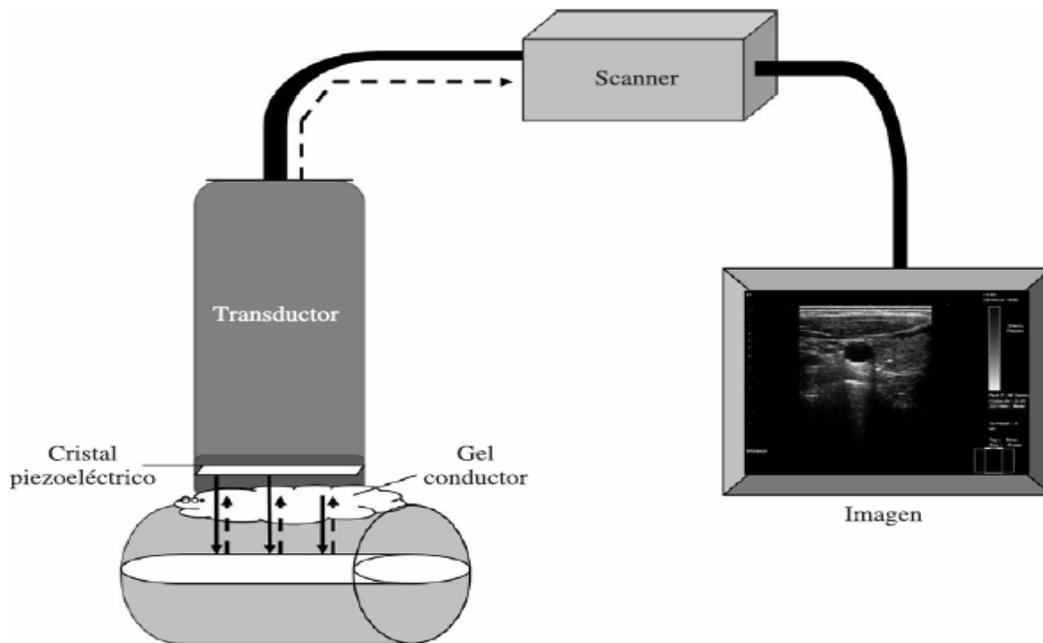


Figura 1.19 Sistema típico de escaneo por ultrasonido.

Como se muestra en la figura 1.19 un haz ultrasónico se propaga de un medio a otro, mientras que un pequeño porcentaje es reflejado a manera de eco y llega al transductor (receptor) en donde se transforma en una pequeña onda de voltaje que mediante un proceso electrónico se transforma en una imagen en la pantalla.

CAPITULO 2

Procesamiento para obtención de imágenes de un Equipo de Ultrasonido Cardiovascular.

2.0 Tipos de Arreglos anulares, lineales e intravasculares de Transductores para obtención de imágenes.

Tanto el arreglo de fase (phased array), arreglo lineal (linear array) o el arreglo de curvatura lineal (curvilinear array) contienen muchos elementos es decir cuentan por ejemplo con 64, 128, 192 elementos de cristales piezoeléctricos en el transductor, los cuales se pueden excitar de manera independientemente con el propósito de que ambos estén en la dirección, tanto del rayo de ultrasonido y enfocando el rayo a la profundidad deseada. Para recibir el enfoque propuesto, el retorno de los ecos de los diferentes elementos puede ser retrasado por consiguiente en la formación del rayo, por lo tanto, se reciben ecos de diferentes profundidades en la misma dirección de que el rayo transmitido fue activado.

2.1 Formatos de imagen de los diferentes arreglos de transductores

Arreglo de fase

Son utilizados típicamente para las aplicaciones cardíacas, donde se tiene acceso a la zona de interés (el corazón) a través de las costillas. Los elementos que deberán tener una anchura pequeña (menor o igual a $\frac{\lambda}{2}$, donde λ , es la longitud de onda), por ejemplo, ~3 mm para un elemento de 128 cristales piezoeléctricos a 2.5 MHz en la sonda. El rayo de ultrasonido se dirige en un sector por el tiempo de retraso de transmisión por los diversos elementos.

Arreglo lineal

Se utiliza típicamente para un examen de abdominal, en aplicaciones gineco-obstetras y periféricas. En estos casos el rayo de ultrasonido se dirige en la misma dirección como se muestra en la figura 2.1, y sólo un subconjunto de elementos se utilizo para generar el rayo. Si cambia a otro subconjunto, el rayo puede ser barrido horizontalmente. Los rayos para el flujo 2D y Doppler son usualmente comparados en el movimiento del ángulo con el tejido 2D con el fin de obtener acceso óptimo para la adquisición de los diferentes tipos de datos (flujo de sangre y la estructura de los tejidos).

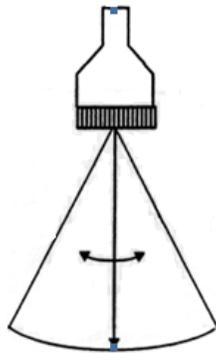


Figura 2.1 Rayo de ultrasonido modo acercado.

Debido a los elementos relativamente grandes ($1 - 3 \lambda$), el rayo de cada elemento es bastante estrecho y la orientación de los vectores es limitado. Las imágenes de arreglo lineal se muestran en rectángulo o en paralelogramo esto se observa en la figura 2.2.

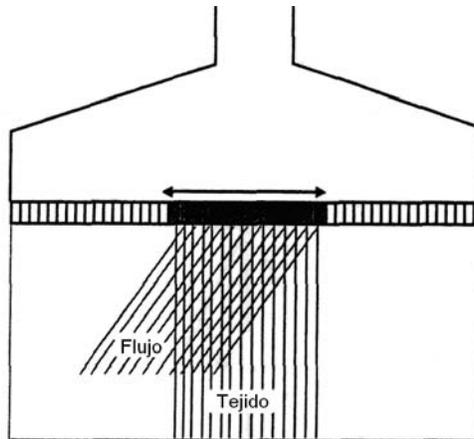


Figura 2.2 Arreglo Lineal en rectángulo.

Arreglo de Curvas lineales.

Las pruebas de los arreglos de curvatura lineal pueden utilizarse para todas las aplicaciones mencionadas anteriormente es decir tanto para un examen cardiovascular así como para un examen general. Se opera de la misma manera que una prueba de arreglo lineal, sin embargo, debido a la forma geométrica de la apertura, el formato del escaneo se asemeja a la de un arreglo de fases. El rayo es barrido en un arco, por un encendido gradual de subconjuntos del arreglo de curvatura. Esta tiene una gran ventaja en un ámbito más amplio y una mejor imagen de la piel que el arreglo lineal, esto se muestra en la figura 2.3.

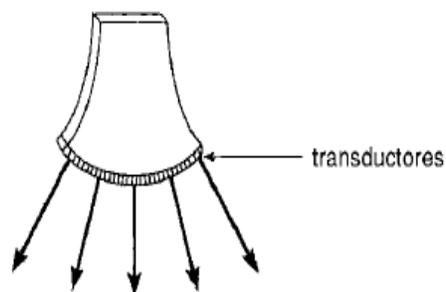


Figura 2.3 Arreglo de curvas lineales

Dirección Electrónica de la sonda / Enfoque de transmisión.

Elementos básicos de un transductor.

Como se mencionó en la introducción, los transductores de dirección electrónica están contruidos de varios elementos, aislados unos de otros. El tamaño del elemento entre el espacio (inclinación) depende del tipo de sonda, y es por lo general es menor o igual a 0.5λ para el arreglo de fases donde λ es la longitud de onda dada por:

$$\lambda = c / f \quad (2.1)$$

Donde $c = a$ la velocidad de propagación en el tejido aproximadamente de 1540 m/s.

$f =$ es la frecuencia.

Uno de los criterios para seleccionar la inclinación y el tamaño del elemento es dado por el ángulo máximo al que se quiere dirigir el rayo, y al mismo tiempo evitar las reflexiones. Los principales lóbulos de uno de los elementos con dos diferentes tamaños se muestran en la figura de arriba. Cuando el elemento es activado tal como un lóbulo, puede definirse como el área en la que la intensidad acústica está por encima de un cierto límite (por ejemplo, mayor de -12dB), en comparación con la intensidad en el centro del lóbulo. La forma del lóbulo principal da el máximo ángulo y se puede dirigir una rayo sin perder demasiada sensibilidad (por ejemplo, menor de -12dB). De esto puede verse que la línea y la curvatura lineal han tenido un elemento de gran tamaño e inclinación que ya no es necesario para dirigir el ángulo tan lejos como el arreglo de fases esto se muestra en la figura 2.4.

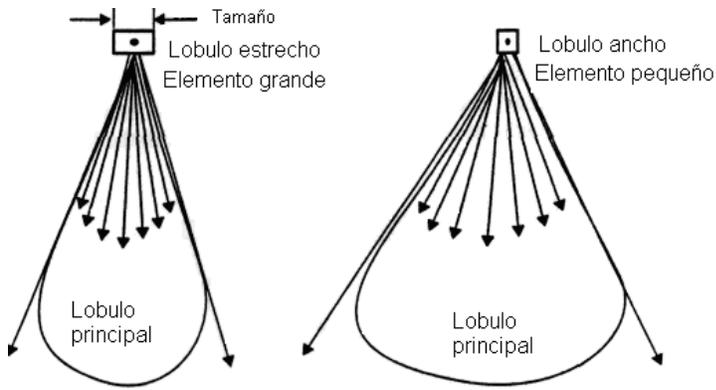


Figura 2.4 Lóbulos principales

Dirección del Rayo del transductor

Al activar un pulso dentro de un elemento, una onda de ultrasonido comenzará a viajar desde el elemento en el cuerpo. Se extenderá a cabo en el interior del lóbulo principal. Si todos los elementos de un arreglo son activados simultáneamente, el resultado principal de las ondas de todos los elementos viajará perpendicular a la superficie de arreglo como se muestra en la figura 2.5.

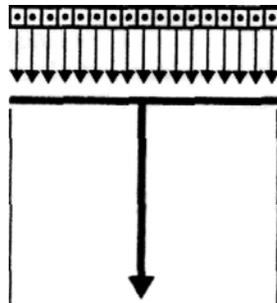


Figura 2.5 Activación simultánea.

Sin embargo, si los elementos son activados con ciertos retrasos, el rayo puede ser dirigido en un ángulo. En la siguiente figura de abajo, el elemento de la

derecha es primero en ser activado, entonces el siguiente elemento de la derecha tiene un pequeño retraso etc. Hasta el elemento de la izquierda que es activado hasta el último con mayor retraso como se muestra en la figura 2.6.

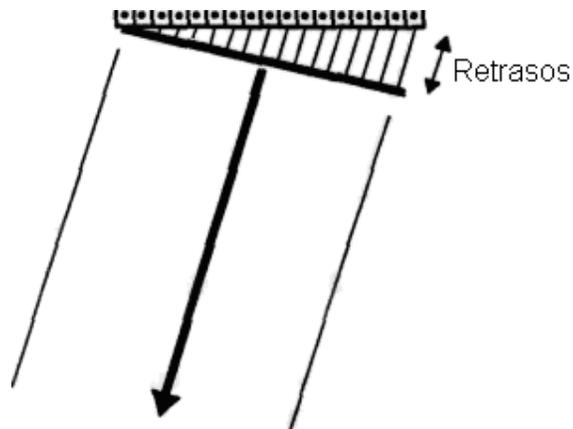


Figura 2.6 Dirección de retrasos.

Transmisión de Enfoques del transductor.

Hasta el momento se ha logrado dirigir el rayo en la dirección que queremos. El siguiente paso es centrarse también en un rayo con la profundidad deseada. Esto se hace mediante la introducción del llamado retraso de enfoques. El propósito de esto es para formar una lente dirigida electrónicamente, en donde la ROC (Radio de Curvatura) puede ser alterada de acuerdo a determinados puntos focales como se muestra en la figura 2.7.

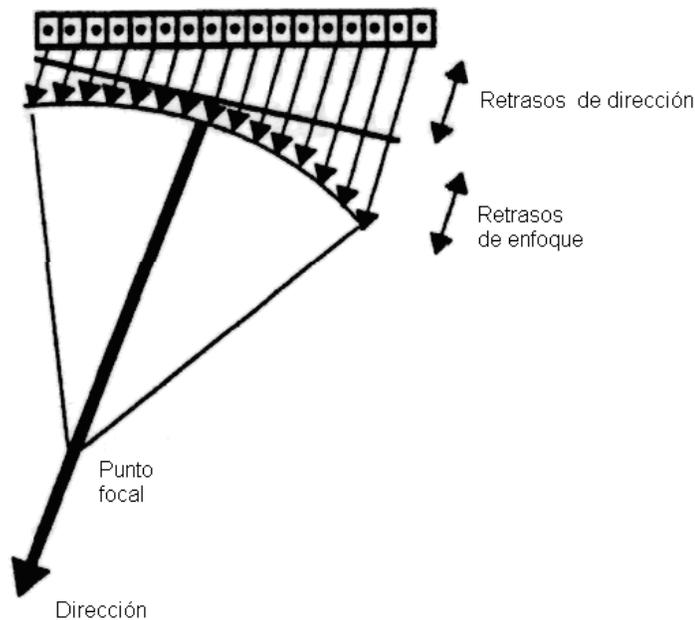


Figura 2.7 Retraso de enfoques.

La dirección de retrasos y retrasos de enfoque se suman a un total de componentes de retraso. Para cada línea (o ángulo) estos retrasos son calculados cuando una sonda está conectada al sistema. Ellos dependen de la frecuencia de la sonda, número de elementos, la apertura de la sonda, el máximo ángulo permitido para escanear etc., y se almacenan en una memoria en el tablero del transmisor listo para ser utilizado cuando los patrones de escaneo se requieren.

Apertura Efectiva Projectada del transductor.

Una desventaja con la prueba de fase de arreglos es que la apertura efectiva del transductor se reduce en los ángulos más grandes.

Los problemas resultantes son el aumento del ancho del rayo de ultrasonido y disminución de la sensibilidad en lado de recepción, ya que están operando en el límite exterior de los lóbulos principales de cada uno de los elementos. Para

compensar esto, el formador de rayos tiene un control de ganancia individual para cada rayo (línea o ángulo) como se muestra en la figura 2.8.

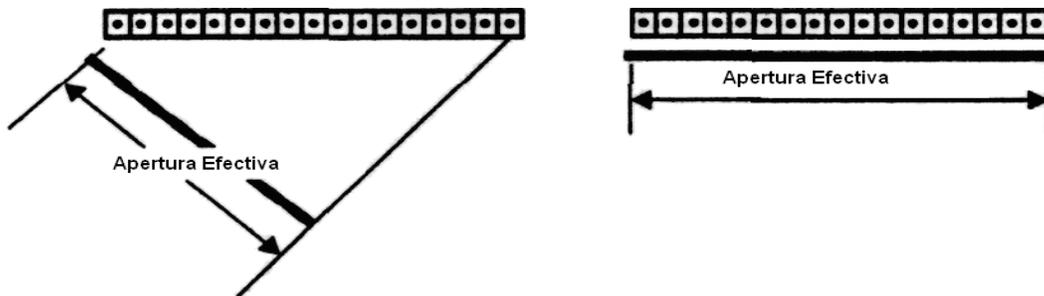


Figura 2.8 Apertura Efectiva

Formación de Rayo Digital/ Enfoque de Recepción del transductor.

La finalidad de disponer de un formador de rayo digital es para la suma discrecional de la recepción de los ecos de todos los elementos del transductor para cada rango(o profundidad), denominados verdadero enfoque dinámico. El procesamiento paralelo puede ser usado para generar múltiples rayos simultáneamente, la llamada Multi Línea de Adquisición la cual se explicara más adelante. Uno también puede tener una mayor cadencia de imagen ya que en los sistemas analógicos, tienen una rápida capacidad de pasar de un ángulo a otro.

Cuando se reciben ecos de un solo reflector con una superficie plana, serán alineados en el tiempo cuando se suman, como se muestra en la figura 2.9 debido a la desigualdad de distancia el rayo tiene que viajar antes de golpear en la superficie. El resultado será una imagen desenfocada.

Si la señal reflejada fue recibida por una superficie curva con la misma curvatura como la "onda reflejada", las resonancias deben ser alineadas a tiempo cuando todas se junten. El efecto de tener una curvatura del transductor

puede ser obtenido para el retraso de las resonancias de algunos elementos, en el ejemplo anterior la resonancia viaja a la distancia, d_1 , tendría que retrasarse para ser alineado con el de d_2 .

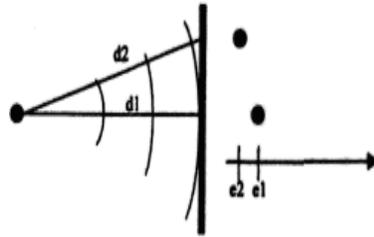


Figura 2.9 Desenfoque

En el formador de rayo del equipo de ultrasonido cardiovascular System Five de la compañía Vingmed Corp los retrasos son implementados en un circuito integrado, llamado FOCUSORS. Un focusor maneja los retrasos de cuatro elementos vecinos y también a estos los añade juntos.

