

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



**ESTUDIO DE TECNOLOGÍAS DE ULTRASONIDO DE
DIAGNÓSTICO PARA SU APLICACIÓN EN LOS CENTROS
ASISTENCIALES DE ESSALUD**

INFORME DE INGENIERÍA

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:
INGENIERO ELECTRÓNICO**

PRESENTADO POR:

PABLO MIGUEL JUÁREZ HONORIO

PROMOCIÓN 1994 - I

LIMA – PERÚ

2 001

**ESTUDIO DE TECNOLOGÍAS DE ULTRASONIDO DE
DIAGNÓSTICO PARA SU APLICACIÓN EN LOS CENTROS
ASISTENCIALES DE ESSALUD**

SUMARIO

En la década pasada ESSALUD tuvo serios problemas con el equipamiento biomédico en lo referente a su adquisición, operatividad y mantenimiento de los mismos, llegando en algún momento a tener cerca del 60% de equipos en mal estado. Esto motivo que en el año 1995 se contratara personal que tuvo como misión desarrollar la Ingeniería Biomédica en la Institución, este desarrollo contempló diferentes áreas dentro de las cuales se incluyó el ultrasonido de diagnóstico.

El desarrollo de esta área comenzó con el estudio de los principios físicos y biológicos que influyen en el funcionamiento de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico, seguido por el análisis de la electrónica empleada y la evolución tecnológica desarrollada por los fabricantes de los equipos.

Los conocimientos adquiridos han permitido en primer lugar estandarizar las actividades de mantenimiento preventivo de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico, las que permiten que éstos funcionen correctamente durante su periodo de vida útil y llegar a emplear el mantenimiento correctivo en el menor número de ellos, los que presentan fallas producto del deterioro de componentes o módulos electrónicos. Asimismo, han permitido normalizar la adquisición de estos sistemas en base a la especificación de los mismos, tendientes a adquirir equipos de calidad a un costo apropiado para la realidad de ESSALUD.

TABLA DE CONTENIDO

	Pag
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	
PRINCIPIOS FÍSICOS DEL ULTRASONIDO	4
1.1 Ondas de sonido	4
1.2 Propagación de las ondas ultrasónicas	6
1.3 Leyes de interacción	9
1.3.1 Interferencia	9
1.3.2 Reflexión y transmisión	10
1.3.3 Refracción	12
1.3.4 Difracción	14
1.3.5 Dispersión	15
1.3.6 Absorción	16
1.4 Hemodinámica	19
1.4.1 Perfil de velocidad	20
1.4.2 Relación presión/flujo	21
1.4.3 Principio de Bernoulli	22

1.4.4	Hemodinámica arterial	24
1.4.5	Hemodinámica venosa	26
1.4.6	Velocidad pico	27
1.4.7	Modificaciones del perfil de velocidad	27
1.4.8	Obstrucción	29
1.5	Efecto Doppler	30
1.5.1	Variación Doppler	30
1.5.2	Ecuación de la variación Doppler	31
1.5.3	Consideraciones clínicas	34

CAPÍTULO II

TRANSDUCTORES	36	
2.1	Efecto piezoeléctrico	36
2.1.1	Materiales piezoeléctricos	37
2.2	Diseño de los transductores ultrasónicos	38
2.2.1	Lentes acústicas	38
2.2.2	Lámina de cuarto de onda ($\lambda/4$)	39
2.2.3	Piezoelementos	39
2.2.4	Backdamping	40
2.2.5	Blindaje eléctrico	41
2.2.6	Cubierta	41
2.3	Campos ultrasónicos	41
2.3.1	Campo cercano	41

2.3.2	Campo lejano	43
2.4	Técnicas de enfoque	44
2.4.1	Enfoque mecánico	44
2.4.2	Operación de la fuente de sonido	45
2.4.3	Enfoque de transductores de arreglo electrónico	47
2.4.4	Operación del detector	48
2.4.5	Multiplexores	49
2.5	Tipos de transductores	50
2.5.1	Clasificación por su frecuencia de operación	50
2.5.2	Clasificación por su tipo de arreglo de cristales	53
2.5.3	Clasificación por su aplicación específica	56
2.6	Resolución espacial	59
2.6.1	Definición	59
2.6.2	Resolución axial	61
2.6.3	Resolución lateral	62
2.6.4	Resolución de espesor de capa	63
CAPÍTULO III		
MODOS Y TÉCNICAS DE EXPLORACIÓN		65
3.1	Modo A	65
3.2	Modo B	66
3.3	Modo M	66
3.3.1	Efectos del movimiento	67

3.3.2	Adquisición de datos	67
3.3.3	Aplicaciones	67
3.3.4	Ventajas y desventajas	68
3.4	Modo Doppler espectral	69
3.4.1	Doppler de onda continua (CW)	69
3.4.2	Doppler de onda pulsátil (PW)	73
3.5	Modo Doppler a color	81
3.5.1	Imágenes de flujo a color	81
3.5.2	Detección de cuadratura	83
3.5.3	Autocorrelación	85
3.5.4	Cancelación de ecos fijos	86
3.5.5	Estimación de la velocidad	87
3.5.6	Aplicaciones clínicas	88
3.5.7	Limitaciones del flujo a color	88
3.6	Modo angiográfico a color	89
3.6.1	Ventajas	91
3.6.2	Desventajas	91
3.7	Modo tridimensional	91
3.7.1	Imágenes tridimensionales	91
3.7.2	Exploración serial bidimensional	92
3.7.3	Exploración volumétrica	92
3.7.4	Arreglos rectangulares	93

3.8	Imágenes armónicas	94
3.8.1	Imágenes armónicas tisulares	94
3.8.2	Imágenes armónicas por agentes de contraste	96

CAPÍTULO IV

	INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE LOS SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO	99
4.1	Diseño de un sistema de ultrasonido de diagnóstico	99
4.1.1	Convertor de barrido y digitalización	101
4.1.2	Rango dinámico	103
4.1.3	Densidad de líneas y frecuencia de repetición de imágenes	104
4.2	Conversión analógica a digital	105
4.3	Representación espacial	106
4.4	Adquisición de imágenes	108
4.4.1	Matriz de imagen	109
4.4.2	Manipulación de datos	110
4.5	Preprocesamiento	110
4.5.1	Ganancia dependiente del tiempo de propagación	111
4.5.2	Intensificación selectiva	112
4.5.3	Compresión logarítmica	112
4.5.4	Interpolación de llenado (fill in)	113
4.5.5	Realce de bordes	114
4.5.6	Actualización de la imagen	114

4.5.7	Magnificación	115
4.6	Postprocesamiento: Display	115
4.6.1	Mapeo de escala de grises	115
4.6.2	Inversión blanco y negro	116
4.6.3	Congelación de cuadro	117
4.6.4	Persistencia	117
4.6.5	Magnificación de lectura	118
4.7	Postprocesamiento: Manipulación de datos y análisis	118
4.7.1	Thersholding	118
4.7.2	Intensificación de contraste	119
4.7.3	Suavizado (smoothing)	120
4.7.4	Intensificación de bordes	121
4.7.5	Región de interés	121
4.7.6	Cálculo de distancia	122
CAPÍTULO V		
EFFECTOS BIOLÓGICOS DEL ULTRASONIDO		123
5.1	Definición de parámetros	123
5.2	Medición de parámetros	125
5.3	Interacción del ultrasonido con la materia	126
5.3.1	Interacciones mecánicas	126
5.3.2	Interacciones térmicas	126
5.3.3	Interacciones de cavitación	127

5.4	Indices de energía acústica	127
5.4.1	Índice térmico	128
5.4.2	Índice mecánico	128

CAPÍTULO VI

DETERMINACIÓN DE LOS SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO PARA LOS CENTROS ASISTENCIALES DE ESSALUD		130
6.1	Tipos de centros asistenciales	130
6.2	Análisis de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico existentes en los centros asistenciales	132
6.3	Tipos de sistemas de ultrasonido de diagnóstico	133
6.4	Determinación de la necesidad de equipamiento de Essalud	135
6.5	Estudio del mercado nacional	137
6.6	Especificaciones técnicas de los equipos de acuerdo a su tipo	139
6.7	Adquisición de los equipos	145
6.7.1	Inversión a realizar	145
6.7.2	Consideraciones para la adquisición	145
6.8	Mantenimiento de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico	146
6.8.1	Mantenimiento preventivo	146
6.8.2	Mantenimiento correctivo	148
6.8.3	Herramientas e instrumentos necesarios para el mantenimiento	149
6.8.4	Precauciones para el mantenimiento	149

CONCLUSIONES	152
ANEXO A	
INFRAESTRUCTURA ASISTENCIAL DE ESSALUD	154
ANEXO B	
REPORTE DE SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO	165
ANEXO C	
CUADROS COMPARATIVOS DE CUMPLIMIENTO DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	170
ANEXO D	
CATÁLOGOS DE EQUIPOS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO	179
BIBLIOGRAFÍA	192

INTRODUCCIÓN

Desde la aparición en 1947 del primer sistema modo B hasta la actualidad que se encuentran sistemas que pueden producir imágenes tridimensionales en tiempo real, así como imágenes Doppler color, la tecnología del ultrasonido de diagnóstico es una de las que más se ha desarrollado dentro del campo de la Ingeniería Biomédica.