Se agrega las salidas del focusor para otro circuito integrado, llamado BEAMADDER el cual se muestra en la figura 2.10.

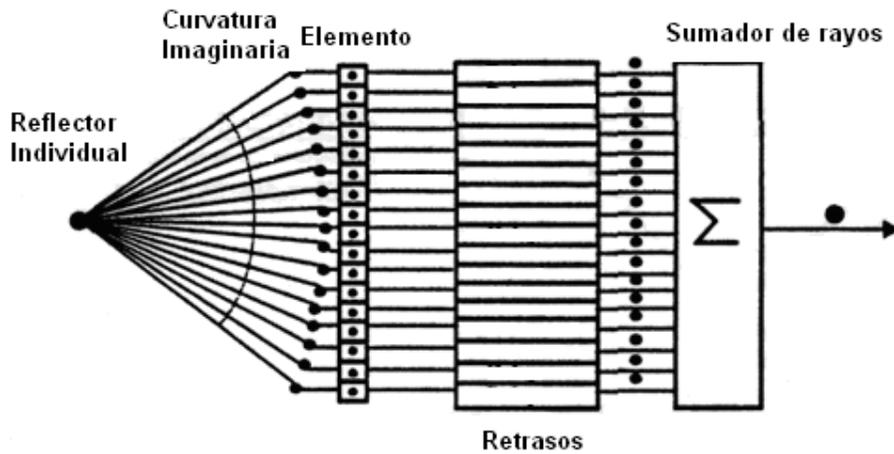


Figura 2.10 Enfocado

Se necesita un total de 32 focusors y 8 Beamadders para enfocar y la suma de 128 canales en el formador de rayo.

La ampliación de Apertura del transductor

El ancho del enfoque de un rayo de ultrasonido depende del punto focal y el tamaño de abertura de la prueba de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$D_F = K * \lambda * F / D \quad (2.2)$$

Donde:

F= Es la distancia del punto focal.

λ = Es la longitud de onda.

D= Es la apertura del transductor.

El ancho del rayo con una apertura constante como se muestra en la figura 2.11 para este particular punto focal. Para un punto focal superficial, la anchura del rayo será más limitada.

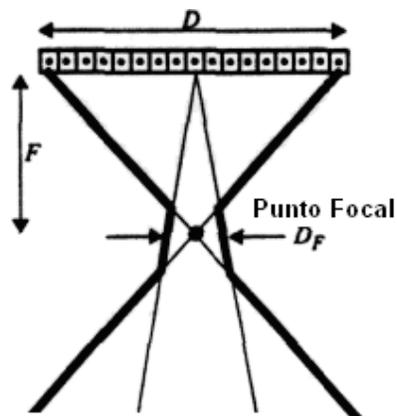


Figura 2.11 Ancho del rayo, apertura constante.

Con el fin de mantener aproximadamente el mismo ancho tan lejos como sea posible desde el transductor hasta el campo de visión, es necesario reducir la abertura cuando el enfoque es a intensidades superficiales (para ensanchar el rayo a propósito) y aumentarlo gradualmente a mayores profundidades (estrechar el rayo) con lo que se logra un rayo con ancho constante. Esto se llama ampliación de la apertura y causa una anchura del rayo bastante constante como se muestra en la figura 2.12. Es llevado a cabo por el control del número de elementos activos participantes en la recepción. El propósito de mantener la misma anchura del rayo, es obtener una imagen uniformemente enfocada y reducir los lóbulos laterales en el campo cercano.

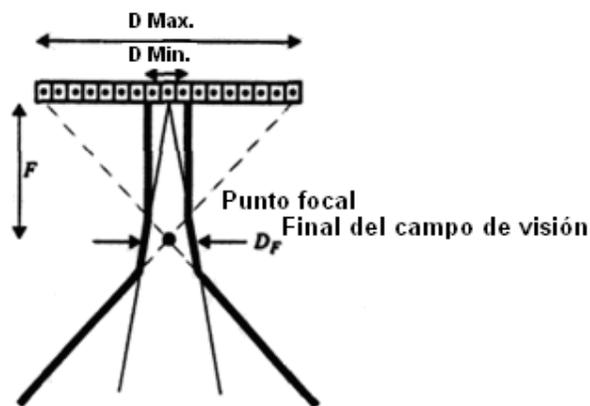


Figura 2.12 Ancho del rayo, apertura variable.

Conmutación de arreglos lineales

A fin de obtener la excelente calidad de imagen que se requiere para la mayoría de aplicaciones abdominal y periférica, se utilizan arreglos lineales. Estos arreglos tienen grandes elementos, enfocándose así directamente hacia abajo. Debido a la gran apertura, no hay suficiente retraso para dirigir el rayo por ejemplo, a 45° , por lo que la manera de cubrir un campo de visión suficiente, es utilizar algunos arreglos para construir un vector, y luego cambiar a otro conjunto de arreglos para la construcción del próximo vector, y así sucesivamente. De este modo, el rayo hará un barrido horizontal a lo largo de todo el arreglo de la superficie como se muestra en la figura 2.13.

La conmutación de los elementos se realiza tanto en el transmisor y en el formador de rayo. En arreglos lineales con más de 128 canales (por ejemplo, 192) hay un multiplexor (que se encuentra en el interior de la sonda) continuamente el redireccionamiento 128 de los 192 canales en su receptor de los 128 canales.

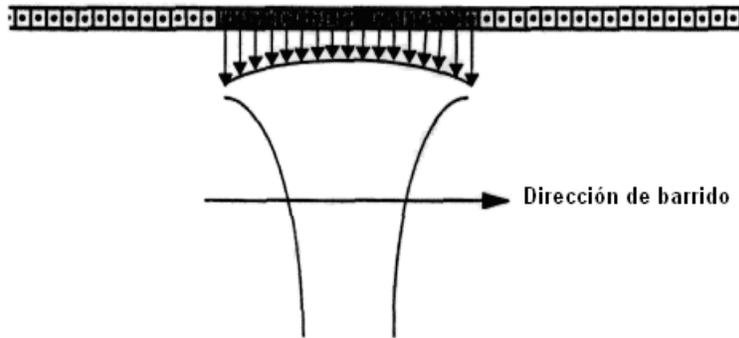


Figura 2.13 Barrido del arreglo lineal

Multi Línea de Adquisición (MLA)

El Sistema estándar 5 del formador de rayo genera un vector o línea cuando se reciben datos desde un pulso transmitido. Opcionalmente, dos formadores de rayos pueden ser implementados trabajando en paralelo con el primero, generando tres líneas simultáneas. Cada uno de los formadores de rayos tendrá diferentes direcciones de parámetros de retraso. Las líneas deben estar situadas relativamente cercanas (en el lóbulo principal de la transmisión del rayo). La ventaja de Multi-Línea de Adquisición es el aumento del porcentaje de la cadencia de imagen.

El MLA es implementado físicamente para la instalación de más enfocados y formadores de rayos después convertidos en A/D en el tablero de formadores rayos como se muestra en la figura 2.14.

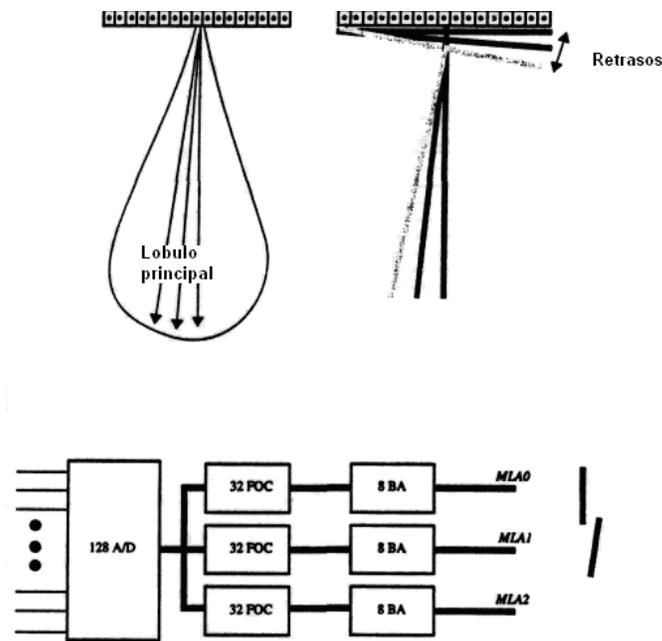


Figura 2.14 Multi Línea de Adquisición (MLA).

2.2 Proyección de Imagen de arreglo anular.

La prueba del arreglo anular del sistema consiste, entre otras cosas, de la construcción de un elemento transductor de 2 a 5 anillos concéntricos, hechos por un material piezoeléctrico, donde los anillos son eléctricamente aislados unos de otros como se muestra en la figura 2.15.

Los pulsos de ultrasonido de alta tensión en el rango de 2 a 7,5 MHz son reiteradamente aplicados a los distintos anillos con un tasa de repetición del pulso determinado por la configuración del sistema (como la intensidad y el ángulo). Estos pulsos forman un rayo de ultrasonido transversal en el cuerpo. La mayor parte de la energía es absorbida o atenuada (aprox. 1 dB / MHz / cm) en el tejido, pero algo de energía se refleja en las estructuras y células de la sangre en movimiento. Estas reflexiones se utilizan para generar flujo de imágenes Doppler de tejidos.

Una de las ventajas con los anillos concéntricos en los arreglos de pruebas anulares es en la oposición a prueba de arreglo de fases es la capacidad para enfocar también transversalmente a el plano escaneado, además del enfoque normal en los planos axial y lateral.

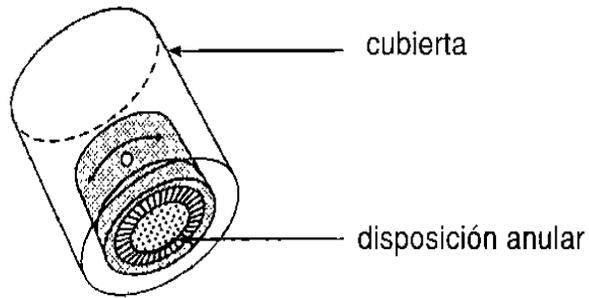


Figura 2.15 Arreglo de imágenes anulares.

Con el fin de obtener una imagen de un plano a través del corazón, el rayo del ultrasonido debe ser barrido en un arco como se muestra en la figura 2.16. Esto se hace mecánicamente por un motor que maneja el elemento hacia adelante y hacia atrás mientras que transmite y recibe.

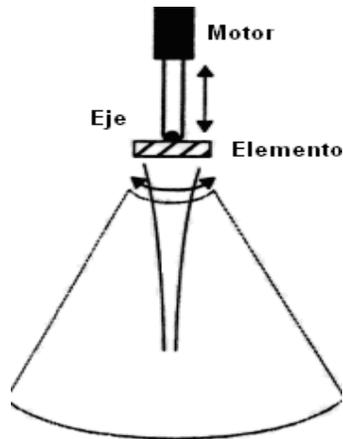


Figura 2.16 Movimiento del Elemento

Movimiento del Transductor

El elemento transductor se traslada mecánicamente por un motor. El motor lineal es manejado por un controlador de lazo regulado como se muestra en la figura 2.17. Una referencia de barrido es generado en el controlador. Este barrido es comparado con la posición de la señal de retroalimentación (desde la sonda) reflejando la posición del elemento. La diferencia entre la referencia y

la posición de retroalimentación es utilizada para conducir el elemento en la dirección deseada.

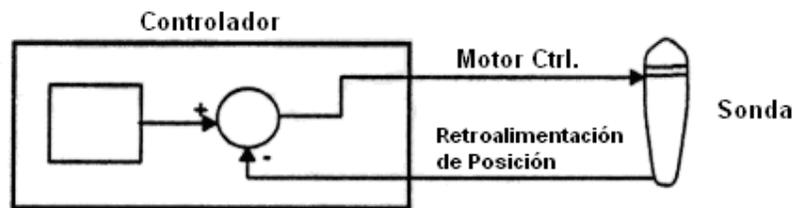


Figura 2.17 Controlador de motor

El tipo de barrido dependerá del modo de operación y la configuración del sistema. La frecuencia y la amplitud de la referencia de barrido determinarán el ángulo escaneados y la cadencia de imagen de los sectores mostrados. A continuación se muestra un barrido utilizado en el modo de Triplex, con un escaneo de tejido a la izquierda, un flujo escaneado a la derecha y Doppler cuando el elemento se detiene. Un tejido escaneado suele ser significativamente más corto que un flujo escaneado debido a que requiere más tiempo de recolección de datos en los dos modos.

El controlador genera varias señales escaneadas como se muestra en la figura 2.18, la cual variará en función del tipo de barrido. Estas señales son utilizadas por el sistema para sincronizar la activación de la transmisión y recibiendo muestras de resonancias.

LSCAN_L (escaneo izquierdo) se activa cuando el elemento se desplaza de derecha a izquierda.

RSCAN_L (escaneo derecho) se activa cuando el elemento se mueve de izquierda a derecha.

STAT_L (estacionario) se activa cuando el elemento esta estático.

TLREQ_L (Solicitud de línea de tejido) es activada cada vez que una línea de flujo de tejido es escaneado debe ser generado (máximo 128 veces por escaneo). Inicia la transmisión de la secuencia activada.

FLREQ_L (Solicitud de Línea de flujo) estos impulsos son activados cada vez que una línea de flujo se ha generado (máximo 64 veces por escaneo).

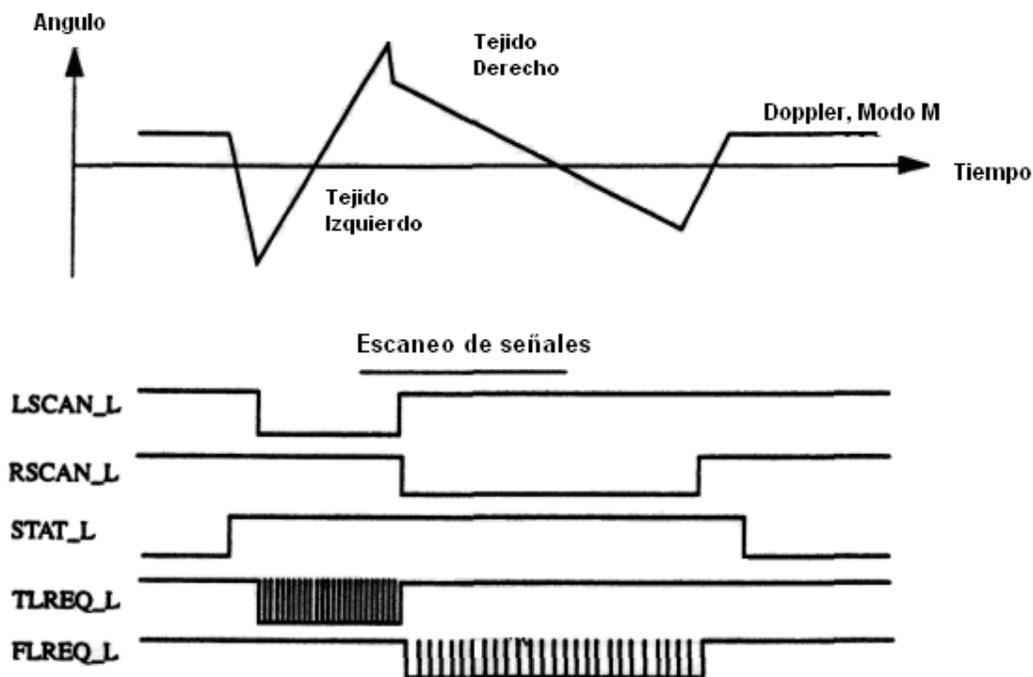


Figura 2.18 Señales escaneadas.

Rayo de ultrasonido.

Resolución y Penetración

A fin de obtener imágenes nítidas y bien definidas, el rayo de ultrasonido debe ser lo más estrecho posible, en la región de interés. La resolución Lateral (la capacidad para separar dos reflectores horizontales adyacentes) es directamente proporcional a la anchura del rayo que de nuevo se determinado por sus elementos de radio y curvatura, además de la distancia (profundidad) desde el transductor y la frecuencia del ultrasonido. La resolución axial (la capacidad para separar dos reflectores verticales adyacentes) es inversamente proporcional a la frecuencia del ultrasonido, no afectados por la anchura del rayo. La resolución axial mejorará cada vez con el incremento de la frecuencia.

Sin embargo, desde el tejido de absorción de ultrasonido incrementado con la frecuencia se reducirá la penetración.

La penetración es una medida de cuán profunda se puede visualizar las estructuras.

Enfoque de Transmisión.

Desde el campo de la óptica se sabe que para enfocar un rayo de luz, se utilizan lentes curvos. Los lentes curvos producirán un punto focal con una distancia arreglada para la lente. Para escáneres de ultrasonido donde el área de interés puede variar por ejemplo de 10 a 25 cm con el mismo tipo de prueba, un foco fijo no es suficiente. Uno debe ser capaz de cambiarlo. Esto se hace mediante el controlador del retraso transmitido entre los anillos del elemento. Cada uno de los anillos puede ser "activado" independientemente en diferentes momentos durante la transmisión. Para la excitación del primer anillo exterior y de los anillos interiores con grandes retrasos a medida que el tiempo transcurre, el punto de enfoque puede ser programado a la intensidad deseada como se ilustra en la figura 2.19. El tiempo de retraso se puede cambiar dependiendo de la configuración de intensidad, por lo tanto, lograr una distancia focal variable.

El uso de este método de activación de pulsos de transmisión da el mismo efecto que si el elemento fuera curvo como una lente y la curvatura podría ser cambiada como se muestra en la figura 2.19.

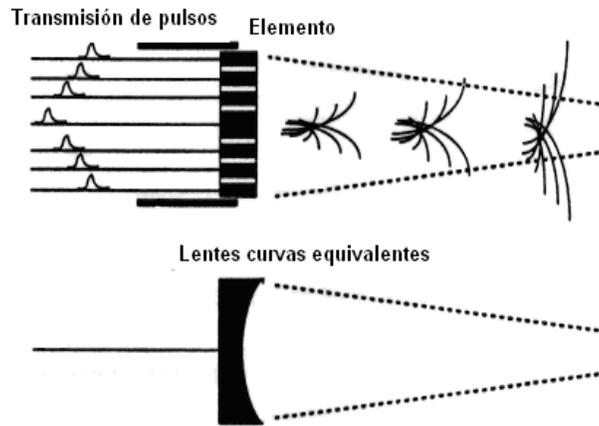


Figura 2.19 Enfoque Transmitido

Recepción de Enfoque.

El enfoque en la recepción es necesario debido al hecho de que la señal reflejada de un objeto no podrá regresar a todos los anillos de la sonda, al mismo tiempo, esto debido a la desigual distancia que tiene que viajar. Con el fin de compensar esto, la señal de retorno al centro y anillos interiores son retrasados con respecto al anillo exterior, con lo que se "alinean" los ecos reflejados en el tiempo como se muestra en la figura 2.20.

En el Sistema 5 de la señal reflejada de cada anillo es alimentado por 16 diferentes enfocadores.

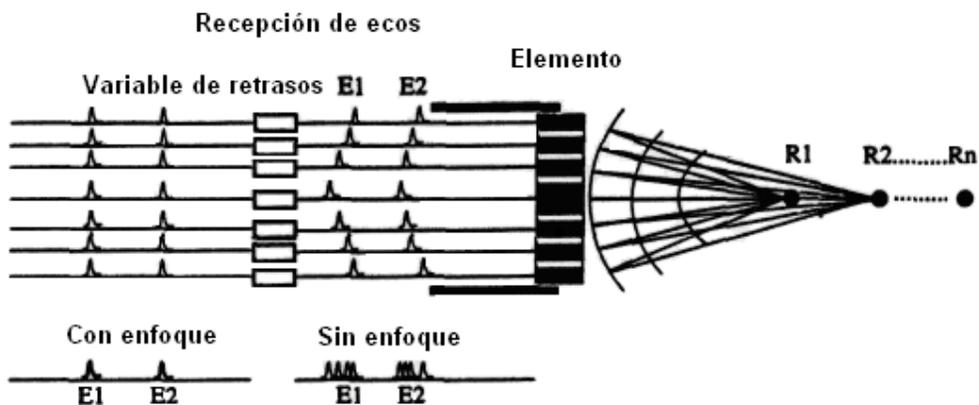


Figura 2.20 Enfoque de Recepción.

Formatos de Imagen del ultrasonido

Modo M.

En Modo M el elemento de la sonda está en reposo (en modo estacionario) apuntando a la zona de interés. El Modo M se muestra en el dominio del tiempo con el tiempo en el eje "x" y la intensidad a lo largo del eje "y". A medida que el tiempo transcurre uno verá el movimiento de los objetos orientados en la pantalla como se muestra en la figura 2.21.

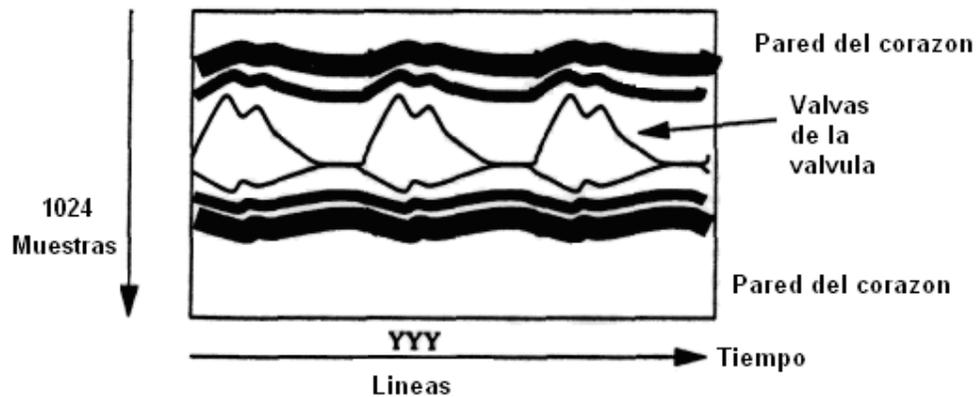


Figura 2.21 Pantalla del Modo M.

Tejido 2D.

En modo 2D escanea la sonda a través de un sector, al tiempo que transmite pulsos ultrasónicos y la recepción de los ecos de las estructuras y tejidos. Cuando se hace un escaneo (de izquierda a derecha o de derecha a izquierda), de un total de 128 pulsos transmitidos son activados y 128 líneas escaneadas (o rayos) son construidos. Cada escaneo de línea consiste en un máximo de 1024 muestras como se muestra en la figura 2.22.

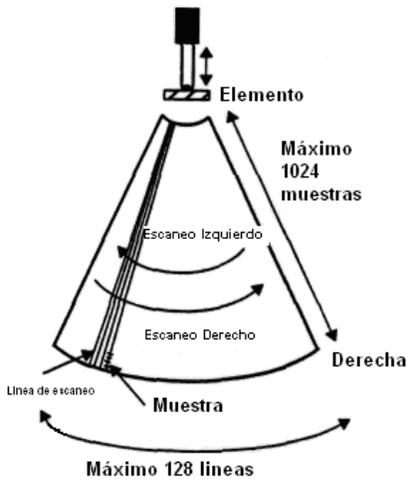


Figura 2.22 Pantalla de un sector del tejido 2D.

Doppler

La sonda del elemento está en reposo (en modo estacionario) apuntando a la zona de interés. El espectro es, como en el Modo M, representada en el dominio del tiempo con el tiempo a lo largo del eje "x" y las velocidades a lo largo del eje "y". El analizador de espectro puede diferenciar 256 componentes de velocidad. La pantalla espectral está organizada como se muestra en la figura 2.23.

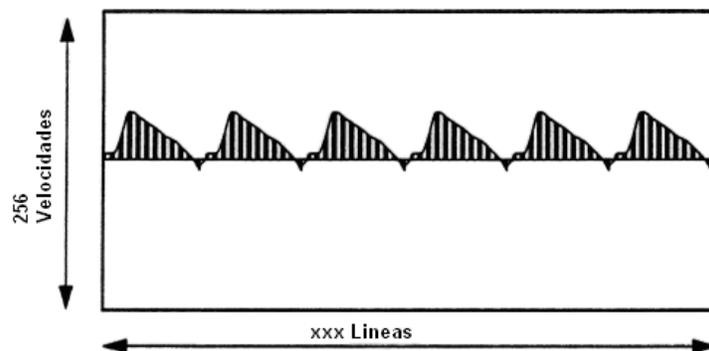


Figura 2.23 Espectro de pantalla

Flujo de Color.

El sector de color se divide en el flujo de líneas escaneadas con un máximo de 256 muestras por línea escaneada como se muestra en la figura 2.24. Cuando los datos recolectados del flujo 2D, la sonda generalmente escanea de izquierda a derecha mientras se transmiten los pulsos de ultrasonido y recibiendo los desplazamientos Doppler desde los objetos en movimiento.

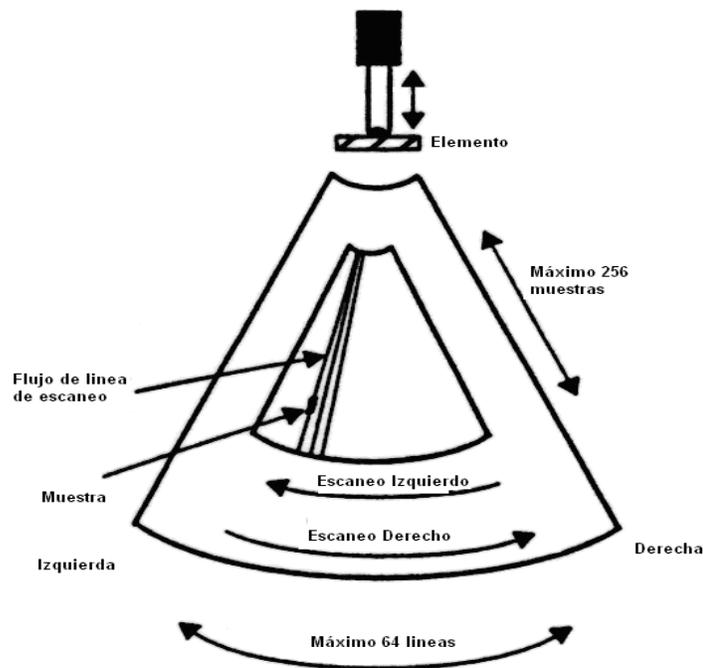


Figura 2.24 Pantalla del Sector del flujo en 2D

Color Modo-M

En color Modo-M el flujo de información se superpone sobre el tejido de la pantalla Modo-M. Los datos son recogidos mientras que la sonda está en reposo. La pantalla está en el dominio del tiempo. Los vectores de tejido a lo largo de la profundidad del eje se construyen a partir de un máximo de 1024 muestras de tejidos, mientras que los vectores de color se construyen desde un máximo de 256 muestras de color como se muestra en la figura 2.25.

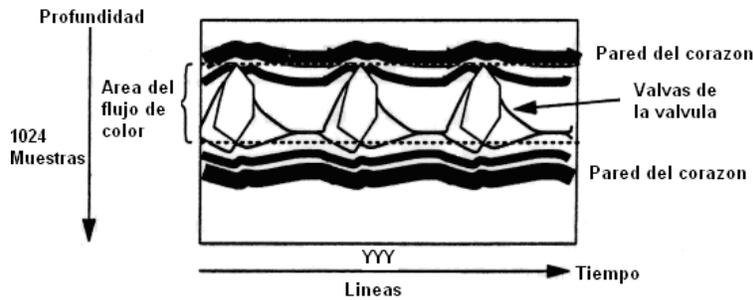


Figura 2.25 Pantalla Color Modo-M.

2.3 Proyección de Imagen intravascular.

Las imágenes de un ultrasonido intravascular invasoras es una modalidad, donde se coloca un transductor dentro de un catéter que se puede insertar en las venas y arterias. Las principales aplicaciones son cardiovasculares y de las arterias coronarias. Las imágenes intravasculares se utilizan principalmente para generar imágenes en dos dimensiones blanco y negro de los tejidos circundantes alrededor de una arteria, visto desde dentro, para ciertos catéteres también se puede utilizar para las mediciones Doppler. En cuanto a imágenes de ultrasonido convencional, el elemento transductor es construido por un material piezoeléctrico, que emite ondas de ultrasonidos cuando son impulsados con una ráfaga de alta tensión. Sin embargo, a diferencia de los transductores de imágenes de arreglos anulares los cuales tienen varios anillos, este transductor consta de un sólo elemento. Los pulsos de ultrasonido de alta tensión en el rango de 10 a 30 MHz en repetidas ocasiones se aplican al elemento transductor con un determinado tasa de pulsos de repetición por la configuración del sistema (como la intensidad y la frecuencia del transductor). Estos pulsos forman un rayo de ultrasonido, transversal dentro del tejido. La mayor parte de la energía es absorbida o atenuada (aprox. 1dB / MHz / cm), pero algo de energía se refleja en las estructuras. Estas reflexiones se utilizan para generar imágenes de tejidos.

Las imágenes tienen una forma circular con el transductor colocado en origen como se muestra en la figura 2.26. Con el fin de generar esa imagen, el transductor debe girar 360 ° en tanto que la transmisión y recepción perpendicular a la dirección a la arteria (en las paredes de las arterias).

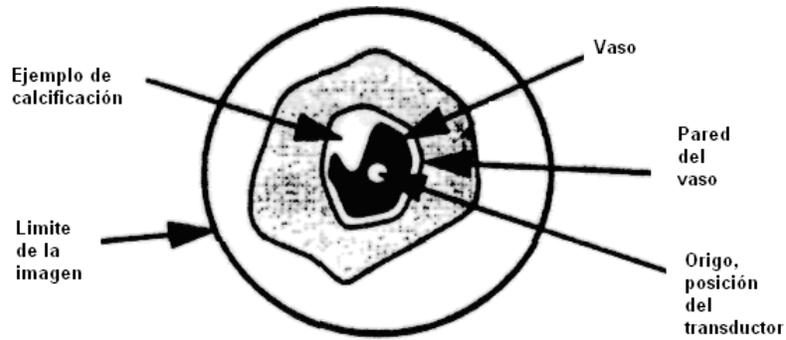


Figura 2.26 Ejemplo de imagen

Catéter

Tecnologías del Transductor.

La punta del catéter puede ser construido como se muestra en la figura 2.27. La parte superior muestra un dibujo de un transductor que es rotado mecánicamente. El elemento está montado a una unidad de eje flexible impulsado por un motor. Este método puede causar tensión a los cables del transductor.

El dibujo inferior muestra un catéter cuando el transductor se fija en la parte delantera, que transmite el ultrasonido en un espejo giratorio adjunto a la unidad de eje. En este caso, los cables del transductor no se mueven.

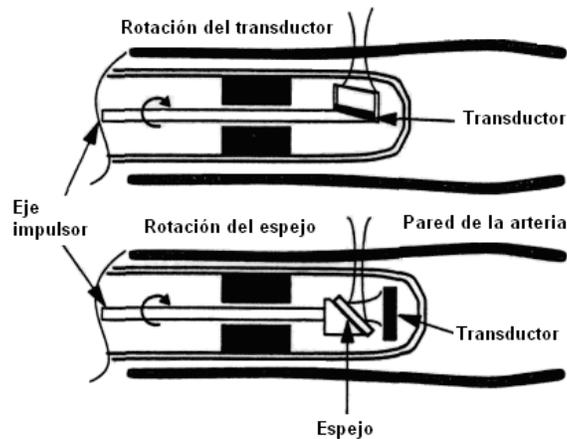


Figura 2.27 Tecnologías del Transductor

Aplicaciones del catéter

El diámetro de los catéteres varía según la aplicación, de 2.9 French a 10 French varían dependiendo de las aplicaciones como son: Para aplicaciones cardiacas de 8 a 10 French / 10 a 20 MHz son los catéteres más comunes.

- Para aplicaciones periféricas de 5 a 8 French / 20 a 30 MHz son los catéteres que se utilizan.
- Para las arterias coronarias de 2.9 a 4.3 French / 30 MHz.

French

Es una medida que se utiliza para expresar el calibre de diferentes instrumentos médicos tubulares incluyendo sondas y catéteres.

Existen múltiples tipos de sondas que difieren en cuanto al calibre, forma, material, número de vías y mecanismo de retención: En cuanto al calibre, se proporciona según la escala francesa.

La escala francesa se abrevia Ch, CH, Fr, FR o simplemente F al lado del valor del diámetro del catéter.

Equivale aproximadamente a dividir el valor del diámetro en Francés por 3 para obtener el valor que corresponde en milímetros esto se muestra en la figura 2.28.

La siguiente ecuación resume la relación entre el diámetro (\emptyset) y French (Fr):

$$Fr = \emptyset \text{ (mm)} \times 3 \quad (2.3)$$

Por ejemplo, si el tamaño es 9 French, el diámetro en milímetros es de 3 mm

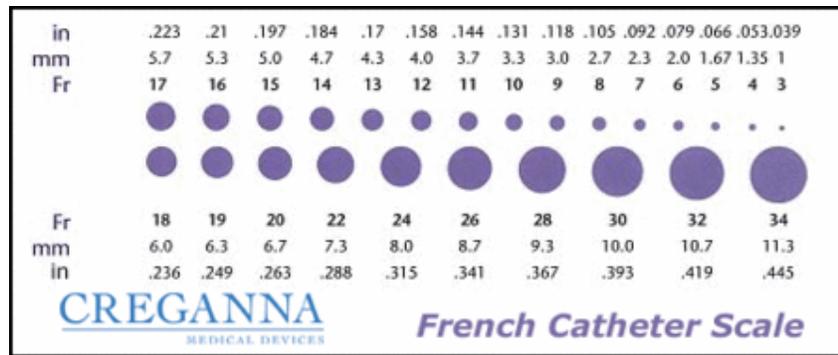


Figura 2.28 Escala de catéteres French

Tipos de catéter

Durante la inserción de un catéter en una arteria, es necesario guiarlo con un cable rígido. La forma en que este cable se une se ha traducido en 3 diferentes tipos de catéteres:

FWC (Catéteres de cable fijo).