Los estudios con ultrasonido de diagnóstico se han constituido en el segundo examen de apoyo al diagnóstico médico, después de los rayos X y ESSALUD ha visto necesario desarrollar y planificar las actividades de mantenimiento preventivo y/o correctivo de estos sistemas así como estandarizar la adquisición del equipamiento acorde con el desarrollo tecnológico de este tipo de equipos biomédicos.

Es en este sentido que el presente informe de ingeniería presenta el estudio de estas tecnologías con la finalidad de aplicarlas en los centros asistenciales de ESSALUD y así poder mejorar la calidad de atención de los asegurados de la Institución.

El informe ha sido dividido en seis capítulos, comenzando con el detalle de los principios físicos del ultrasonido en el capítulo 1, siendo este de vital importancia para la comprensión posterior de las diversas funciones de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico.

La comprensión del diseño, funcionamiento y los tipos de transductores ultrasónicos detallada en el capítulo 2, permiten tener un mayor y mejor criterio de

selección de los mismos de acuerdo a su aplicación en los estudios sonográficos a realizarse.

El capítulo 3 se refiere a los modos y técnicas de exploración, desde el modo A que permitió el desarrollo del ultrasonido, pasando por los modos: B, M, Doppler espectral, Doppler a color, angiográfico a color; e incluyendo los novísimos modos: tridimensional y de imágenes armónicas.

Otro aspecto importante dentro de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico es la instrumentación electrónica empleada en ellos, ésta se detalla en el capítulo 4, estudiándose el diagrama de bloques de un sistema de ultrasonido de diagnóstico y los procesos que se realizan hasta poder observar la imagen en el monitor, así como el procesamiento de la misma.

El ultrasonido tiene repercusiones en el tejido humano, el detalle de ello se explica en el capítulo 5 donde se explican los efectos biológicos del ultrasonido y la manera de parametrarlo con la finalidad de obtener índices máximos que limiten la potencia a emplearse en los equipos.

Finalmente, en el capítulo 6 se determina y definen los tipos de sistemas de ultrasonido de diagnóstico a emplearse en los diferentes centros asistenciales de ESSALUD, la necesidad actual de equipamiento y la inversión necesaria para satisfacer esta necesidad. Asimismo se exponen las pautas adoptadas en la institución en lo referente al mantenimiento de estos equipos, tanto mantenimiento correctivo como preventivo.

Para la elaboración de este informe se ha realizado consultas a textos especializados en la materia, los cuales se encuentran enumerados en la bibliografía.

Adicionalmente para la determinación de las necesidades se ha empleado información proporcionada por diferentes dependencias de ESSALUD, algunas de ellas se ha incluido dentro de los Anexos, también se incluyen algunos catálogos de equipos comercializados localmente.

Finalmente sirva la oportunidad para agradecer a todos aquellos profesionales que me han brindado su apoyo para la realización de este informe y a mi asesor Ing. Luis Sáez quien me ha orientado en la elaboración del mismo.

CAPÍTULO I

PRINCIPIOS FÍSICOS DEL ULTRASONIDO

1.1 Ondas de sonido

El sonido es energía mecánica que es transmitida a través de un medio. Los cambios periódicos en la presión del medio de propagación son creados por fuerzas que actúan en las moléculas, causando que estas oscilen alrededor de su posición promedio. Como el movimiento de las partículas es repetitivo, se denomina *ciclo* a la secuencia de cambio en el movimiento molecular.

Las ondas de sonido son mecánicas por naturaleza, para su propagación requieren un medio elástico deformable, el cual puede ser gaseoso, líquido o sólido. Los sólidos son deformables porque aplicando una presión alta causa cambios en su forma, la elasticidad se demuestra debido a que cuando la presión disminuye retorna a su forma original. El sonido no se propaga en el vacío debido a que no existan moléculas a las que se puedan transferir las vibraciones.

En concordancia con los acuerdos internacionales se definen tres rangos de frecuencia para las ondas mecánicas (figura 1-1):

- **Infrasonido**, referidas a aquellas ondas que no son perceptibles por el oído humano y tienen frecuencias menores a 20 Hz.

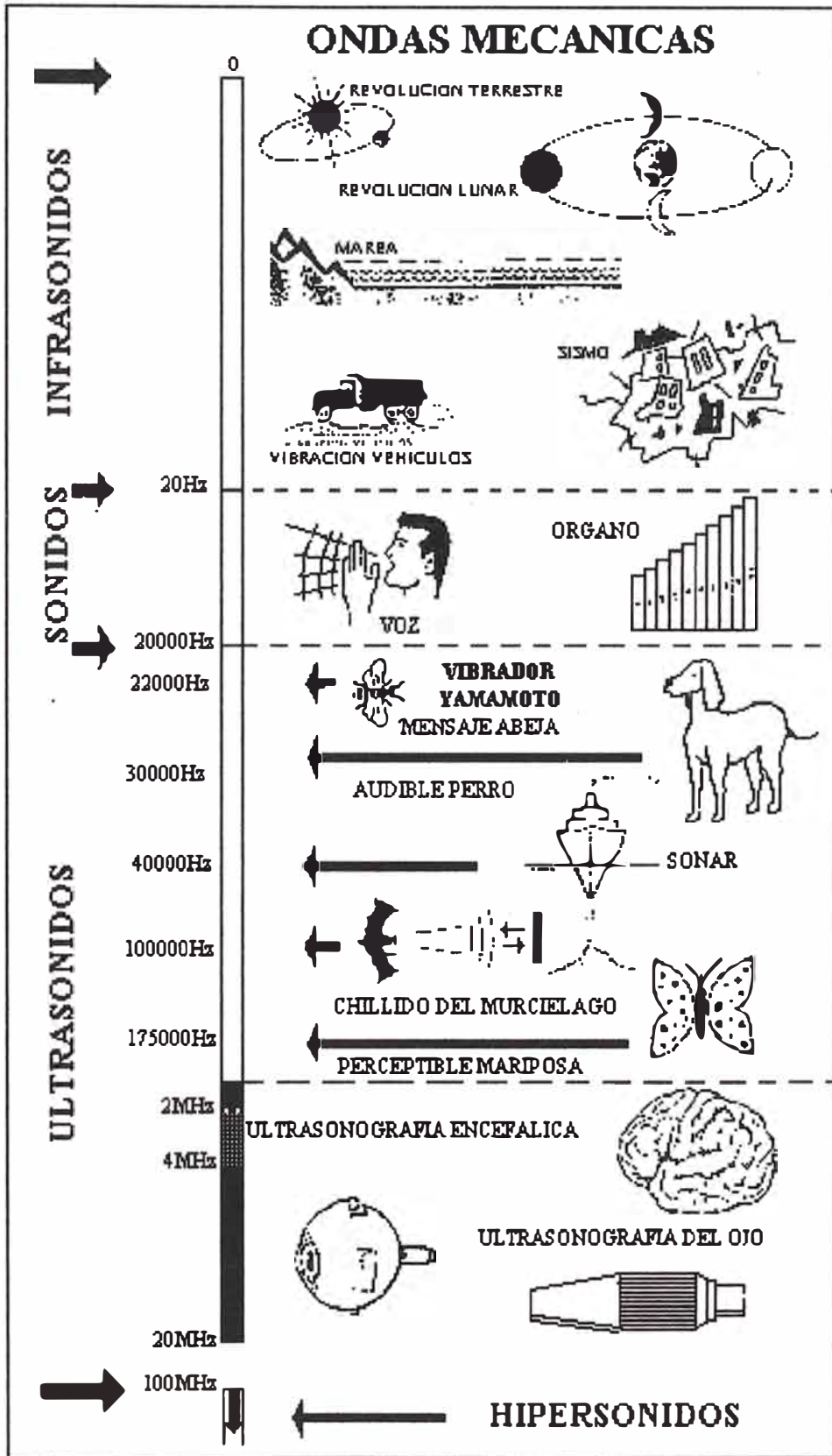


Fig 1-1: Tipos de ondas mecánicas

- **Sonido**, son aquellas ondas cuyos cambios de presión en el medio de propagación son detectados por el oído humano, el rango de frecuencia de estas ondas esta comprendido entre 20 y 20,000Hz.
- **Ultrasonido**, que define a ondas mecánicas de alta frecuencia que el ser humano no puede oír, tienen frecuencias superiores a los 20,000 Hz o 20 KHz.

El ultrasonido es generado por el cambio mecánico de la forma de los piezoelementos (elementos con propiedades piezoeléctricas) del transductor y se propaga como una onda en el medio de acople (paciente). Las ondas ultrasónicas de presión se introducen en el cuerpo humano como impulsos. La frecuencia de transmisión f_0 , llamada también frecuencia central, principal o portadora, es característica del tipo de transductor.