Rx (Catéteres Rx).

OTW (Catéteres sobre el cable).

Rayo de ultrasonido

Resolución y Penetración

Con el fin de obtener un punto, imágenes bien definidas, el rayo de ultrasonido debe ser lo más estrecho posible, en la región de interés. Los tipos de resolución se describen a continuación:

Resolución Lateral (es la capacidad para separar dos reflectores horizontales adyacentes) es directamente proporcional al ancho del rayo que de nuevo se determina por el elemento / espejo radio y curvatura, además de la distancia (profundidad) de transductor / espejo.

Resolución Axial (es la capacidad para separar dos reflectores verticales adyacentes) es inversamente proporcional a la frecuencia del ultrasonido, no se verán afectados por el ancho del rayo. Esta resolución Axial mejorará con el incremento de la frecuencia. Sin embargo, desde la absorción del tejido el ultrasonido aumenta con la frecuencia y con la penetración habrá una disminución.

La penetración es una medida de como la profundidad puede visualizar estructuras. Están varían de aproximadamente 3 mm, con 30 MHz / 2.9F catéter a 70 mm, con 10 MHz / 10F catéter.

Enfoque

Desde el campo de la óptica se sabe que para centrar un rayo de luz, se utilizan lentes curvas. Estas podrán enfocar un punto en una distancia fija desde el transductor/espejo. La distancia así como la ancho del rayo, viene dado por el radio y curvatura del transductor/ espejo.

El único enfoque implementado para el Sistema 5 de imágenes intravasculares, es enfocando la transmisión del rayo a la forma del transductor elemento / espejo. La distancia focal (del transductor / espejo hasta el punto de donde el rayo es más estrecho) con varios tipos de catéteres como se muestra en la figura 2.29.

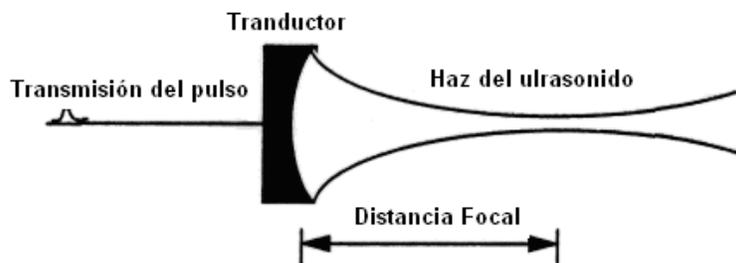


Figura 2.29 Enfoque de Transmisión

Movimiento del Transductor elemento / espejo.

El transductor elemento o espejo es rotado mecánicamente por un motor situado dentro de un motor POD. El motor se fija a un eje que a su vez se fija a los transductor / espejo.

Una referencia de tensión correspondiente a una cierta velocidad, del eje giratorio es generada en un controlador. Esta señal es comparada a una señal analógica de retroalimentación de posición (desde el Motor POD) que refleja la posición del elemento / espejo. La diferencia entre la referencia y la retroalimentación de posición se utiliza para conducir el elemento / espejo a la velocidad deseada como se muestra la figura 2.30.

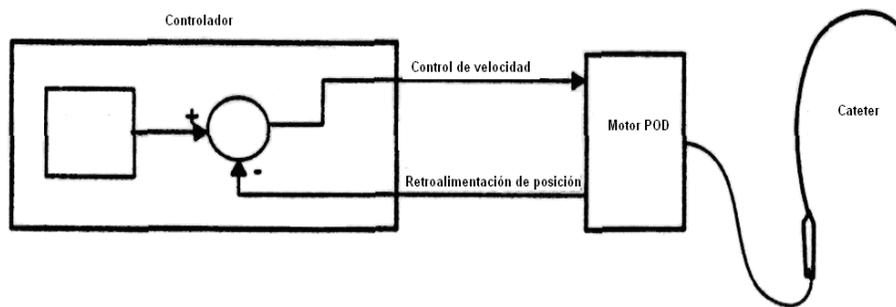


Figura 2.30 Controlador de motor

Formato de Imagen.

El controlador genera unas señales de escaneo digital proveniente de tres señales digitales de retroalimentación de posición que provienen de un tacómetro en el interior del motor POD. Estas son tres señales dos de ellas giran 256 veces por revolución y la otra gira una vez por revolución.

Las señales derivadas se utilizan para sincronizar transmitir y recibir la activación de muestreo de los ecos.

TACHO256: 256 pulsos por revolución, que sirve para iniciar la transmisión de los pulsos del ultrasonido y muestreo de los vectores necesarios para la construcción de una imagen.

FRMSYNC_L: Un marco de la señal de sincronización ocurre una vez por revolución, que se utiliza para sincronizar la recepción de muestreo. La imagen intravascular se construye como se muestra en la figura 2.31.

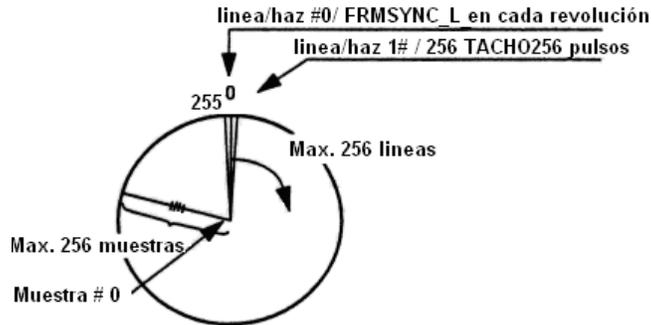


Figura 2.31 Pantalla de la Imagen.

Recolección de Datos

Una rotación escaneada es iniciada por FRMSYNC_L. El primer pulso TACHO256 a seguir, dispara el transmisor, y transmite el pulso que son activados en esta dirección. Entonces recibe los ecos desde el pulso donde es filtrado en paso bajas, amplificado (TGC), convertidor A / D y controlados TGC (digital) de nuevo, véase el diagrama de bloques funcional que se muestra en la figura 2.32. El elemento / espejo que está en constante movimiento, activa un nuevo pulso, y la misma secuencia se repite. El movimiento giratorio del elemento / espejo mientras las resonancias son recibidas, es insignificante en comparación con el poco tiempo que se tarda en proceso de la señal recibida. Cuando se hace un escaneo giratorio, un total máximo de 256 pulsos transmitidos son activados y 256 líneas escaneadas (rayos) son construidos. Cada línea consiste en escanear máximo 256 muestras. Los datos son almacenados en la memoria, escaneados y convertidos y alimentados a través de los gráficos Bd a la pantalla.

A continuación se muestra un diagrama de bloques funcionales del flujo de datos.

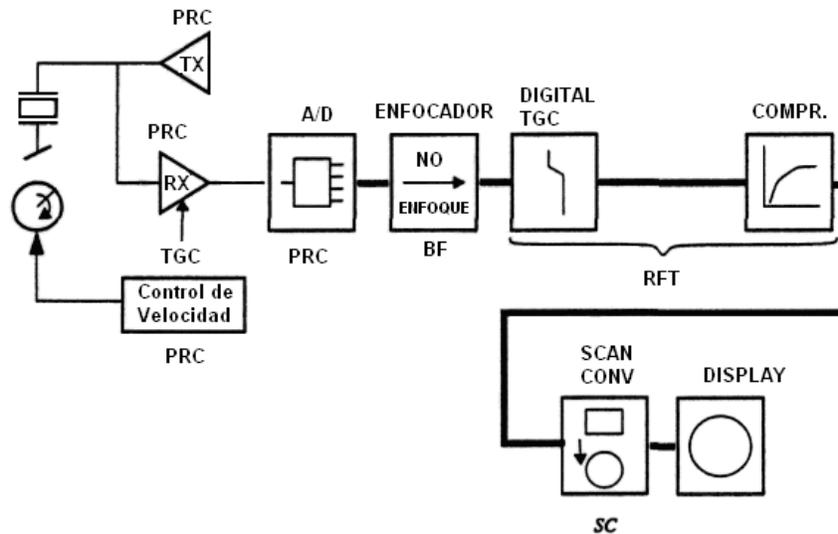


Figura 2.32 Flujo de Datos

2.4 Procesamiento para obtención de imágenes del tejido.

Modo-M.

La tasa del pulso de repetición de la transmisión de pulsos en Modo-M es bastante alto en comparación con el modo 2D, y está limitado por la velocidad acústica del sonido en el tejido (~ 1540 m/s) y el deseado campo de visión/intensidad. Después un pulso se ha transmitido, un tiempo relativamente largo se utiliza para la recepción de los ecos de retorno del cuerpo. Los ecos recibidos son: amplificados, convertidos a A/D, centrado, pasa al controlador TGC, filtrado, detectado, comprimido, detector de pico, realce del borde cortado antes de ser almacenado en la memoria, escaneado y convertido en la pantalla. Máximo 1024 muestras se construyen para cada pulso transmitido.

Tejido 2D.

Un pulso es activado en una dirección, entonces las resonancias recibidas desde este pulso son amplificadas (ATGC), convertidor A/D, centrado (recibe enfoque), controlador digital TGC filtrado, detectado, comprimido, el offset es añadido y la señal es recortada, véase el diagrama de bloque funcional, como se muestra en la figura 2.33.

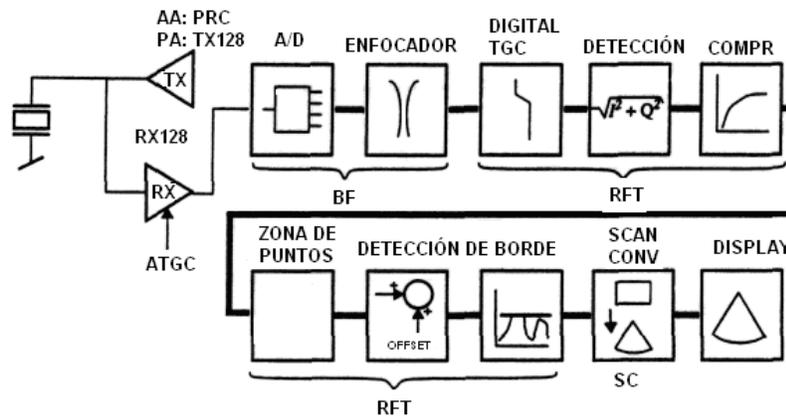


Figura 2.33 Flujo de Datos del tejido en 2D

Descripciones detalladas de procesos de los datos.

Los diferentes procesos de datos después de enfocarse y antes de la conversión escaneada se describen en este capítulo.

Tiempo de compensación de ganancia (TGC)

Debido a la atenuación del ultrasonido en el tejido (aprox. 1dB / cm MHz), las reflexiones desde el tejido en lo mas profundo son mucho más débiles que las reflexiones de estructuras poco profundidad. Con el fin de compensar esta disminución de intensidad, el tiempo de compensación de ganancia se proporciona. La amplificación se incrementa cada vez con más profundidad. En el Sistema 5 hay dos tipos de este:

Tiempo de compensación de ganancia analógica con un rango de 0 a 40 dB es implementado en el tablero de recepción. El propósito de esto es también para optimizar la tensión de entrada a los convertidores A / D.

Tiempo de compensación de ganancia digital es implementado en el tablero procesador de tejido. Este es el TGC el cual es controlado por el usuario a través del manejo de los potenciómetros en el panel frontal.

Filtrado RF

Las imágenes de alta resolución se obtienen mediante ultrasonido de alta frecuencia (sacrificando la penetración), una buena penetración de las imágenes se obtiene utilizando frecuencias bajas (sacrificando la resolución). Estos dos hechos se combinan en el lado de la recepción utilizando los llamados filtros de barrido, es decir, después de la multiplicación compleja, un filtro paso bajas es barrido desde un límite de poca profundidad gradualmente bajo a un límite bajo a lo más profundo. Usando una analogía del barrido del filtro paso banda se muestra en la figura 2.34.

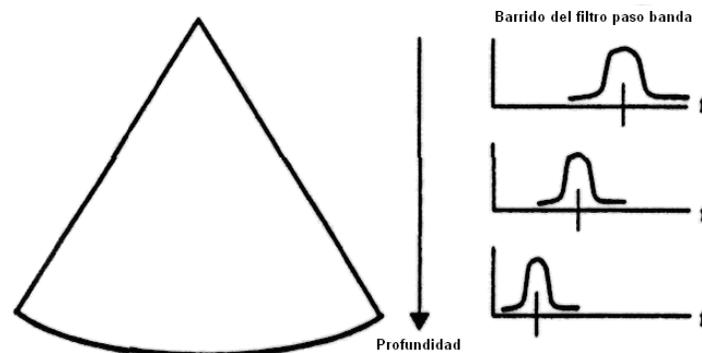


Figura 2.34 Barrido de filtro

Detección

Detección (o rectificación) es un proceso en el que la señal de amplitud se deriva de la señal de RF, es decir, el signo no se toma en cuenta. En el Sistema 5 esto se hace digitalmente sobre la RF y el tablero procesador de tejidos por una operación de raíz cuadrada de las componentes de las dos fases, I y Q.

Pre Compresión

La detección de una señal es por lo general combinado con la compresión de señales de bajo nivel son amplificadas más que las señales fuertes. Esto se hace para reducir el rango dinámico, entonces las resonancias débiles pueden ser visualizadas junto con las fuertes. Una típica función de transferencia de una curva de compresión se muestra a continuación en la figura 2.35.

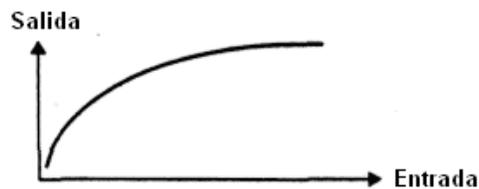


Figura 2.35 Compresión

Prueba del rayo manipulado / Zona de sutura.

Como se puede ver en las descripciones sobre el enfoque, el rayo transmitido tiene un solo punto focal, muy a menudo se encuentra en el centro del campo de visión. Se tendría un mejor enfoque si se podrían combinar los datos recibidos procedentes de diferentes rayos con diferentes puntos de enfoque transmitidos. Esto puede ser logrado en el Sistema 5 con los llamados prueba de enfoque de transmisión. Varias rayos con diferente enfoque y diferentes frecuencias de transmisión son activados a una misma dirección (aunque no de forma consecutiva), y los datos recibidos se combinan de tal forma que las zonas de enfoque desde cada rayo son "suturados" juntos. La técnica es más comúnmente utilizada con arreglos lineales para obtener una excelente calidad de imagen (sacrificar la tasa de cuadro) como se muestra en la figura 2.36. También es generalmente combinado con el barrido de los filtros de recepción.

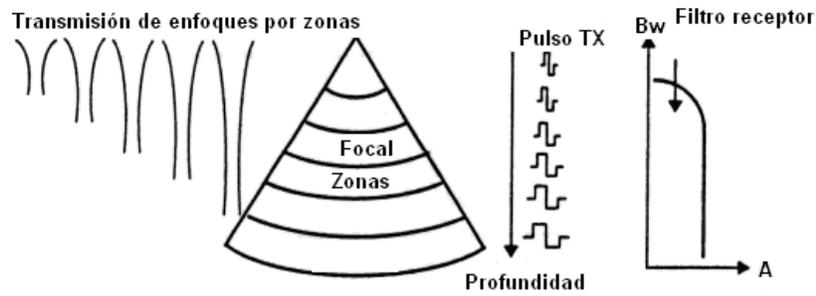


Figura 2.36 Composición del rayo.

Detección de pico y realce del borde

Detección del pico se hace con el fin de reducir "los agujeros negros" de la imagen. Se logra mediante la comparación de dos o más muestras consecutivas a lo largo del rayo, recogiendo el más amplio para seguir el procesamiento de datos.

Realce del borde es una técnica de filtro donde un cambio rápido en la amplitud de la señal recibida, por lo tanto será más fácil de visualizar objetos en movimiento y estructuras como se muestra en la figura 2.37. El grado del realce se suele ser más alta en la modalidad en Modo-M.