En medicina los procedimientos con ultrasonido fueron inicialmente con fines terapéuticos, terapia de calor. A partir del año 1942 comienza el desarrollo del ultrasonido como método de diagnóstico médico.

1.2 Propagación de las ondas ultrasónicas

Las ondas electromagnéticas tales como la luz y los rayos X pueden propagarse en el vacío, pero la propagación del ultrasonido esta ligada a la materia. Las ondas pueden propagarse en sólidos, líquidos y en forma limitada en gases. En la propagación de las ondas ultrasónicas, el cuerpo humano se puede comparar con un fluido debido a su falta de homogeneidad.

Cuando las ondas ultrasónicas se introducen dentro del cuerpo humano, las partículas en el tejido, realizan oscilaciones longitudinales a través de su posición

original. La propagación es caracterizada por una compresión (aumento de presión) y descompresión (reducción de presión) periódica, en la dirección de la propagación.

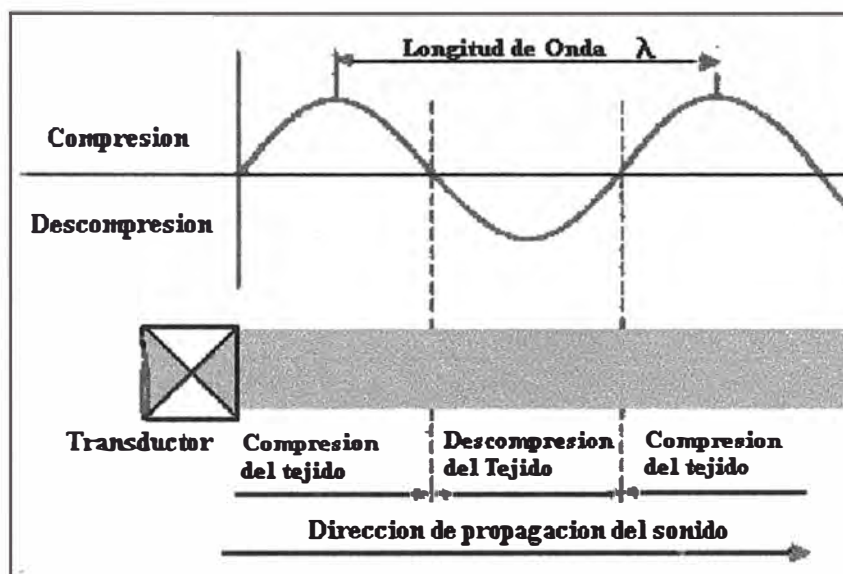


Fig 1-2: Longitud de onda

La longitud de onda es definida como la mínima separación entre dos estados de excitación idénticos (figura 1-2), por ejemplo el máximo pico de presión como el tejido humano, la longitud de onda esta relacionada con la velocidad y la frecuencia:

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

donde:

λ : longitud de onda (m)

c : velocidad del sonido (m/s)

f : frecuencia (Hz)

La velocidad de propagación del sonido depende de la compresibilidad del medio a una temperatura constante.

$$c = \sqrt{\frac{1}{k\rho}}$$

donde:

k : compresibilidad (m^2/N)

ρ : densidad (kg/m^3)

La tabla 1.1 muestra los valores de velocidad del sonido en diferentes medios:

Medio	Velocidad del Sonido (m/s)
Aire	331
Agua (20-37°C)	1485-1526
Hueso	3600
Músculo	1548-1632
Hígado	1538-1580
Riñón	1564
Sangre	1562

Tabla 1.1: Velocidad del sonido en varios medios

El valor adoptado internacionalmente para la velocidad del sonido en el cuerpo humano es 1540m/s, para los pulsos transmitidos y el eco. Con este valor se determina la longitud de onda para diferentes frecuencias de transmisión.

Frecuencia f_0 (MHz)	Longitud de onda λ (mm)
2.0	0.77
2.5	0.62
3.0	0.51
3.5	0.44
4.0	0.39
5.0	0.31
6.0	0.26
7.5	0.21
10.0	0.15

Tabla 1.2: Frecuencias de transmisión con sus longitudes de onda correspondientes

En la tabla 1.1 se muestra que el rango de la velocidad del sonido en tejidos humanos va de 1480 a 1700 m/s de acuerdo con la densidad. Los ecógrafos están calibrados sobre la base de la velocidad adoptada internacionalmente, por lo tanto la desviación entre la velocidad normalizada y la real genera una distorsión geométrica en la imagen del ultrasonido. La inexactitud en la imagen es del orden del +/-5%.

En tejidos grasos, la velocidad del sonido ($c=1462$ a 1473m/s) es sustancialmente menor que la velocidad normalizada de 1540m/s , esta desviación es interpretada por el equipo como un tejido de mayor profundidad. Existe un efecto contrario con tejidos tales como el hígado ($c=1538$ a 1580m/s) y músculo ($c=1548$ a 1632m/s), en donde el sonido se propaga más rápido que 1540m/s .

La desviación en tiempo es totalmente irrelevante para la estimación de las dimensiones de los órganos. Lo que no se puede negar es un posible desplazamiento topográfico de los bordes de los órganos.

1.3 Leyes de interacción

Existen varias interacciones entre las ondas ultrasónicas y la materia, en los cuales usualmente se aplican las leyes de la óptica.

1.3.1 Interferencia

La interacción y superposición entre oscilaciones y ondas se llama interferencia. Si el cambio de fase entre dos ondas que interactúan, es múltiplo par de $\lambda/2$ existe un reforzamiento, existen otros estados entre estos casos extremos, los que dependen de la diferencia de fases.

En un campo ultrasónico, hay efectos de interferencia particularmente en el campo cercano.

1.3.2 Reflexión y transmisión

El Ultrasonido de Diagnóstico esta basado en los principios de reflexión y transmisión. Cuando la onda llega a una superficie limítrofe entre dos medios de diferentes propiedades acústicas, parte de la energía incidente es transmitida y el resto es reflejada. Este comportamiento es expresado por:

$$I_E = I_R + I_T$$

donde

I_E : intensidad incidente

I_R : intensidad reflejada (eco ultrasónico)

I_T : intensidad transmitida

En los límites entre dos tejidos diferentes, la amplitud de onda en el haz incidente esta controlada por la impedancia específica del tejido. En física, la impedancia de onda acústica es conocida como impedancia acústica, ésta es producto de la velocidad del sonido y la densidad del material. La impedancia acústica es una constante del material y es dependiente de la frecuencia:

$$Z = \rho \cdot c$$

donde

Z : impedancia acústica (kg/s.m^2)

ρ : densidad (kg/m^3)

c : velocidad del sonido (m/s)

La tabla 1-3 muestra los valores de densidad, velocidad del sonido e impedancia acústica en varios medios:

Medio	ρ (kg/m ³) [x10 ³]	c (m/s)	Z (kg/s.m ²) [x10 ⁶]
Aire	0.0012	331	0.0004
Hueso	1.85	3600	6.66
Agua	0.997	1526	1.53
Grasa	0.94	1468	1.38
Músculo	1.05	1590	1.67
Hígado	1.06	1559	1.65
Sangre	1.02	1562	1.60

Tabla 1.3: Densidad, velocidad del sonido e impedancia acústica de varios medios.

Conocidas la intensidad de la onda perpendicular incidente a la superficie y la impedancia de los dos medios(figura 1-3), las intensidades reflejadas y transmitidas pueden ser calculadas según:

$$I_R = I_E \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

$$I_T = I_E \left[\frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \right]$$

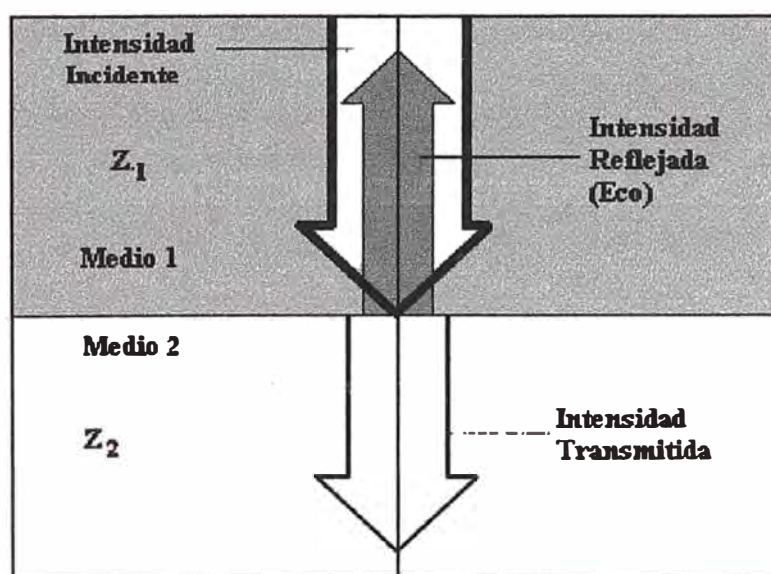


Fig 1.3: Incidencia perpendicular de una onda ultrasónica en el límite entre dos medios diferentes

La proporción de intensidad reflejada se incrementa con la diferencia entre las impedancias de los dos medios.