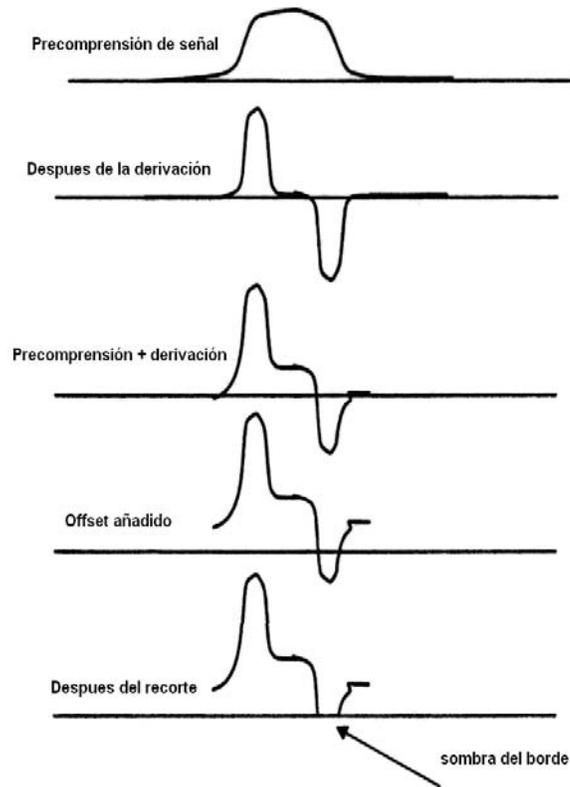


Figura 2.37 Realce del borde

2.5 Procesamiento del Espectro Doppler

Descripción General

Cuando una onda de ultrasonido se transmite en el cuerpo, la velocidad de cualquier movimiento dispersor se modulará en la frecuencia de la señal transmitida. La retrodispersión de la señal tendrá una frecuencia mayor o menor dependiendo si el objetivo se aleja de o hacia el transductor. El cambio de frecuencia de la retrodispersión de la señal se puede obtener mediante la siguiente ecuación:

$$F_d = 2F_0v / c \quad (2.4)$$

Donde:

F_0 es la frecuencia de transmisión del ultrasonido.

v es la velocidad del dispersor

c es la velocidad acústica en el tejido (aprox. 1540 m/s).

La ecuación anterior es válida siempre que el ángulo entre el rayo del ultrasonido y la dirección del flujo de la sangre es pequeña, es decir, está cerca del rayo paralela al flujo. La onda de ultrasonido (F_0) es típicamente en el rango de frecuencias de 2 a 7.5 MHz, mientras que las velocidades de las células de la sangre se mueve en el rango de +/- 0 a 40 kHz. Hay dos maneras de medir la velocidad de las células de la sangre utilizando la técnica de Doppler. Una de ellas es usando la onda pulsada (PW) Doppler, y el otro es usando una onda continua (CW) Doppler.

A continuación se presenta en la figura 2.38 un diagrama de bloques funcionales de los flujos de datos Doppler.

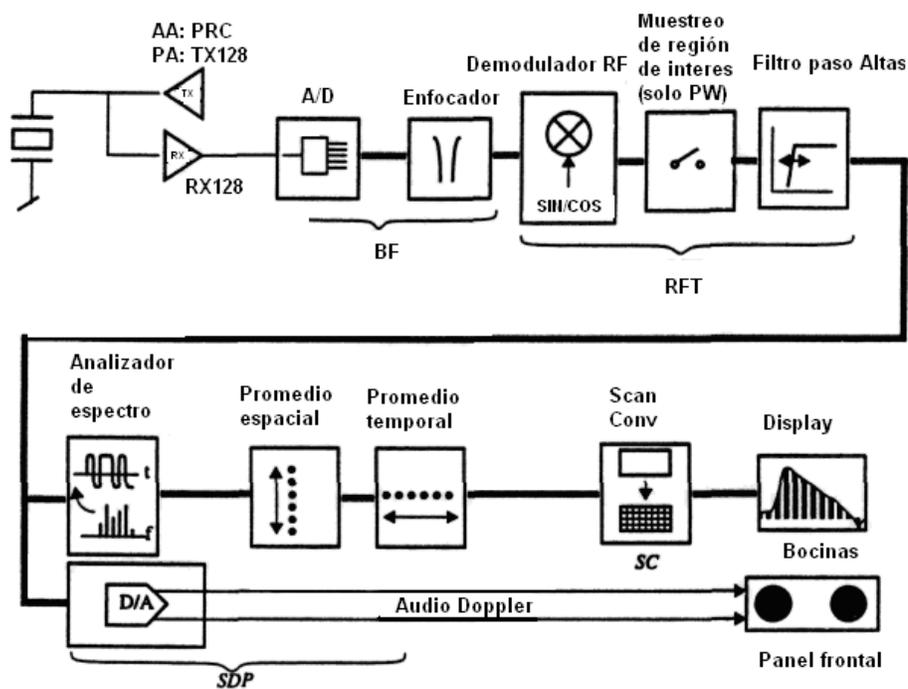


Figura 2.38 Flujo de datos Doppler

Descripciones detalladas de procesos de datos

Muestreo en la onda pulsada (Banda Angosta)

Dado que lleva tiempo para que la onda de sonido para viajar desde el transductor, hasta el objetivo y realizar el respaldo de seguridad,

$$t = 2d/c, \text{ donde; } t = \text{ tiempo, } d = \text{ distancia, } c = 1540\text{m / s} \quad (2.5)$$

Hay una limitación de cada cuando uno puede transmitir (tasa de repetición de pulsos) para evitar que se hace resonancia de dos pulsos de transmisión al mismo tiempo, (límite de Nyquist).

El receptor puede muestrear la señal un cierto período de tiempo seleccionado después de transmitir, llamada la profundidad. El tamaño de la muestra el flujo de sangre se llama volumen de muestra, que se muestra en la figura 2.39.

El PW Doppler convencional se limita a la medición de las velocidades por debajo de la mitad del límite de Nyquist (o por debajo del límite de Nyquist si la llamada envolvente espectral se utiliza (la línea base se traslada arriba/ Abajo)). Las Velocidades por encima del límite de Nyquist se nombraran, es decir, estarán envueltas alrededor como Velocidades contrarias.

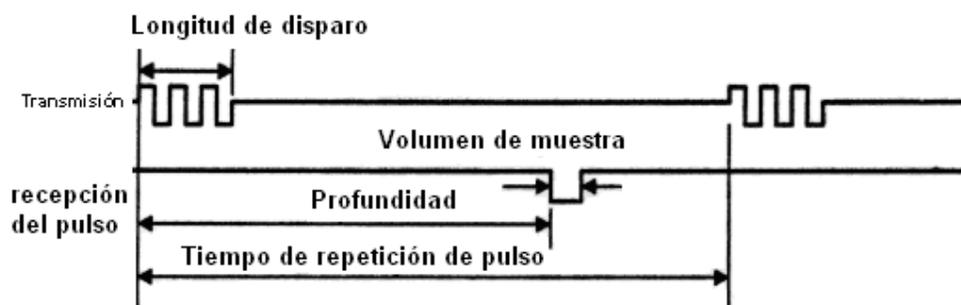


Figura 2.39 Pulsado de onda Doppler

En el Doppler de alta PW PRF la tasa de repetición del pulso puede ser mucho mayor que en PW convencionales. Sin embargo, en este modo hay varios volúmenes de la muestra situadas a lo largo del rayo ultrasónico. Esto por supuesto causa rangos de ambigüedad, ya que es imposible interpretar el volumen de la muestra retrodispersada Doppler se originan cambios.

La técnica de Doppler PW en el Sistema en dos dimensiones, donde el volumen de muestra es dividida en rangos discretos máximos de 64. Para transmitir cada pulso (a lo largo del eje horizontal), estos 64 rangos pueden ser almacenados a lo largo del eje vertical, como se muestra en la figura 2.40, por lo tanto, la construcción de una matriz. Con el fin de incorporar el efecto del desplazamiento del dispersor desde un pulso a otro, la señales retrodispersadas para la estimación DFT son recogidos de diferentes retrasos (rangos) de pulso a pulso. Este método de realizar el análisis del espectro PW Doppler que permite medir las velocidades de hasta ~ 7 veces la tasa de repetición de impulsos sin seudónimos.



Figura 2.40 PW volumen de muestra

Onda Continua

Los elementos del transductor se dividen en una sección para transmitir y otra sección para recibir. Una señal de ultrasonido es transmitida continuamente en el cuerpo y en la señal reflejada demodulada en el receptor. Este modo carece de rango o resolución de profundidad (uno no sabe la ubicación de los diferentes dispersores), pero el problema con una tasa de repetición de pulso limitada no existe, lo que da la capacidad de medir velocidades altas.

Filtrado Paso Altas

Antes del análisis de espectro, la señal es filtrada en paso altas para eliminar los componentes de baja frecuencia. Esto se hace en un filtro digital variable en la RF y tablero procesador de tejidos y también se llama Baja Velocidad Rechazada desde un punto de vista del usuario como se muestra en la figura 2.41.



Figura 2.41 Filtrado Paso Altas.

Analizador de espectro

Una modificación de la transformada de Fourier discreta se utiliza para realizar el análisis del espectro digital. Como se mencionó anteriormente, la totalidad de la muestra en volumen PW se divide en un máximo de 64 muestras discretas o rangos, con lo que hay 64 rangos discretos (que conforman una muestra de volumen) por transmisión de pulso. Muestras /rangos máximo de 512 pulsos se almacenan en una matriz, como se muestra en la figura 2.42.

	(n) Máximo 512 pulsos				
(r) ↓ Máx. 64 muestras	$x(0,0)$	$x(0,1)$	$x(0,n)$		$x(0,N-1)$
	$x(1,0)$	$x(1,1)$	$x(1,n)$		$x(1,N-1)$
	$x(r,0)$	$x(r,1)$	$x(r,n)$		$x(r,N-1)$
	$x(R-2,0)$	$x(R-2,1)$	$x(R-2,n)$		$x(R-2,N-1)$
	$x(R-1,0)$	$x(R-1,1)$	$x(R-1,n)$		$x(R-1,N-1)$

Figura 2.42 Almacenamiento de datos PW

Mediante la organización de los datos de esta manera, la señal retrodispersada de un dispersor se moverá hacia arriba o hacia abajo en función de su velocidad a medida que el tiempo transcurre para cada nuevo pulso, [n]. Así, por el desempeño de DFT en diferentes pistas en el que los datos se recogieron de diferentes rangos de pulso a pulso, uno puede estimar varios componentes frecuencia / velocidad presentes en la muestra de volumen.

Hay un total de 256 componentes de la frecuencia máxima (pendientes) o las velocidades que se estima es en el análisis de espectro completo.

Para el modo CW de la adquisición de datos se hace en función del tiempo, es decir, en un rango de tiempo que transcurre.

2.6 Procesamiento para obtención de imágenes a color

Descripción General

Flujo 2D

En PW Doppler la velocidad, la intensidad (fuerza) y la dirección de la sangre es examinada con una muestra de volumen utilizando DFT, lo cual es bastante tiempo consumido. Por lo tanto, este método no es apropiado para la estimación de la velocidad de flujo de color.

La información del flujo de color de se obtiene utilizando Multigated Doppler, donde la señal de varias muestras a lo largo de una línea son analizadas. A diferencia de las imágenes de tejido 2D en el que sólo es necesario para la activación de un pulso para cada dirección y, a continuación, se realiza el muestreo a lo largo de esta línea, las imágenes de flujo 2D requieren activación de varios pulsos en la misma dirección, como se muestra en la figura 2.45, y repetido la demodulación y muestreo de la señal del un mismo dispersor. Esto debe hacerse con el fin de observar el movimiento de los

dispersores en el tiempo, de lo contrario es imposible saber si lo han movido o no. Cuanto más tiempo se observaron, la mejor es la estimación de las frecuencias. Cuando se gasta el tiempo suficiente para recoger datos en una sola dirección, se puede iniciar la recolección de datos de la próxima. Un diagrama de bloques funcionales (Fig. 2.43) se muestra el flujo de datos para el procesamiento de flujo de color, para transmitir a la pantalla. En cuanto a Doppler, la señal de RF se amplifica, convertidor A/D y demodulada, es decir, el componente de ultrasonido (F_0) se elimina desde la señal retrodispersada. Las muestras de la región de interés (en el interior del sector de color) se utilizan para la transformación de la unidad de flujo 2D. Es necesario el filtro pasa altas de la señal retrodispersada (las llamadas Cancelamiento de objetivo fijo), debido a la que fuerte presencia de componentes de baja frecuencia de las paredes del corazón se desplazan lentamente, válvulas.

Color Modo-M

Los datos de color Modo-M se adquieren de la misma manera que para el flujo 2D con la excepción de que el rayo está apuntando en una sola dirección, no escaneando. Así, el mismo diagrama funcional de flujo de datos (Fig. 2.43) y estimación de velocidades (ver figura 2.45) es válida (cuando todas las formas del sector son reemplazadas con vectores verticales y rectangulares). Las ventajas de Color Modo-M sobre el flujo 2D son más precisos que la velocidad de estimación y una mejor señal al ruido de más pulsos pueden ser activados en la dirección deseada (la prueba no se mueve como en el flujo 2D). Además, este modo ofrece superior resolución temporal, pero la resolución espacial es pobre.

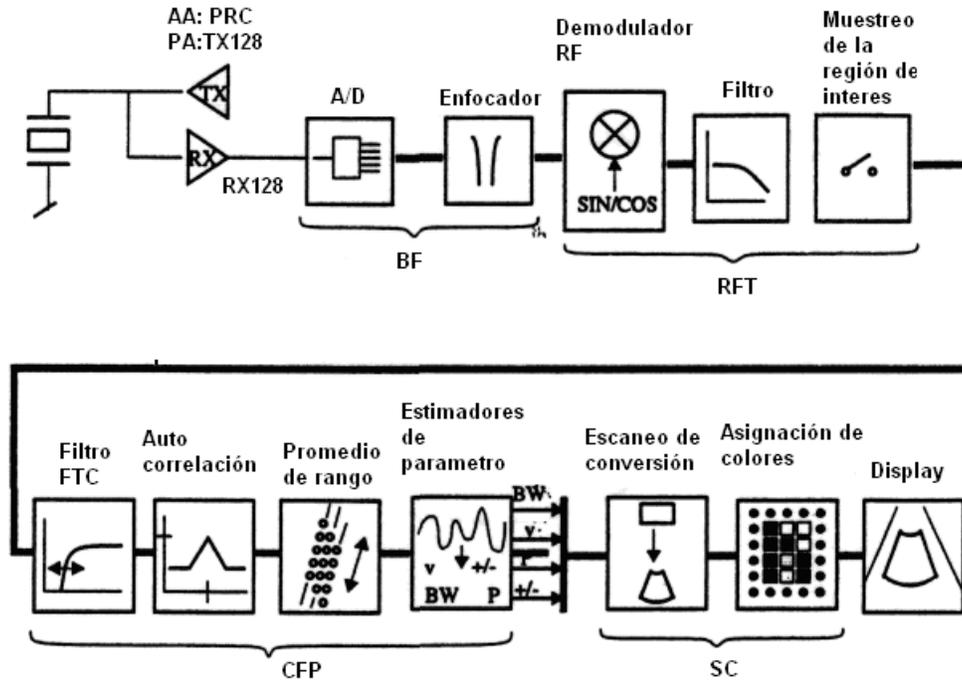


Figura 2.43 Flujo de datos 2D

Descripciones detalladas de procesos de datos

Toma de muestras en la región de interés

Como hemos mencionado antes, los conjuntos de datos de las repetidas muestras consecutivas o rangos a lo largo del rayo es necesario para más tarde realizar del filtrado de paso altas, la estimación de la velocidad y el color de codificación. La selección de muestras adicional al proceso, en realidad es realizada por el tablero controlador de la parte delantera permitiendo que las direcciones (para el conjunto de datos para los rangos entre la selección del sector de color) al RF y a la memoria de procesador de datos de tejidos. Las muestras procedentes de fuera de los límites del sector de color serán omisas.

Filtro paso altas variable (Cancelación de objetivo fijo).

Las muestras del mismo rango en diferentes intervalos de tiempo se almacenan en una memoria, de manera que puedan ser utilizadas para la estimación de la velocidad dentro de cada rango. Velocidades por debajo de un

cierto límite seleccionable por el usuario (Baja Velocidad rechazada) son rechazadas en una variable digital de regresión de un filtro pasa altas, que "sobre la marcha" primero genera una curva de los componentes de baja frecuencia, entonces disminuye la curva de la señal a separar los componentes de alta frecuencia, como se muestra en la figura 2.44



Figura 2.44 Filtro paso altas variable.

Auto correlación y promediado del rango

Dado un rango, r_n a cierta intensidad con el elemento transductor que apuntan todos hacia un lado (en la línea # 0). Los valores de la muestra en este rango pueden variar con el tiempo (desde t_0 a t_N) de acuerdo a los dispersores dentro de este ámbito, como se muestra en la figura 2.45 (a).

Estas muestras se almacenan en una memoria como se muestra en la figura 2.45 (b), así como muestras de cualquier otro rango, en los mismos intervalos (prt). Por comparación los datos de este rango con los rangos vecinos son llamados autocorrelación, estimaciones reflejantes del movimiento de la sangre pueden ser obtenidas. Con el fin de suavizar axialmente los vectores de color, se calcula el rango promedio de los valores de la autocorrelación se llevan a cabo.