Solamente el 6% de la intensidad incidente es reflejada en las superficies del hígado y riñones debido a la moderada diferencia de impedancias, por el contrario hay 40% de reflexión en los límites entre un tejido blando y un hueso, y 50% en los límites entre tejido blando y los pulmones. Un mínimo de 1% de reflexión se necesita para la reconstrucción de imágenes aceptables de los ecos ultrasónicos.

Una reflexión casi completa (99%) ocurre en los límites superficiales entre el aire y el tejido. El aire presente en los pulmones y el gas de los intestinos no pueden ser penetrados por las ondas ultrasónicas. Para evitar ese grado de reflexión, es importante asegurarse que exista un acoplamiento libre de aire entre el transductor y el tejido, esto se logra empleando gel con propiedades acústicas.

1.3.3 Refracción

Una onda ultrasónica es refractada cuando ésta cae en forma oblicua sobre una superficie; la refracción está relacionada con la variación de velocidad del sonido o con la relación entre el ángulo de incidencia y el ángulo de refracción (figura 1-4):

$$n = \frac{C_1}{C_2} = \frac{\text{sen } \alpha}{\text{sen } \beta}$$

donde:

n : índice de refracción

$C_1 C_2$: velocidad del sonido en el medio 1 y 2 (m/s)

α : ángulo de incidencia

β : ángulo de refracción

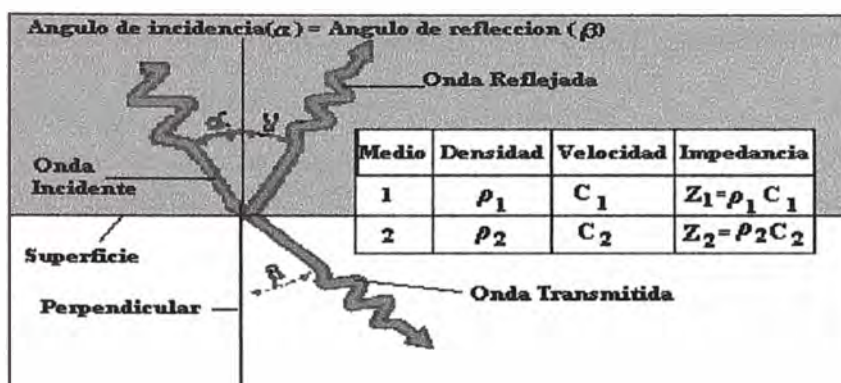


Fig 1.4: Incidencia de una onda ultrasónica con ángulo $> 0^\circ$

Con la incidencia perpendicular ($\alpha = 0^\circ$), la onda es transmitida sin refracción dentro del siguiente medio. La reflexión total ocurre para $C_1 < C_2$ donde se aplica:

$$\frac{C_2}{C_1} \sin \alpha > 1$$

El ángulo crítico α_c para reflexión total está dada por:

$$\frac{C_1}{C_2} = n = \sin \alpha_c$$

Como sólo existen pequeñas diferencias en la velocidad del sonido en los diferentes tejidos del cuerpo humano, en ultrasonido de diagnóstico el efecto de refracción es mínimo. De todas formas este efecto puede dar posiciones incorrectas de los órganos y debe tenerse en cuenta sobretodo cuando se utiliza el ultrasonido como guía de punción.

- Transición de un medio con baja velocidad a otro con mayor velocidad ($C_1 < C_2$)

Cuando una onda de ultrasonido pasa de un medio en el cual la velocidad del sonido es baja a otro medio con velocidad alta, las ondas son refractadas lejos de la perpendicular a la superficie. Aquí se tiene que el ángulo de refracción β es mayor

que el ángulo de incidencia α . Con este tipo de transición puede ocurrir la reflexión interna total.

- Transición de un medio de alta velocidad a otro con baja velocidad ($C_1 > C_2$)

Cuando una onda ultrasónica pasa de un medio con alta velocidad a otro de baja velocidad, la onda es deflectada cerca de la perpendicular a la interfase. Aquí $n > 1$ porque $C_1 > C_2$ y el ángulo de refracción β es menor que el ángulo de incidencia α .

En una superficie curva, las ondas transmitidas son igualmente enfocadas o desenfocadas (figura 1-5).

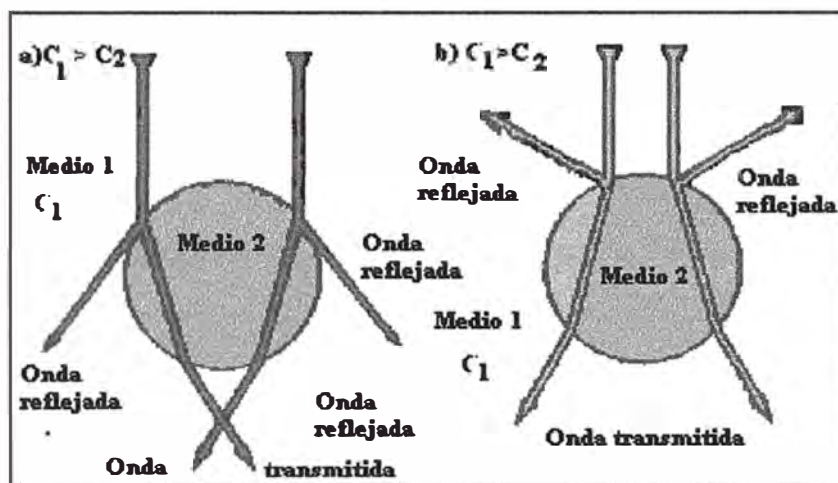


Fig 1.5: Incidencia en superficies curvas

1.3.4 Difracción

Las ondas ultrasónicas se propagan en línea recta dentro de un medio homogéneo; si hay un obstáculo en la dirección de propagación, la onda es difractada dentro de la sombra del obstáculo (figura 1-6). La extensión de la deflexión es relativa al tamaño del obstáculo en comparación con la longitud de onda. En general, si la relación de la longitud de onda respecto al tamaño del objeto es grande, el efecto de difracción es mayor.

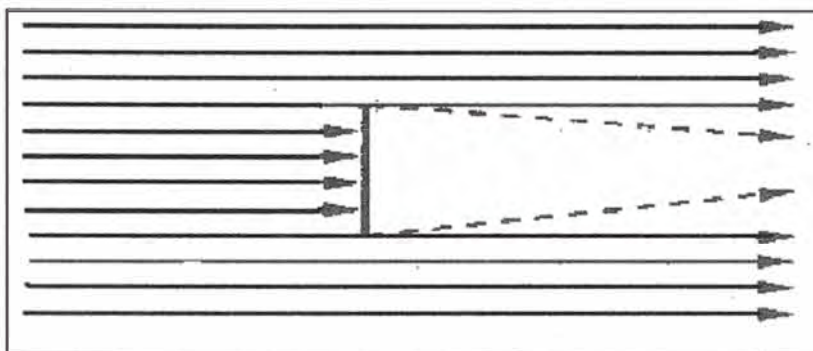


Fig 1.6: Difracción de ondas sónicas en un obstáculo

1.3.5 Dispersión

Cuando una onda ultrasónica impacta en una superficie rugosa (figura 1-7) o en una partícula libre (figura 1-8), en los cuales las dimensiones son del orden de una longitud de onda o menor, la propagación subsecuente no obedece las leyes geométricas de la reflexión. En ambos casos existe dispersión difusa. La intensidad de las ondas dispersas se incrementa muy rápidamente con la frecuencia.

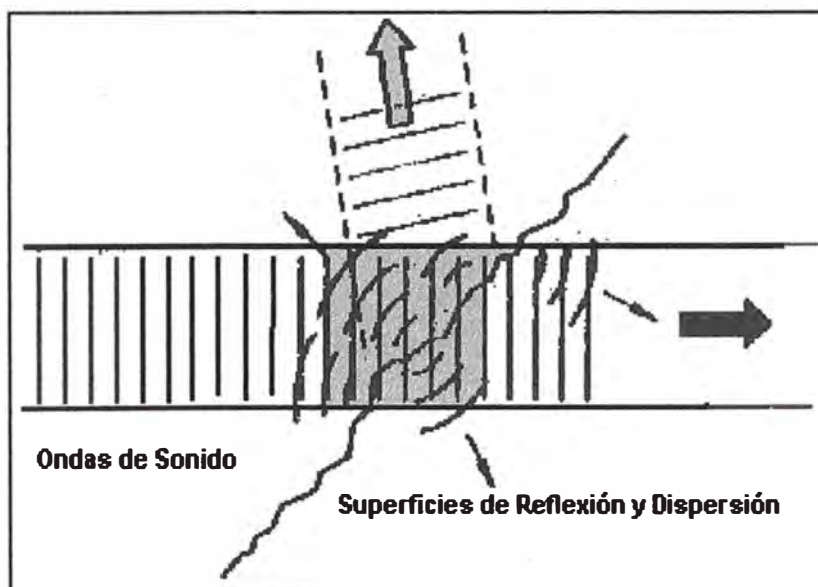


Fig. 1.7: Dispersión de ondas de sonido en una superficie rugosa

Como el tejido consiste en un gran número de pequeñas células, muchos de los ecos recibidos son el resultado del dispersamiento.

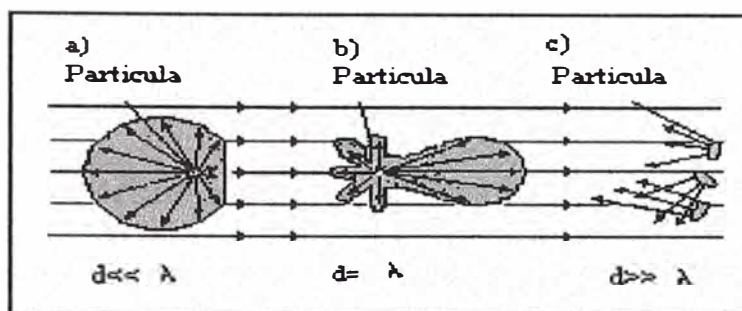


Fig 1.8:

- a) Tamaño de la partícula \ll longitud de onda \Rightarrow dispersión omnidireccional
- b) Tamaño de la partícula \approx longitud de onda \Rightarrow dispersión hacia delante y atrás
- c) Tamaño de la partícula \gg longitud de onda \Rightarrow reflexión

Para el caso de interacción con un haz ultrasónico, el tejido humano puede ser representado como una matriz de gran número de partículas. Como el tamaño de las partículas es menor que la longitud de onda, el dispersamiento tiene una gran influencia en la imagen. Debido a que los bordes de los órganos, son sustancialmente grandes, en estas regiones la reflexión predomina sobre el dispersamiento. Existen tres tipos de dispersión, de acuerdo al tamaño de la partícula como se mostró en la figura 1.8.

1.3.6 Absorción

Cuando una onda ultrasónica pasa a través de un medio, a causa de la atenuación, sólo una parte de la energía incidente se propaga. La intensidad disminuye conforme se incrementa el espesor de la capa. Las causas de la atenuación del sonido en la dirección de la propagación son:

D_{Abs} : Absorción, con conversión de la energía ultrasónica en otras formas de energía, por ejemplo calor.

D_{Geo} : Geometría del campo ultrasónico, decrece la energía ultrasónica en el campo remoto del piezoelemento.

- Ondas esféricas: la energía ultrasónica decrece a raíz de $1/r^2$
- Ondas planas: el efecto de atenuación geométrica es cero ($D_{Geo} = 1$)

D_{Ref} : Reflexión en superficies causada por ejemplo por refracción o difracción.

D_s : Dispersión.

La atenuación total D en dB es:

$$D = D_{Abs} D_{Geo} D_{Ref} D_s$$

En Absorción, la amplitud de la presión del ultrasonido decrece exponencialmente con la trayectoria a través del medio de absorción.

$$P_x = P_o e^{-\beta x}$$

donde:

P_x : Presión después de penetrar una profundidad x (Pa)

P_o : Presión inicial (Pa)

β : coeficiente de absorción, constante dependiente del material (cm^{-1})

x : profundidad de penetración (cm)

e : base del logaritmo natural (2.7183)

La reducción de la presión del sonido corresponde a una reducción en intensidad (figura 1-9)

$$I_x = I_E e^{-\beta x}$$

donde:

I_x : Intensidad a la profundidad x (W/cm)

I_E : Intensidad incidente inicial (W/cm)

El proceso de absorción es gobernado por la viscosidad (β_n), conducción térmica (β_t) y la relajación (β_{rel}) la cual puede ser por ejemplo la deformación de estructuras debido a la conversión de la energía ultrasónica.

El coeficiente de absorción total es la suma de las parciales:

$$\beta_{Abs} = \beta_n + \beta_t + \beta_{rel}$$

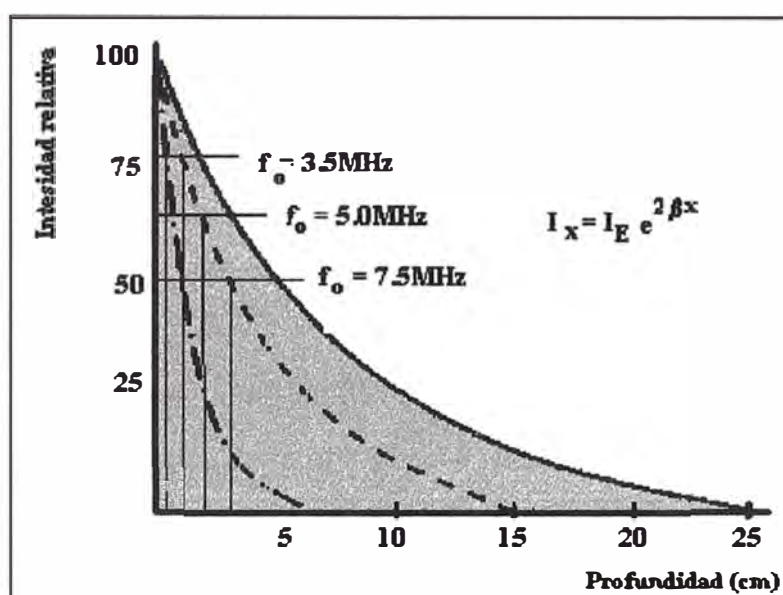


Fig 1.9: Decrecimiento exponencial de la energía ultrasónica con relación a la profundidad de penetración y la frecuencia de transmisión

El coeficiente de absorción depende del tejido y de la frecuencia, en tejidos blandos la absorción se incrementa linealmente con la frecuencia, mientras que en el hueso se incrementa cuadráticamente.

A ciertas profundidades la relación de la intensidad incidente con la intensidad inicial puede variar mucho, debido a ello usualmente estas relaciones son expresadas logarítmicamente. La atenuación es expresada en decibelios (dB) de acuerdo a:

$$A(\text{dB}) = 10 \log \frac{I_E}{I_x}$$

en términos de amplitud tenemos:

$$A(dB) = 10 \log \left(\frac{A_E}{A_x} \right)^2 = 20 \log \frac{A_E}{A_x}$$

donde:

A_x : Amplitud a la profundidad x

A_E : Amplitud inicial

En la práctica, se emplea la siguiente aproximación para calcular la atenuación de la intensidad en el tejido.

$$A \text{ (dB)} = 0.9 \times x \times f_0$$

donde:

0.9 : coeficiente de amortiguación (dB/cmMHz)

x : profundidad (cm)

f_0 : frecuencia central (MHz)

1.4 Hemodinámica

Hemodinámica es el estudio de los principios físicos de la circulación de la sangre, la sangre es un fluido viscoso constituido por células y plasma.

La viscosidad es el parámetro físico que caracteriza la capacidad del fluido para resistir un cambio en su forma, para que un fluido viscoso sea deformado debe sobrevenir una fuerte atracción intermolecular, cuando una presión es aplicada a la sangre en un vaso, la sangre es propulsada a través del vaso por una caída de la presión a lo largo de su trayectoria. La resistencia a fluir depende de la viscosidad de la sangre y el radio del lumen del vaso. Las fuerzas de fricción causadas por la

viscosidad de la sangre producen variaciones en la velocidad a través del lumen del vaso.

El mayor componente celular de la sangre es el eritrocito o célula roja normales, las cuales son discos bicóncavos con un diámetro de aproximadamente $7\mu\text{m}$ y un rango de espesor de $2\mu\text{m}$ en el extremo a $1\mu\text{m}$ en el centro. La viscosidad de la sangre con hematocritos normales es 0.03 poise o $\text{dinas-seg}/\text{cm}^2$, un valor que es aproximadamente cuatro veces la viscosidad del agua. Con un concentrador mayor de células rojas la viscosidad aumenta.

1.4.1 Perfil de velocidad

La velocidad de la sangre no es uniforme a través del lumen del vaso, cuando un fluido se mueve a lo largo de un tubo cilíndrico liso en un ritmo uniforme, capas concéntricas de flujo de fluido son formadas dentro del tubo, cada capa sigue una trayectoria fija.

La fricción entre las capas altera la velocidad, la velocidad no es la misma en cada capa sino que aumenta progresivamente conforme se incrementa la distancia desde la pared del vaso. La distribución del flujo de velocidades en las capas es llamada flujo laminar. La sangre frecuentemente tiene flujo laminar en vasos que son rectos y lisos (figura 1-10).

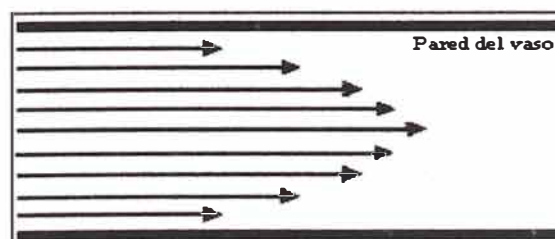


Fig 1-10: Perfil de velocidad de la sangre

1.4.2 Relación presión/flujo

Ecuación de Poiseville

El índice de volumen de flujo (Q) es la cantidad de sangre moviéndose a través del vaso por unidad de tiempo, usualmente expresado en centímetros cúbicos por segundo. La ecuación de Poiseville permite calcular el volumen del flujo en un vaso cilíndrico:

$$Q = \frac{\pi p r^4}{8 l \eta}$$

donde:

l : longitud del vaso

η : viscosidad

p : diferencia de presión

r : radio del vaso

π : pi (3.14)

Típicamente la viscosidad de la sangre y la longitud de los vasos en el sistema cardiovascular no varía.