Frecuencia de la estimación de parámetros y codificación de color

Tres diferentes estimadores usan los valores de autocorrelación para calcular la velocidad, potencia y ancho de banda de la señal. Los resultados se calculan en señales de los procesadores. Dos diferentes codificaciones de colores de esquemas se utilizan para las estimaciones del parámetro de los parámetros del mapa en una pantalla de dos dimensiones figura 2.45 (c):

Mapa potencia / frecuencia: La intensidad del color es modulada con la señal de poder y frecuencia central determina la tonalidad del color.
Mapa ancho de banda / frecuencia: La frecuencia central está asignada en rojo-azul-violeta para señales de ancho de banda menores que cambiando gradualmente a verde para mayores anchos de banda. Las asignaciones se utilizan como base para visualizar el color en un píxel en particular I (elemento de imagen) correspondiente a la posición de ese rango (después de escanear la conversión) figura 2.45 (e). La asignación inteligente usa junto con un avanzado algoritmo de autocorrelación cuenta con un código de colores sin seudónimos o envolventes para frecuencias por encima de los límite de Nyquist. A medida que el tiempo transcurre y la posición de la línea de flujo se cambia, el proceso anterior se repite figura 2.45 (d) para cada rango de flujo en cada línea escaneada hasta que el elemento transductor de todos los puntos del otro lado (por ejemplo, en la línea # 63 para pruebas AA) y un marco completo de color se ha generado.

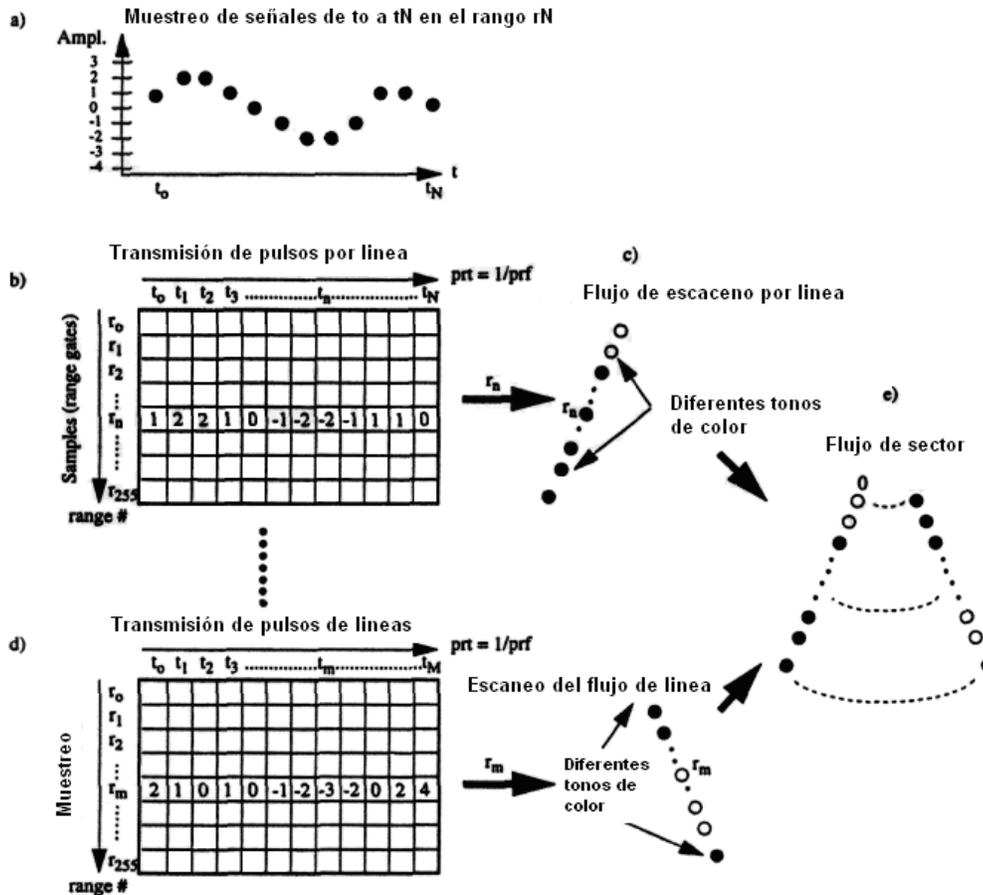


Figura 2.45 Estimación de Velocidad para flujo 2D

2.7 Post Procesamiento de la imagen

Filtrado Recursivo

Con el fin de reducir el ruido aleatorio en la imagen, el filtrado recursivo (o temporal promedio) se realiza. Esto es un promedio de los datos ubicados en la misma posición de los píxeles de marco a marco. La señal desde las estructuras se presentará desde un punto en el tiempo a los demás, mientras que el ruido por lo general se aparecerá una vez, y será en promedio a lo largo del tiempo.

Escaneo de Conversión.

El principal objetivo del proceso de escaneo de conversión es la transformación de los datos de imagen almacenados en un formato rectangular en la memoria a una imagen geométrica correcta en el monitor, es decir, que los datos que se presentará en la pantalla en el mismo formato que fue adquirido (Por ejemplo, en forma de sector AA o prueba PA) como se muestra en la figura 2.46. Esto se realiza mediante la conversión de las direcciones x e y del píxel de dominio a r y direcciones theta en el formato angular. Estas direcciones r y theta se utilizan como entradas para la memoria. Los píxeles son provistos con una escala de grises (de los tejidos / Doppler) o de un color (para el flujo), valor que depende de los datos almacenados en la memoria.

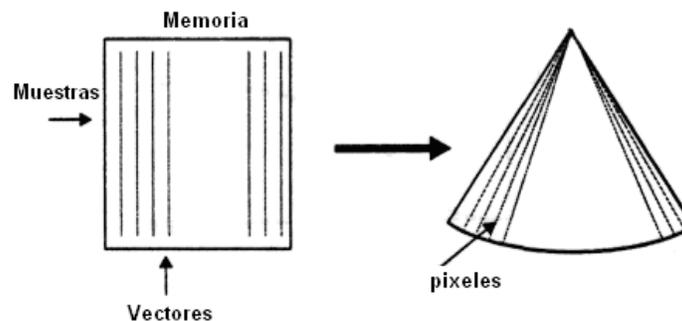


Figura 2.46 Escaneo de Conversión.

Interpolación

No es muy probable que una muestra en el formato r/theta coincida con la posición exacta de los píxeles, con lo que, de alguna manera tienen que ser alineados. Asimismo, el valor de los píxeles dependerá de los valores de varias muestras alrededor, no sólo a los más cercanos. Esto se explica por una interpolación lineal donde 4 muestras cercanas (dos en r y dos en dirección theta) son simultáneamente leídos a la memoria y ponderado para calcular el valor de píxel.

Es bastante obvio que hay muchos muestreos horizontales almacenados en la memoria para intensidades someras, en comparación con el número que hay en el espacio cerca del campo de un sector en la forma de imagen. Así, una gran cantidad de muestras son "desechadas" durante la interpolación. En el extremo de campo no hay suficientes muestras horizontales, y la interpolación se utiliza para generar los valores de píxel basado en la información de las muestras vecinas.

Compresión y Rechazo

Sin embargo aunque están todos hay una compresión de la señal anterior a la conversión de escaneo, también existe la compresión y después de rechazar el convertidor de escaneo. Como hemos mencionado antes, la compresión mejorará el bajo nivel de las resonancias en beneficio de las señales fuertes, mientras que se rechazan las que serán suprimidas por el ruido.

Arbitraje

Un algoritmo de arbitraje se encarga de la prioridad entre el código de color en escala de grises y de flujo de imágenes en 2D, donde los dos tienen que ser mezclados de tal forma que la información de color se superponga correctamente a la información de los tejidos en blanco y negro. Dado que un píxel sólo puede ser de un tipo de datos, tanto del tejido y el flujo de datos se ponderan y el mayor es seleccionado como el píxel de salida como se muestra en la figura 2.47.

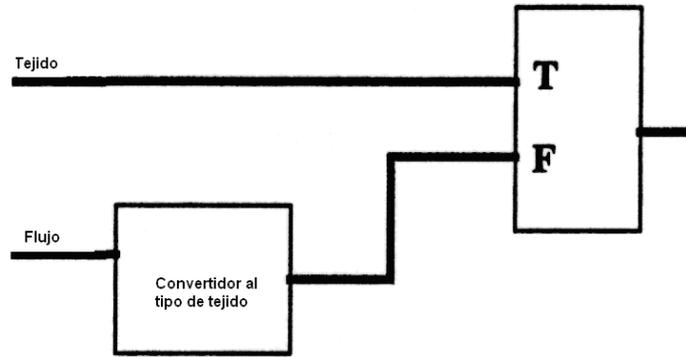


Figura 2.47 Arbitraje

CAPITULO 3

DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

3.0 Introducción.

El propósito de este documento es dar un panorama general de un equipo de ultrasonido como es la descripción del sistema, su funcionamiento y procesamiento de los datos recabados por el transductor en las diversas pruebas hasta la presentación de las imágenes obtenidas visualizadas en el monitor.

Para realizar esta descripción se utilizó como referencia un equipo de ultrasonido cardiovascular System Five de la Compañía Vingmed Corp.

Este equipo de ultrasonido se empleó dado que fue uno de los primeros equipos de ultrasonido y este fue la base para el desarrollo de los modelos siguientes y por lo tanto contiene los componentes básicos de un equipo de ultrasonido.

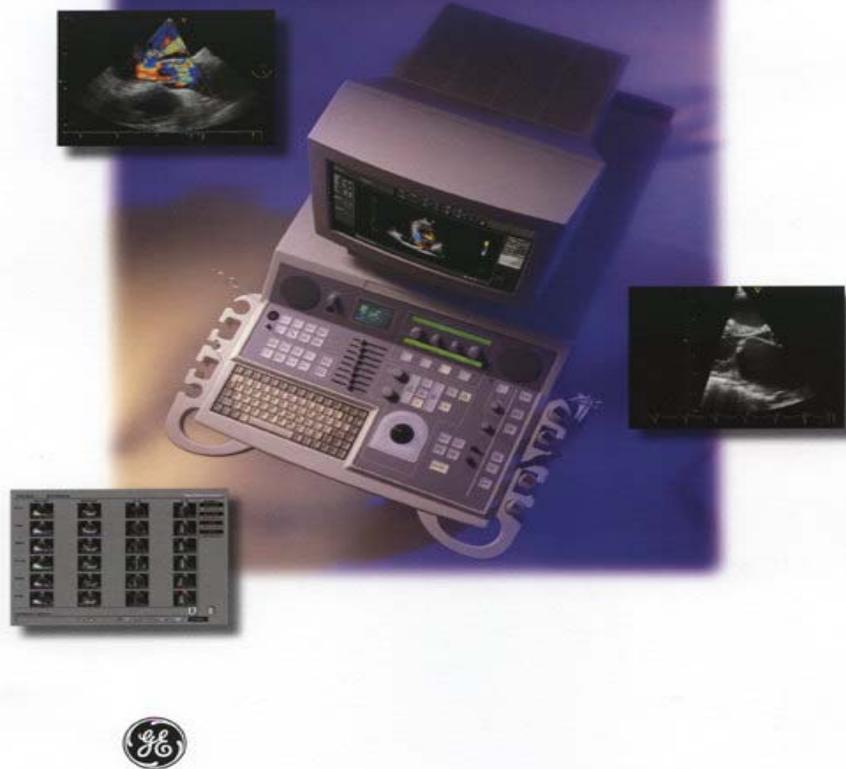
Este equipo fue el primer sistema cardiovascular de ultrasonido en donde ofreció las características de la entonces brecha de la proyección de imagen cuantitativa del contraste y de la conectividad de DICOM.

Este formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) permite la integración de escáneres, servidores, estaciones de trabajo, impresoras y hardware de red de múltiples proveedores dentro de un sistema de almacenamiento y comunicación de imágenes.

Este formato es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas, pensado para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas.

Y o u r C o n n e c t i o n t o t h e F u t u r e

VINGMED SYSTEM FIVE® CARDIOVASCULAR ULTRASOUND SYSTEM



GE Medical Systems

Figura 3.1 Imagen del equipo Vingmed System Five

Para la descripción de este sistema se muestra a continuación un diagrama de bloque

330 FA299050 del equipo de ultrasonido modelo system Five y en el cual muestra los diversos bloques con las que cuenta este equipo así como los diversos componentes de cada bloque y los buses de conexión entre ellos.

El sistema esta dividido conceptualmente en cuatro bloques funcionales los cuales son los siguientes:

- Parte delantera
- Procesadores medios
- Visualización y control
- Teclado, Entrada/salida y Periféricos

Estos bloques se detallaran mas adelante en donde se dará una breve explicación tanto de los cuatro bloques así como los componentes de estos.

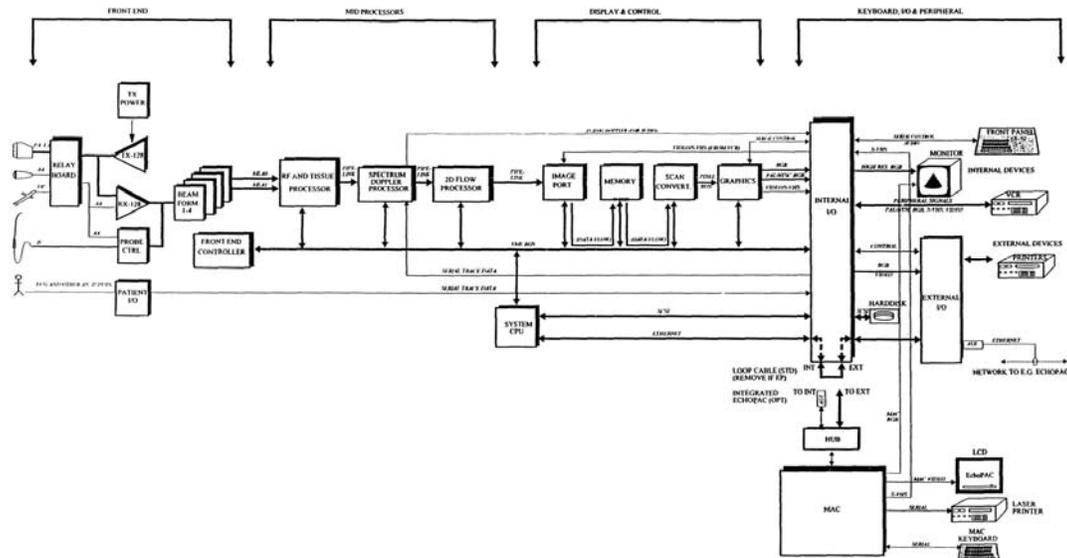


Figura 3.2 Diagrama de bloque 330 FA299050

3.1 Información general sobre el equipo de ultrasonido cardiovascular System Five.

Este equipo puede obtener imágenes en 2D blanco y negro, Flujo de color 2D, imágenes blanco y negro Modo-M, en color Modo-M y Doppler, en suma a un número de combinaciones de las imágenes anteriores. También está equipado de varias entradas analógicas (por ejemplo; ECG, phono).

En el Modo-M Anatómico presenta información más precisa en situaciones en las que el corazón no tiene la forma o la posición normal al orientar el Modo-M a la anatomía en lugar del transductor. Con frecuencia se utiliza el Modo-M Anatómico para obtener imágenes en el caso de pacientes ancianos y con patologías, pacientes con deformidades torácicas y espacios intercostales estrechos, o para ecocardiogramas fetales.

Cuenta con el sistema QUANTITATIVE Tissue Velocity Imaging (CTVI) el cual captura información dinámica del tejido cardíaco en movimiento para obtener una imagen en colores vivos de alta calidad.

El QTVI permite la integración de información en color (velocidad) con la información en escala gris del tejido – en vez de solamente superponerlas – para lograr medidas cuantificables de la función del ventrículo izquierdo. QTVI también puede ser utilizada para comparar un perfil; es decir, la velocidad, el "strain" y el "strain rate", de un segmento del miocardio con otro a través de múltiples ciclos cardíacos para conseguir verdaderos estudios comparativos.

Los contrastes Ecocardiográficos son usados para estudiar el flujo sanguíneo del corazón en una variedad de modos, incluyendo "*Color y Power Doppler*", "*Power Angio*" y armónica codificada con angio. Por otro ayuda a evaluar la motilidad segmentaria en los pacientes difíciles de examinar y en las aplicaciones de contraste tales como Opacificación del Ventrículo Izquierdo (OVI).

3.2 Contenido de los bloques (parte delantera, procesadores medios, visualización y control, teclado entrada/salida y periféricos) de un equipo de Ultrasonido Cardiovascular.