El flujo es regulado por cambios en la diferencia de presión o el radio, la dependencia del flujo con la cuarta potencia del radio hace que los vasos pequeños sean muy resistentes al flujo. Para lúmenes pequeños con radios menores que 1mm, la sangre no actúa como un líquido y la ecuación de Poiseville no es aplicable.

Presión Intravascular

La presión producida por las contracciones del corazón, la presión estática de llenado y la presión hidrostática contribuyen a la presión intravascular.

Las paredes vasculares elásticas permiten que el lumen se expanda y contenga un mayor volumen de sangre.

El llenado de los vasos causa fuerzas adicionales y serán aplicadas a la sangre dentro de los vasos por las paredes elásticas, estas fuerzas son llamadas de presión estática de llenado; que es mucho menor que la presión hidrostática y la presión de las contracciones del corazón.

La presión hidrostática (p) es generada cuando un fluido es posicionado verticalmente en un campo gravitacional y se calcula:

$$p = -\rho gh$$

donde:

ρ : densidad de la sangre

g : aceleración de la gravedad (9.8m/s^2)

h : la altura de la sangre.

Para el sistema circulatorio el atrio derecho es considerado como punto de referencia para calcular la distancia asumida como altura. La sangre ubicada a la misma elevación que el atrio derecho tiene una presión hidrostática cero, debajo de éste la presión hidrostática es positiva y sobre éste es negativa.

La presión hidrostática es mayor que la presión de la contracción del corazón.

1.4.3 Principio de Bernoulli

El movimiento de la sangre en la circulación es determinado preliminarmente por la presión intravascular. Otros factores pueden influenciar en el flujo de la sangre, aún al punto de causar que la sangre se mueva contra un gradiente de presión.

La descripción de la dinámica del flujo requiere un análisis de la energía del fluido.

Tipos de energía del fluido

La energía total del fluido constituida por la energía cinética del movimiento de la sangre a una velocidad determinada, la energía potencial debida a su elevación en el campo gravitacional y el trabajo realizado cuando la fuerza es aplicada para moverla.

Cuando un líquido no viscoso fluye de manera uniforme, la energía total contenida en cualquier punto no varía. Esta condición es el principio de Bernoulli, cuya expresión matemática es:

$$p + \rho gh + 1/2 \rho v^2 = \text{Constante}$$

Esta es la ecuación fundamental de fluidos mecánicos.

Conversión de energía

Una consecuencia importante del principio de Bernoulli es la conversión de la energía potencial a energía cinética o incremento de presión.

Pérdida de energía

Debido a que la sangre es un fluido viscoso ocurre pérdida de energía conforme ésta se mueve a través del aparato circulatorio. La energía perdida es disipada en forma de calor, por lo que al comparar dos puntos por el principio de Bernoulli se debe aplicar:

$$p_1 + \rho gh_1 + 1/2 \rho v_1^2 = p_2 + \rho gh_2 + 1/2 \rho v_2^2 + \text{calor}$$

La energía total del fluido contenido en la sangre decrece conforme se traslada en la circulación.

La sangre eyectada dentro de la aorta tiene gran velocidad y alta presión, pero en su retorno a través de las venas se mueve más lento y su presión es baja.

La energía proporcionada por las contracciones del corazón es disipada por pérdidas friccionales, se crea un gradiente de energía a lo largo de la trayectoria: ventrículo izquierdo, aorta, arterias, capilares, venas y atrio derecho.

1.4.4 Hemodinámica arterial

Gasto Cardíaco

El corazón eyecta rítmicamente sangre dentro de la aorta. El volumen de sangre bombeado por minuto es el gasto cardíaco. El gasto cardíaco normal de un adulto es cerca de 5 litros por minuto.

Presión Arterial

Una presión arterial alta pero fluctuante es mantenida por el bombeo del corazón. Durante la sístole se tiene una presión pico de aproximadamente 120mmHg.

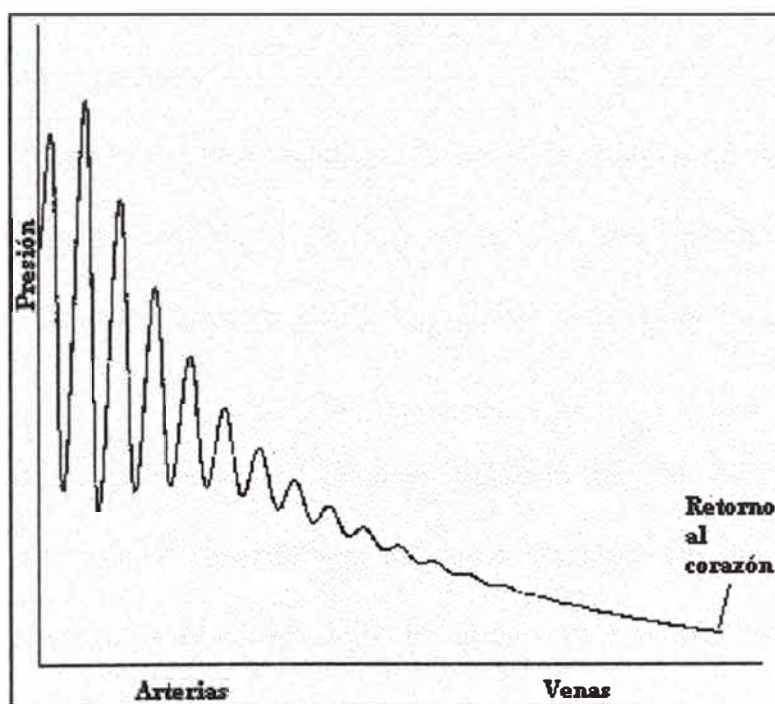


Fig 1-11: Variaciones de la presión causadas por las contracciones del corazón.

Cada pulso de presión es transmitido a lo largo de la aorta a los vasos más distantes, la presión decrece progresivamente de la circulación arterial a la venosa (figura 1-11).

Compliance

Las paredes de los vasos arteriales son altamente elásticas, lo que permite que aumente el lumen cuando se aplica presión adicional.

Conforme la sangre es eyectada del corazón, las arterias se distienden y se guardan grandes cantidades de sangre. Esta propiedad es llamada compliance.

Flujo pulsátil

La oscilación de la presión arterial es una compleja combinación de muchos factores, incluyendo volumen stroke, tiempo de curso de la eyección ventricular, resistencia periférica y compliance vascular, las fluctuaciones de presión incrementan el flujo pulsátil en la arteria.

En las arterias periféricas normales la velocidad de flujo crece rápidamente a un pico durante la sístole, seguido de un flujo reverso de corta duración al final de la sístole y luego una continuación de flujo positivo a velocidad menor durante la diástole.

Los cambios de velocidad en el ciclo cardiaco (figura 1-12) son a veces caracterizadas por índices descriptivos, tal como el índice de pulsatibilidad (PI), grandes diferencias en la velocidad del flujo entre sístole y diástole producen altos valores de PI.

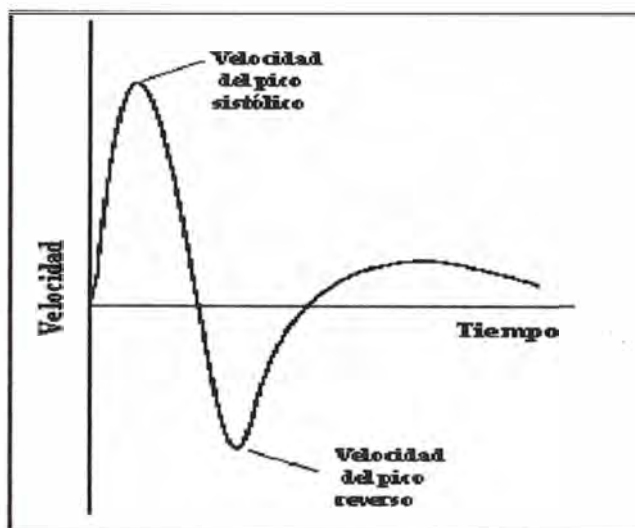


Fig 1-12: Flujo en la arteria durante un ciclo cardíaco.

1.4.5 Hemodinámica venosa

Función Venosa

La mayor función de las venas es actuar como conductos para el retorno del flujo de sangre al corazón, pero el sistema venoso también participa en la regulación de la circulación.

Las venas pueden estrechar o alargar el cambio de la resistencia periférica y alterar el flujo.

Las paredes de las venas no son tan elásticas como la de las arterias.

El mayor control regulatorio del gasto cardíaco es la resistencia periférica, mientras más vasos se dilatan en la circulación periférica, esta resistencia disminuye y el gasto cardíaco aumenta.