Extremo delantero

Esta es la primera parte del equipo de ultrasonido como se muestra en la figura 3.2.1. En donde se toman las muestras dependiendo de la parte de cuerpo que se quiera analizar y se ocuparan los diversos arreglos del transductor como son el arreglo de fase, arreglo anular, Doppler, o el uso del catéter intravascular como se detallo en el capítulo anterior.

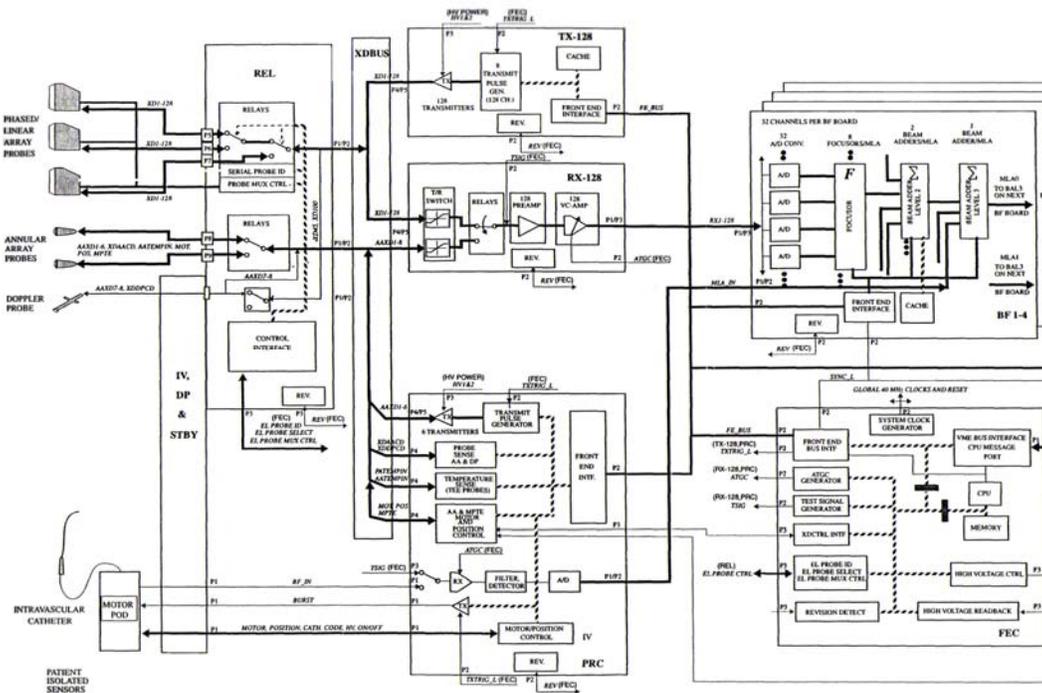


Figura 3.3 Diagrama de bloque extremo delantero

Estos son los tableros que componen al extremo delantero:

- Tablero Relay o rele (RLY).
- Tablero Transmisor-128 (TX128).
- Tablero Receptor-128 (RX128).
- Tablero Controlador de Prueba (PRC).

- **Tablero Formador de rayo (BF).**
- **Tablero Controlador Extremo delantero (FEC)**

A continuación se detallan brevemente estos tableros.

Tablero Relay o rele (RLY)

Un rele, relay o relevador es un dispositivo que controla o acciona un juego de uno o varios contactos que permiten abrir o cerrar otros circuitos eléctricos independientes.

Este tablero contiene un par de dispositivos relés los cuales se activan o desactivan dependiendo del arreglo que se necesite para las diferentes pruebas

Un rele se utiliza para las pruebas de arreglo fase/lineal así como la prueba Doppler y el otro rele se ocupa para las pruebas de arreglo anular.

Tablero Transmisor-128 (TX128)

En este tablero transmisor esta contenido el generador de pulsos de 128 canales además de la memoria cache y la interfase del extremo delantero.

Tablero Receptor-128 (RX128)

En este tablero se encuentra un rele en donde llegan los datos tanto del tablero transmisor así como los datos procedentes de la prueba de arreglo anular.

Estos datos se preamplifican antes de salir al tablero formador de rayos.

Tablero Controlador de Prueba (PRC)

En este tablero se realiza el control de las pruebas de arreglo anular así como del catéter o sonda intravascular.

Se genera la transmisión de pulsos para las dos pruebas así como el control y posición del motor para estas.

Tablero Formador de rayo (BF)

Contiene 4 tableros formadores de rayos en los cuales convierte las señales analógicas a digitales de los 32 elementos del transductor y realiza el enfoque y la dirección al receptor.

Tablero Controlador Extremo delantero (FEC)

Este tablero controla todos los tableros del extremo delantero. El tablero carga todos los parámetros al TX128 y las memorias RAM del formador de rayo, lee la identificación de la de la prueba, selecciona el conector de prueba en el tablero del relé y controla el multiplexor de alto voltaje en pruebas lineales. Además el tablero genera el disparo de transmisión de pulso para TX128, un pulso de la sincronización de recepción usado por el formador de rayo y procesador RF tejido, un diferencial de voltaje ATGC usado para RX128 y señales de control para suministro de alto voltaje (HV POWER).

El tablero controlador del extremo delantero también genera el sistema global de 40 MHz y pulso de reinicio (SRES).

A continuación se da una breve explicación del funcionamiento del bloque extremo delantero para las distintas pruebas.

Pruebas de arreglo fase/lineal

Dependiendo del tipo de pruebas y la configuración del sistema, cierto patrón del escaneo se selecciona en el tablero del FEC. Este tablero carga los parámetros del escaneo para el transmisor y la formación del rayo dentro de la RAM local en estos tableros. Activando los pulsos de transmisión de los diferentes elementos en ciertos intervalos repetidos del tiempo y con diferentes retrasos, el rayo luz del ultrasonido se puede dirigir en direcciones deseadas obteniendo los patrones seleccionados del escaneo (por ejemplo; 2D, el flujo 2D etc.).

Arreglo Anular

Las pruebas del arreglo anular consisten en un máximo de 5 elementos que pueden activar la transmisión de pulsos independientemente, formando un rayo del ultrasonido. Dependiendo del tipo de modo, el rayo se dirige en la dirección deseada con el uso de un motor lineal que controla un transductor mecánicamente movable.

Prueba intravascular

Los catéteres intravasculares contienen un transductor con solo un elemento. El elemento por sí mismo es movido mecánicamente por un motor que rota 360°, así obteniendo el patrón circular apropiado del escaneo. El controlador del motor se establece en el tablero controlador de prueba.

Las entradas aisladas (incluyendo ECG y Phono)

También se encuentran en este bloque las entradas aisladas ECG -, Phono -, Presión- y sensores respiración las cuales se pueden conectar con el tablero del paciente I/O.

Los preamplificadores y los filtros dedicados se diseñan para cada uno de los tipos del sensor. Se multiplexan las señales analógicas, se controlan la ganancia y convertida en A/D (salida serial) antes alimentada a través de los opto-acopladores (para el aislamiento) al tablero interno de I/O. Un interfaz de DSP transmite los datos al tablero espectro Doppler, el cual presenta trazos en el bus pipelink al puerto de la imagen.

Suministro de alto voltaje.

Los transmisores en los tableros de TXI28 y del PRC se alimentan con alto voltaje de la fuente desde el HV. Este módulo consiste en tres fuentes de alimentación lineales; uno que proporciona un voltaje simétrico de la salida que se extiende a partir de 0 a +/- 80 V (HV1), el otro que proporciona un voltaje que se extiende a partir de 0 a +/- 40 V (HV2) y la tercera salida +/- 80 V para los multiplexores en las prueba lineales. Los HV1 y HV2 son programables a través de una interface serial del tablero FEC.

Datos del Buffer (memoria intermedia)

Después del filtrado RF, los datos se escriben en diferentes buffers del anillo, dedicados a los diferentes tipos de datos.

Procesamiento del tejido

Un número de diferentes procesos del tejido se realiza en este tablero:

1. La amplitud de la señal es obtenida por la detección.
2. Los datos se comprimen para atenuar las señales fuertes y para amplificar las resonancias de bajo nivel.
3. La comprensión llamada zona de sutura. Es utilizada para combinar (transmitir) las zonas focales de diversos vectores dentro de un solo vector cargando las transiciones de la zona, y se aplica solamente a las pruebas de arreglo fase/lineal.

Para el Modo-M, detección de pico y realce de borde es implementado.

4. Finalmente un offset puede ser añadido a la señal y se realiza el truncamiento. Los datos del tejido se envían al tablero del puerto de la imagen.

Procesamiento del Doppler

Además de la demodulación RF, una variable digital de filtro a paso altas es implementada en el tablero RFT. El propósito de este filtro es quitar las señales fuertes de la frecuencia baja que regresan del movimiento. La filtración es realizada por el DSP local. Los datos después se envían al tablero del procesador de Doppler del espectro.

Procesador Doppler del espectro (SDP)

Este tablero recibe estos datos desde el tablero RFT. En la onda pulsada del Doppler (PW) varios conjuntos de datos del mismo rango (intensidad) originados desde diferentes pulsos transmitidos se transfieren desde los datos del buffer RFT. En una onda continua (CW) del Doppler las muestras de los datos se transfieren consecutivamente.

Análisis del espectro

Los conjuntos de datos se escriben en un buffer del anillo con diferentes rangos a lo largo del eje vertical y diferentes pulsos se transmiten a lo largo del eje horizontal (tiempo), así alcanzando una matriz de dos dimensiones. Las partes del análisis espectral son hechas por un procesador de la señal digital DSP1 (procesador de la señal digital numero 1).

Audio

Los canales de audio y Doppler son generados basándose sobre los datos digitales almacenados en el buffer del anillo. Los datos se transfieren del buffer en el DSP2 (procesador de la señal digital numero 2) que controla la conversión de D/A así como la valoración de la falta de la señal de audio en modo duplex.

Interfaz de Trazo

Un acoplamiento serial desde el tablero interno de I/O, alimenta varios convertidores A/D trazos (como ECG, phono, presión) en el tablero del procesador Doppler del espectro.

Control

El DSP1 controla el flujo de datos y actualiza todos los parámetros, incluyendo control de lectura/escritura de la dirección generada. Se comunica con el sistema CPU sobre el bus de VME y provee de la salida del pipelink con espectro y datos de trazo.

Procesador de flujo de 2D

Recibe sus datos del tablero de RFT. El propósito del tablero es convertir la señal demodulada del Doppler a valores codificados de color que se pueden ser representados al tablero convertidor de escaneo.

Datos desde VCR

Tanto el Vídeo y S-VHS primero se convierten a digital y en seguida se alimentan a través de un decodificador de video que proporciona la luminiscencia decodificada (negro y blanco) y datos del cromas (color). Los datos entonces se transfieren a un buffer de anillo en la memoria de la imagen donde pueden ser traídos más adelante por el convertidor del escaneo para la exhibición en el monitor del sistema.

Memoria

Los tamaños del tablero de memoria son de 32 MByte. El tablero del puerto de la imagen es la fuente de datos y los tableros del convertidor de escaneo y del sistema CPU son los destinatarios de los datos. Los diversos conjuntos de datos que pueden ser almacenados, son los siguientes:

- Datos del tejido 2D.
- Datos del Doppler.
- Datos del tejido Modo-M.
- Datos del flujo 2D.
- Datos de color Modo-M
- Datos de video de la luminiscencia.
- Datos del cromas de video.
- Datos del RF.
- Datos del trazo.

Convertidor de escaneo

Su propósito principal es convertir los datos almacenados en la memoria de la imagen a un tamaño de representación que dé una vista verdadera de la parte escaneada.

Procesador del dominio del tiempo

La dirección y los datos del procesador del dominio de tiempo se multiplexa, se canaliza y se alimenta a través de la entrada FIFOs en un procesador supuesto del dominio de tiempo (TDP). El TDP realiza la filtración recurrente de los datos

que todavía está en un formato del vector de la muestra, y almacena el dato en uno de los tres bancos de memoria dependiendo de tipo de datos. Los tres bancos están para el almacenaje simultáneo de los datos del tejido fino, de los datos del flujo-frecuencia y de los datos del flujo-ancho de banda.

Procesadores del dominio del espacio

Los diversos tipos de datos ahora se almacenan en los bancos de memoria separados, y se pueden leer hacia fuera en tres trayectorias paralelas para el proceso simultáneo adicional en los procesadores del dominio del espacio (SDP).

Cada uno de los bancos tiene direcciones separadas desde la salida formato/forma es diferente por ejemplo un sector del tejido fino 2D y un sector del flujo 2D. Las direcciones a las memorias se derivan del CRT y los contadores X y Y las formas seleccionadas del formato.

- Sector para el tejido 2D y el flujo 2D (arreglo de fase y pruebas de arreglos anulares).
- Rectángulo para tejido y paralelogramo para el color (pruebas de arreglos lineales).
- Rectángulo para tejido, tejido Modo-M, color Modo-M, espectro, trazos, vídeo.
- Paralelogramo para el tejido 2D y el flujo 2D.
- Círculo completo para el tejido (catéteres intravasculares).

Hay diversos filtros de la interpolación para el tejido, flujo-frecuencia y el flujo-ancho de banda. El esquema de la interpolación para el componente del flujo-frecuencia se hace de una manera tal que se evite el aliasing de la frecuencia. La salida del interpolador se alimenta a un codificador del píxel.

Codificador del píxel

Los diversos tipos de datos tienen diversos codificadores o tablas del look-up a conseguir desde los códigos de datos RGB. Después de la conversión a RGB, todos los tipos de datos entran a un multiplexor, donde solamente salen píxel por el píxel.

El tablero interno I/O y el tablero externo I/O son interfaces entre la tarjeta y el resto del sistema, incluyendo el panel delantero y los periféricos.

Interno I/O y control de periféricos

El tablero interno de I/O realiza el almacenamiento y distribución de los datos de vídeo y de control de varias fuentes dentro de la tarjeta a las destinaciones múltiples. El tablero también contiene un interfaz de VME y puede generar así sus propias señales de control y leer el estado del periférico.

Los códigos R, G, B Se alimentan desde el tablero de los gráficos, directamente hasta el monitor del sistema. Otro conjunto de RGB se puede alimentar a una impresora de color.

El vídeo compuesto, el vídeo negro y blanco y el vídeo de S-VHS se protegen y se distribuyen al VCR y a las impresoras.

Las señales analógicas del Doppler se alimentan desde el tablero el Doppler del espectro a las entradas audio del VCR y a través de un interruptor donde el audio del aparato de lectura del VCR también entra, hasta el amplificador de audio y a los altavoces.

Un puerto de paralelo se genera en el tablero interno de I/O, donde los datos por ejemplo; una impresora láser pueden ser salida.

Las señales del control remoto para las impresoras se generan en el tablero de I/O.

Un interfaz de AC controla la energía on/off y la velocidad del ventilador.

Externos I/O para el panel de conector de la parte trasera

Varias señales se alimentan desde el tablero interno I/O al tablero externo I/O situado en la parte posterior del sistema, Este tablero contiene almacenadores de los datos.

Diversos tipos de señales alimentan a los conectores accesibles en el panel de salida del sonido.

El vídeo compuesto, el vídeo negro y blanco y el vídeo de S-VHS se protegen y se alimentan a los conectores de salida para los monitores y las impresoras externas. El vídeo y el S-VHS se pueden también alimentar en el sistema.

Dos puertos seriales proporcionan la comunicación externa por ejemplo al sistema CPU.

Una señal de Ethernet del sistema CPU se alimenta a un conector BNC que se pueda conectar en red.

Un pulso de disparador del ECG para el uso en máquinas de la resonancia de la salida a un conector.

Teclado

El panel delantero del tablero principal (FP_MAIN) es la base en el teclado del sistema

Se construye alrededor de un procesador uP6809 y contiene varios tipos de registros de entradas/salidas las cuales son usadas en codificación/decodificación de los diversos dispositivos conectados al tablero (FP_MAIN).

Los interruptores rotatorios están situados en el panel delantero principal y separado del interruptor rotatorio y del tablero del Display conectados al tablero principal vía un cable. Decodificando el movimiento rotatorio se hace a través de un conjunto de registros paralelos.

Un teclado QWERTY estándar se utiliza para los propósitos de escritura. La matriz formada por los interruptores se descifra y lee por el uP.

Las dos señales analógicas del Doppler se alimentan desde el tablero interno de I/O y hasta un tablero del amplificador audio del panel delantero, donde se realiza el control de volumen y la amplificación actual. Un conector para los auriculares también se proporciona en este tablero. De los amplificadores de audio las señales Doppler se encaminan a los altavoces vía un cable.

3.3 Tipos de voltaje que se utilizan para alimentar el equipo de ultrasonido cardiovascular.

En este equipo de ultrasonido existen tres tipos de fuentes de alimentación:

- Una fuente de AC (corriente alterna), figura 3.8.
- Una fuente de DC (corriente directa), figura 3.9.
- Una fuente de HV (alto voltaje), figura 3.10.

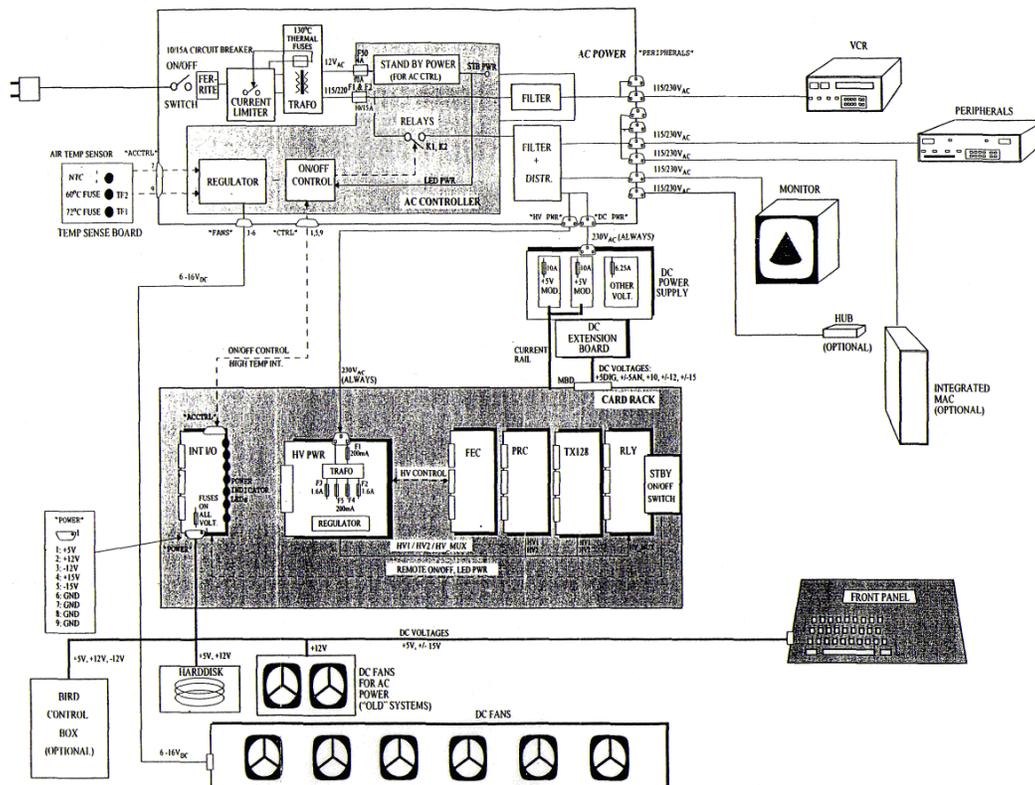


Figura 3.7 Distribución de Energía.

Fuente de AC

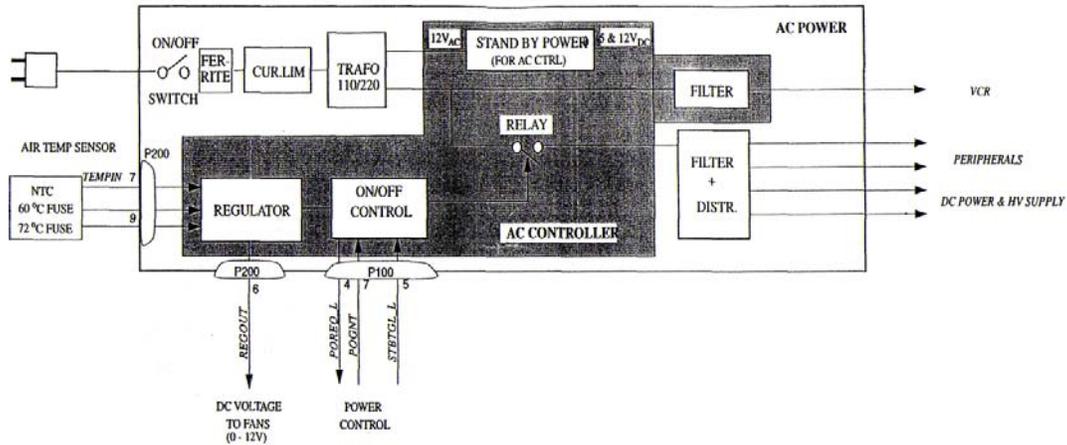


Figura 3.8 Diagrama de bloque de AC

El cable principal alimenta una combinación de interruptor on/off y un circuito breaker situado en la parte trasera del sistema, en el ensamblaje de la corriente de AC. El grado del interruptor depende del voltaje nominal de cada país. Se configura el ajuste correcto del voltaje usando jumpers en un bloque de terminales. Entonces los principales cables se alimentan a través de un transformador de aislamiento al tablero controlador de AC. Este tablero contiene una fuente de alimentación local de +5V a +12V DC, el propósito es proporcionar la energía stand-by para el power-switch, es decir que se tiene una corriente almacenada para su posterior encendido.

Al presionar el power-switch, el controlador de AC genera una interrupción vía el tablero interno I/O al tablero CPU, que comienza una rutina de encendido-apagado. Hasta la terminación del proceso, el CPU regresa una señal al controlador de AC el cuál apaga el relé, para la energía del rack, monitor y periféricos (excepto al VCR-video).

El controlador de AC también contiene un regulador de voltaje para controlar la velocidad de los ventiladores. Detecta la temperatura del aire sobre tarjeta del rack, y ajusta la velocidad por consiguiente. Si ocurre una lectura de alta temperatura, se selecciona la velocidad máxima.

Fuente de DC

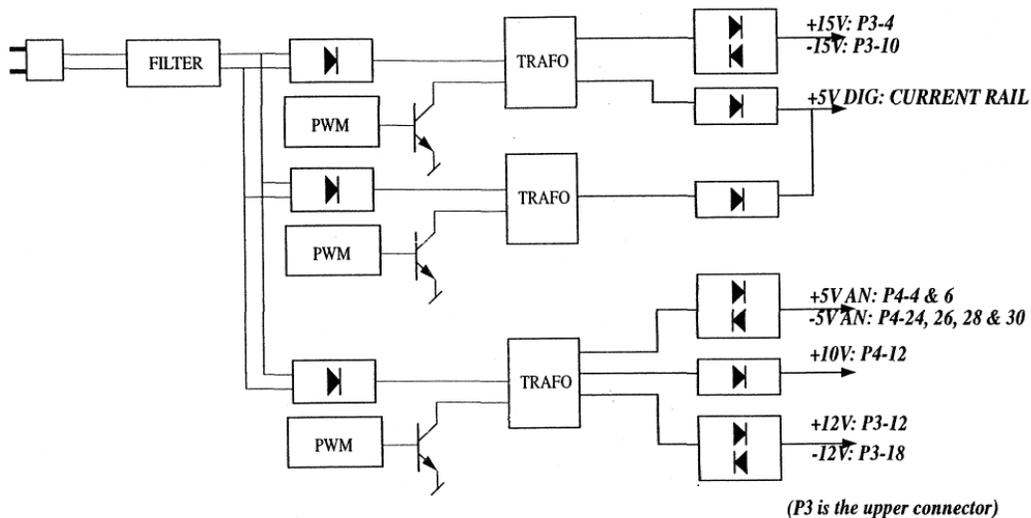


Figura 3.9 Diagrama de bloque de DC.

La fuente de 230V de AC se filtra para alimentar la fuente de DC, la cual es una fuente diseñada y fabricada por Philips.

El voltaje de +5V y la tierra se abastecen desde la fuente de alimentación a la tarjeta madre del rack principal. Los otros voltajes se encaminan a un tablero de extensión de DC los cuales se conectan en la tarjeta madre. El panel delantero y los discos se accionan vía el tablero interno I/O.

Fuente de Alta tensión

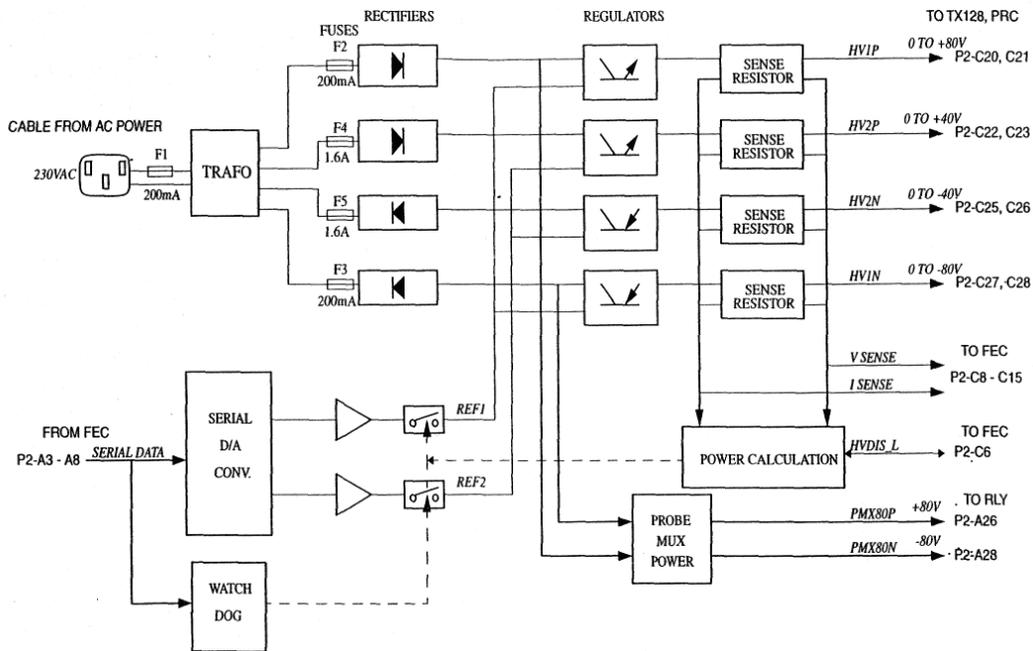


Figura 3.10 Diagrama de bloque de HV (Alta Tensión).

La entrada a esta fuente es filtrada para obtener 230V de AC. Uno de los principales cables es conectado en la parte delantera de la fuente, el cual se conecta a su vez a la tarjeta madre.

La fuente del alto voltaje consiste en tres módulos duales, todas las fuentes lineales que proporcionan salidas simétricas:

- HV1 de 0 a +/- 80V con un máximo de 10Watts.
- HV2 de 0 a +/- 40V con un máximo de 10Watts.
- HV_MUX a +/- 80V con un máximo de 8Watts.

El alto voltaje HVI y HV2 de los voltajes alimentan a los transmisores híbridos en el tablero Transmisor TX128 y al tablero controlador de prueba PRC.

Las fuentes HVI y HV2 del alto voltaje son controladas en serie por el tablero de regulador del extremo delantero, que también supervisa el voltaje y la corriente. Esto se hace para los propósitos de la seguridad de la energía de la salida.

Terminología

Transductor:

Es un dispositivo de material piezoeléctrico que vibra en su frecuencia de resonancia cuando se aplica un voltaje a este, que emiten una onda.

Apertura:

Tamaño del transductor, con respecto al número de longitudes de onda en mm (milímetros) o in (pulgadas).

Ampliación de apertura:

El número de elementos en el receptor se reduce a poca profundidad y se incrementa gradualmente con la profundidad, a fin de obtener un enfoque uniforme en todo el ancho del campo de la imagen.

Apertura Eficaz:

La proyección de la apertura se realiza cuando se mueve el ángulo del rayo usando arreglos de fases el cual se verá en el capítulo 3.

Apodización:

Es un método para reducir los lóbulos laterales. Disminuye gradualmente la vibración de la superficie del transductor con distancia de su centro. Es logrado generalmente usando más energía de excitar los elementos íntimos. Puede utilizarse tanto en transmisión y recepción.

Velocidad de propagación:

La velocidad de la onda de ultrasonido a través del cuerpo. Es diferente para los diferentes tipos de estructura (tejidos, sangre, grasa, etc.)

Campo alejado:

El área del rayo de ultrasonido en el que se expande más allá de la apertura del transductor.

Campo cercano:

El área del rayo de ultrasonido en la que su ancho es inferior a la apertura del transductor.

Lóbulo principal:

El área de donde el rayo de ultrasonido se desplaza donde la intensidad de la señal se encuentra dentro de un cierto límite.

Lóbulo lateral:

Los lóbulos laterales son energía en el rayo de los ecos que cae fuera del rayo principal.

Son una proyección secundaria de los rayos del ultrasonido fuera del eje a los ángulos fiabes del rayo principal. Los lóbulos laterales son demasiado pequeños producir los artefactos importantes.

Reflector:

Un plano y largo (en comparación con la longitud de onda) interfaz que refleja las posiciones de la señal transmitida hacia el transmisor, en un plano o en un ángulo.

Dispensor:

Un pequeño objeto (en comparación con la longitud de onda) la difusión de la señal transmitida en todas las direcciones, lo que refleja una pequeña parte.

Enfoque Geométrico:

El centro de la curvatura en un transductor curvo.

Intensidad de Enfoque:

La distancia a cada lado del punto focal, donde la intensidad del rayo está por encima de un determinado número.

Dinámica de enfoque:

Rastreo del punto de enfoque durante la recepción, desde el cierre hasta lo mas lejano de la intensidad.

Composición del enfoque de transmisión:

Un vector se construye a partir de varias muestras de transmitir pulsos con diferentes puntos focales.

Resolución de Contraste:

La capacidad de mostrar una señal desde un objetivo débil hasta un objetivo firme (también llamada rango dinámico local).

Resolución Axial:

La resolución axial es la separación mínima entre dos interfaces situados en una dirección paralela al rayo de modo que puedan ser reflejados como dos diversos interfaces.

Resolución Lateral:

La resolución lateral es la separación mínima de dos interfaces alineados a lo largo de un perpendicular de la dirección del rayo del ultrasonido. Depende de la anchura del rayo.

Reverberaciones:

La reverberación es un fenómeno derivado de la reflexión del sonido consistente en una ligera prolongación del sonido una vez que se ha extinguido el original, debido a las ondas reflejadas.

TGC:

Tiempo de compensación de Ganancia se usa para en el recepción para compensar el hecho de que las reflexiones de grandes intensidades son atenuadas más que reflexiones de baja intensidad.

Manchas:

La textura de un material homogéneo (por ejemplo, el tejido). Será de textura fina con mayor frecuencia.

Penetración:

Una medida de cuán profunda es, uno puede visualizar las estructuras.

Compresión:

La amplificación de las resonancias de bajo nivel y atenuación de resonancias de alto nivel, de modo que ambos se pueden mostrar y visualizar al mismo tiempo.

Escaneo Compuesto:

El uso de arreglos lineales, un objeto se pueden escanear desde diferentes direcciones. Mediante la combinación de los datos obtenidos de estas direcciones, una imagen con mejor resolución y manchas más finas se pueden obtener.

RESULTADOS

En este proyecto de tesis buscamos la información para formar un escrito básico para la consulta de un equipo de ultrasonido en general en el cual se da una explicación de las partes que lo componen.

Esta tesis es una herramienta para tener un panorama de cómo está compuesto un equipo de ultrasonido así como los transductores que se ocupan para tomar las muestras de cada tipo de prueba que se requiera.

Además se da una explicación de la manera en que trabaja este equipo de ultrasonido.

CONCLUSIONES

Esta tesis da la oportunidad de tener un documento de consulta en especial para los alumnos del área biomédica ya que en la facultad no se encuentran muchos documentos relacionados con este tema, y el cual es parte de su formación académica.

REFERENCIAS

Arreglo de fases:

http://www.llogsa.com/nueva_web/Productos/ultrasonido/Detectores_de_fallas/Phasor_index.html

Equipo de ultrasonido:

[http://whqlibdoc.who.int/publications/1996/9243544632_\(chp6\).pdf](http://whqlibdoc.who.int/publications/1996/9243544632_(chp6).pdf)

Transductores:

<http://www.cdvni.org/pdf/PrincipiosIII.pdf>

Equipo de ultrasonido vingmed System Five

<http://vingmed.com/>

<http://www.digimed.com.ar/producto.php?especialidad=ULTRASONIDO&grupo=Eco-Doppler+Color+Cardiovascular&empresa=ge&equipo=system5&titder=ureac>

Ultrasonido:

<http://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2008/or086e.pdf>

Efecto Doppler:

http://www.colegus.com/leccion_magistral/doppler/ppiosdoppler.htm

Dicom:

<http://es.wikipedia.org/wiki/DICOM>

BIBLIOGRAFIA

- Manual del equipo vingmed System Five de la compañía Vingmed & ViCare Scandinavia
- Diccionario enciclopédico ilustrado de Medicina, 30 edición (en español), AUTORES: RAFAEL LUNA MÉNDEZ; ISABEL ÁLVAREZ BALERIOLA. Dorland.
- Física, conceptos y aplicaciones, séptima edición Autor: Paúl E. Tippens.
- Física seis ideas fundamentales, tomo 2 Segunda edición Autor: Thomas A. Moore