Presión Venosa

Los pulsos de presión en las arterias son amortiguados antes de ir a las venas. La constante diferencia de presión a lo largo de vasos tiende a elevar el flujo continuo, se

establece el flujo laminar a bajas velocidades y el perfil de la velocidad del flujo es parabólico.

Control de Flujo

La constricción de las venas incrementa la resistencia periférica y eleva la presión arterial, además la sangre guardada en las venas es liberada para incrementar el volumen de sangre e intensifica el retorno venoso.

Una obstrucción severa arterial puede disminuir el flujo en las venas inhibiendo el transporte de sangre a los capilares. La obstrucción venosa crónica resulta en un edema. Una obstrucción venosa aguda es generalmente asociada con la formación de un trombo, que puede producir embolia pulmonar.

1.4.6 Velocidad pico

La velocidad pico es la máxima velocidad dentro del lumen del vaso, esta varía con la localización anatómica, siendo mayor en vasos cercanos al corazón.

La tabla 1-4 nos muestra valores de velocidad pico en diferentes arterias:

Arteria	Sistólica	Reversa
Femoral Común	0.9 a 1.4	0.3 a 0.5
Femoral Superficial	0.7 a 1.1	0.25 a 0.45
Popliteal	0.5 a 0.8	0.2 a 0.4
Carótida Interna	0.6 a 1.0	-
Carótida Externa	0.6 a 1.2	-
Carótida Común	0.4 a 1.2	-

Tabla 1.4: Velocidad pico en Arterias (m/s)

1.4.7 Modificaciones del perfil de velocidad

El perfil de velocidad puede ser afectado por flujos acelerados (figura 1-13), curvatura de los vasos, bifurcación a vasos pequeños, obstrucción en vasos, y secciones transversales divergentes.

El flujo laminar en una arteria es convertido en una distribución más uniforme de velocidades de flujo a través del lumen cuando la sangre es acelerada o propulsada a través de aberturas estrechas (figura 1-14).

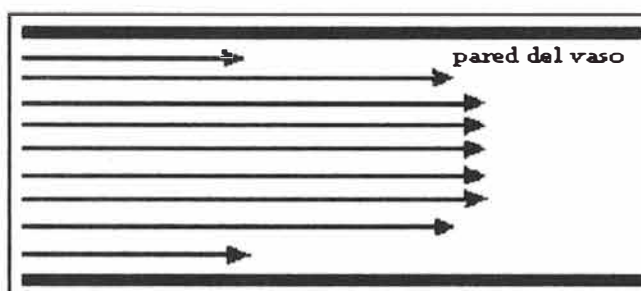


Fig 1-13: Variación del flujo laminar

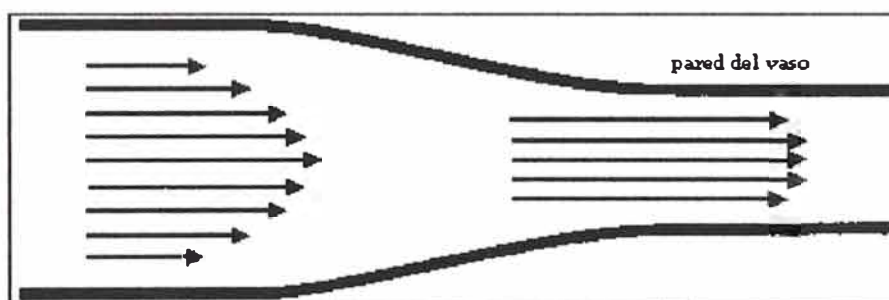


Fig 1-14: Un lumen angosto altera el flujo laminar a un perfil plano

El flujo laminar entrante a una curva de un vaso tortuoso es sesgado; así los componentes de alta velocidad ocurren en la mayor curvatura del vaso (figura 1-15).

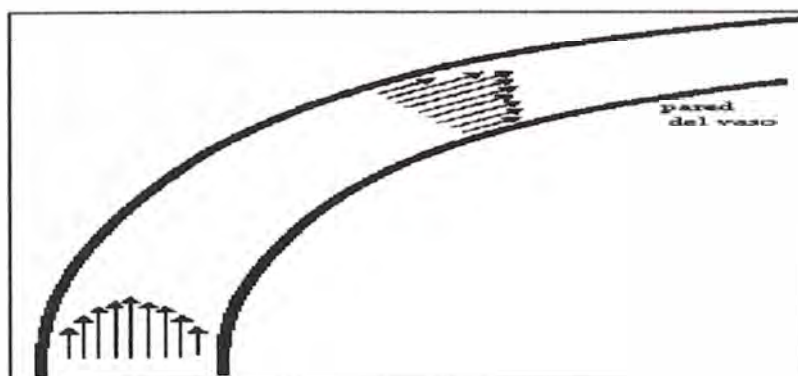


Fig 1-15: La curvatura de los vasos hace que las velocidades mayores se ubiquen cerca de los bordes

1.4.8 Obstrucción

La obstrucción arterial es usualmente en la forma de una placa, las placas son asociadas con cambios degenerativos en la pared de la arteria acompañado por depósitos lípidos y a veces depósitos de calcio. Cuando una placa sale dentro del lumen del vaso, el flujo es interrumpido, una gran porción de la arteria puede ser bloqueada con la consecuente variación del volumen del flujo.

Una zona de flujo reverso es formada inmediatamente después del estrechamiento del lumen distal a la estenosis, el flujo reverso desaparece y una región de flujo turbulento se desarrolla antes que el flujo laminar se restablezca (figura 1-16).

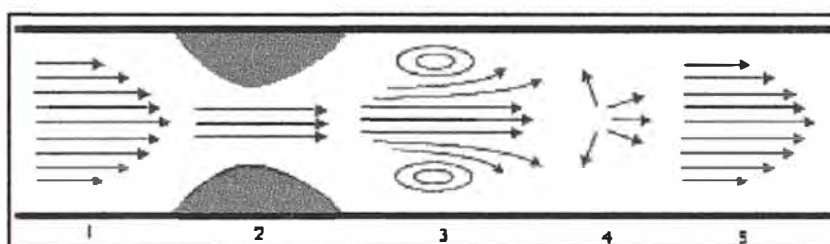


Fig 1-16: Trastorno del flujo causado por estenosis. Los perfiles mostrados son 1: laminar, 2:jet, 3:reverso, 4:turbulencia, 5:laminar.

Cinco distintos perfiles de velocidad son observados en la vecindad de la estenosis (tabla 1-5).

Ubicación	Descripción
Proximal	Laminar
Coincidente	Jet, alta velocidad, componentes uniformes de velocidad
Inmediatamente Distal	Componentes variables de velocidad, velocidad pico reducida.
Distal	Turbulencia
Distal mayor	Laminar

Tabla 1.5: Perfiles de velocidad en la vecindad de la estenosis.

1.5 Efecto Doppler

El efecto Doppler es un fenómeno en el cual un cambio aparente en la frecuencia del sonido es observado si hay un movimiento relativo entre la fuente del sonido y el receptor.

1.5.1 Variación Doppler

Una fuente de sonido produce una serie de presiones esféricas concéntricas alejándose de la misma, las esferas más periféricas son las más antiguas y las más centrales son las más nuevas. La fuente determina la frecuencia de las ondas, y el medio determina su velocidad de propagación, la frecuencia y la velocidad de propagación definen la longitud de onda (o espacio entre las esferas radiantes desde la fuente).

Un receptor estacionario observa igual número de esferas (ondas presiométricas) tal como son emitidas por la fuente estacionaria.

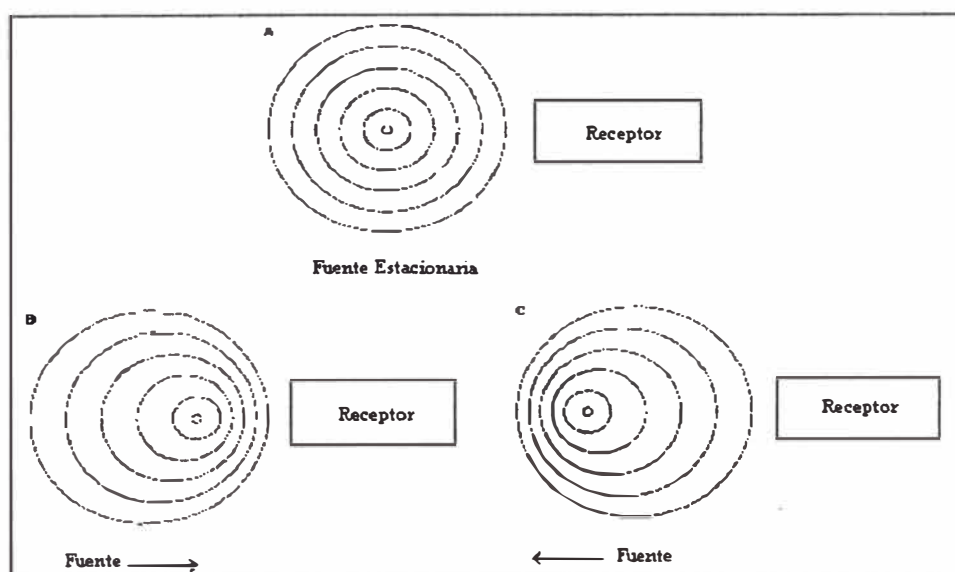


Fig 1-17: Efecto Doppler

La frecuencia observada es influenciada por el movimiento de la fuente o del receptor alejándose o acercándose uno del otro. Más o menos ondas de presión por unidad de tiempo son detectadas por el receptor y causa que un mayor o menor tono sea escuchado (figura 1-17). Esta es la variación Doppler.

La diferencia entre la frecuencia transmitida y observada, o la variación Doppler, depende de que tan rápida la fuente de sonido, el receptor o ambos se muevan; esto es, un incremento en la velocidad relativa entre la fuente y el receptor causa un mayor cambio en la frecuencia observada (figura 1-18).

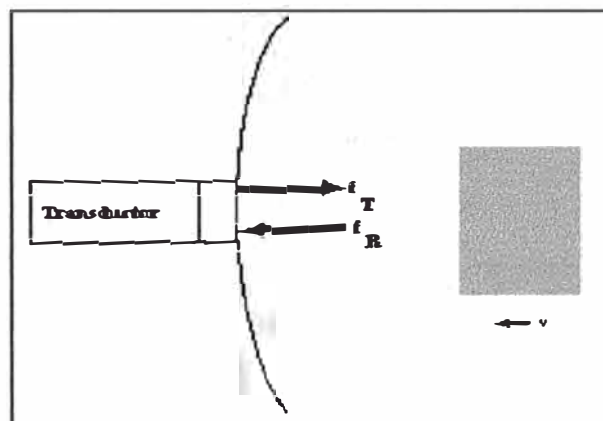


Fig 1-18: La frecuencia de recepción es diferente a la frecuencia de transmisión.

La variación Doppler es también afectada por la velocidad del sonido en el medio y por la frecuencia transmitida.

1.5.2 Ecuación de la variación Doppler

La variación Doppler (f_D) producida al explorar una interfase moviéndose en el tejido es calculada por la siguiente ecuación.

$$f_D = \frac{2vf}{c}$$

donde:

c: velocidad del sonido en el tejido

v: velocidad de la interfase

f : frecuencia del transductor

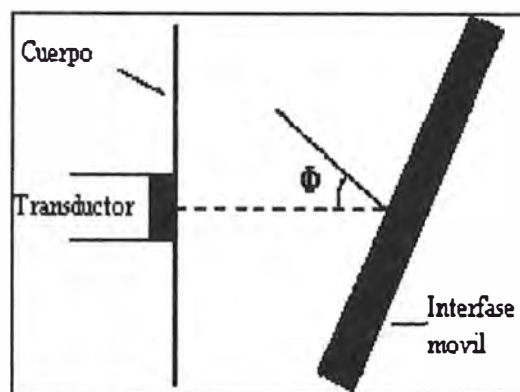


Fig 1-19: La variación Doppler depende del ángulo de incidencia

Si el haz ultrasónico incide a un ángulo diferente de cero grados con respecto al movimiento de la interfase reflejante (figura 1-19), la ecuación será:

$$f_D = \frac{2vf \cos \phi}{c}$$

La combinación de v y $\cos \phi$ determina la componente de la velocidad a lo largo de la dirección de propagación para el haz ultrasónico.

La mínima variación debería ocurrir a un ángulo de incidencia de 90 grados; porque el coseno de 90° es 0. En la práctica, la señal nunca es cero porque existe siempre una porción del haz que no es perpendicular al movimiento como resultado de la divergencia.

La tabla 1-6 muestra la variación Doppler para diferentes frecuencias, velocidades y ángulos Doppler:

Variación Doppler (KHz)	Frecuencia Transductor (MHz)	Velocidad (cm/s)	Angulo Doppler (°)
260	2	10	0
225	2	10	30
184	2	10	45
130	2	10	60
649	2	25	0
562	2	25	30
459	2	25	45
325	2	25	60
2597	2	100	0
2250	2	100	30
1837	2	100	45
1299	2	100	60
649	5	10	0
562	5	10	30
459	5	10	45
325	5	10	60
1623	5	25	0
1406	5	25	30
1148	5	25	45
812	5	25	60
6494	5	100	0
5624	5	100	30
4592	5	100	45
3248	5	100	60
2435	7.5	25	0
2109	7.5	25	30
1722	7.5	25	45
1218	7.5	25	60
9740	7.5	100	0
8436	7.5	100	30
6888	7.5	100	45
4872	7.5	100	60

Tabla 1.6: Relación entre la variación Doppler, Frecuencia del transductor, velocidad del reflector móvil y el ángulo Doppler.

La velocidad de la interfase se calcula despejando la variable:

$$v = \frac{f_D c}{2f \cos \phi}$$

Como una guía general, las señales Doppler de vasos sanguíneos superficiales (por ejemplo la carótida) deberían ser adquiridas a ángulos entre 30 y 60 grados, el límite

más bajo es recomendado porque ocurre una reflexión interna total entre la pared del vaso y los límites de la sangre para ángulos pequeños y el haz ultrasónico no alcanza al movimiento de la sangre.

1.5.3 Consideraciones clínicas

Las unidades Doppler son diseñadas para extraer las variaciones Doppler de las señales recibidas, estos cambios en frecuencia están en el rango audible, lo que permite amplificar el audio para usar parlantes de salida.

El espectro de frecuencias representando variaciones Doppler múltiples es mostrado en la pantalla del monitor, el formato empleado es la conversión de la variación Doppler a velocidad absoluta, la cual es independiente de los parámetros del equipo.

Para monitorear el flujo en los vasos, las células rojas actúan como centros de dispersión de la señal ultrasónica, la dispersión producida por muchos cuerpos pequeños en movimiento crea múltiples frentes de onda que forman un patrón de eco con interferencia fluctuante en el tiempo y el espacio, este patrón variado es responsable de la apariencia del sonido para la señal Doppler.

La intensidad del sonido disperso es proporcional al número de células rojas y así indica la cantidad de sangre en el volumen de muestra, así mismo es proporcional a la cuarta potencia de la frecuencia. Para producir un eco intenso, un transductor de alta frecuencia debería ser usado, pero conforme aumenta la frecuencia, el índice de absorción del haz ultrasónico en el tejido explorado aumenta. Estos dos efectos son balanceados combinando la frecuencia del transductor con la profundidad de la región de interés, la frecuencia óptima (f_o) esta dada por:

$$f_o = \frac{90}{r}$$

donde :

r : es la distancia del tejido a la región de interés (mm).

En general, la óptima frecuencia Doppler es menor que la frecuencia empleada para la exploración bidimensional.

Los transductores Doppler usualmente operan en frecuencias en el rango de 2 a 10 MHz, altas frecuencias 5 a 7 MHz, son empleadas para exámenes Doppler vascular periférico, mientras que exámenes de vasos profundos se realizan a frecuencias cercanas a 2 MHz.

CAPÍTULO II TRANSDUCTORES

2.1 Efecto piezoeléctrico

El efecto piezoeléctrico es el fenómeno que se encuentra comúnmente en materiales cristalinos que tienen dipolos (regiones de cargas positivas y negativas) en cada molécula. Las moléculas dipolares son positivas en un lado y negativas en el otro. Si el material es calentado a una temperatura superior a la denominada de Curie, las moléculas son liberadas y se mueven libremente. Cuando se colocan dos platinas cargadas (positiva y negativa) a través del material, la región negativa de cada molécula se pegan a la platina positiva y las regiones positivas se alinean hacia la platina negativa. Formándose un arreglo de moléculas que no varía aunque la temperatura disminuya por debajo del valor de Curie, para ello se retiran las platinas.

Si se colocan las platinas en forma perpendicular a la posición original y se aplica un voltaje las moléculas giran para alinearse con el campo eléctrico (moléculas positivas hacia el electrodo negativo, moléculas negativas hacia el electrodo positivo) aumentando el espesor del material. Si se invierte la polaridad se produce el efecto contrario, debido al alineamiento de las moléculas, disminuyendo el espesor del material. Estos cambios de espesor son de apenas unas micras. El cambio continuo de polaridad causa la expansión y contracción del material, creando vibraciones mecánicas.

Por lo tanto el *efecto piezoeléctrico* se define como la propiedad natural de algunos materiales de generar una fuerza mecánica al someterlos a la acción de una fuerza eléctrica y viceversa (figura 2-1).

En los materiales piezoeléctricos, al aplicársele un voltaje se genera un movimiento mecánico (ondas sonoras). En los cristales este fenómeno permite que el transductor genere un haz ultrasónico, el cual aplicado al cuerpo humano transmite las ondas sonoras a través del mismo.

Alternativamente, el efecto piezoeléctrico permite que el mismo transductor reciba un eco ultrasónico (onda de presión de alta frecuencia). Las ondas ultrasónicas que retornan producto de la interacción con el cuerpo humano, golpean el cristal e induce señales eléctricas, Estas son procesadas y posteriormente mostradas en el monitor.

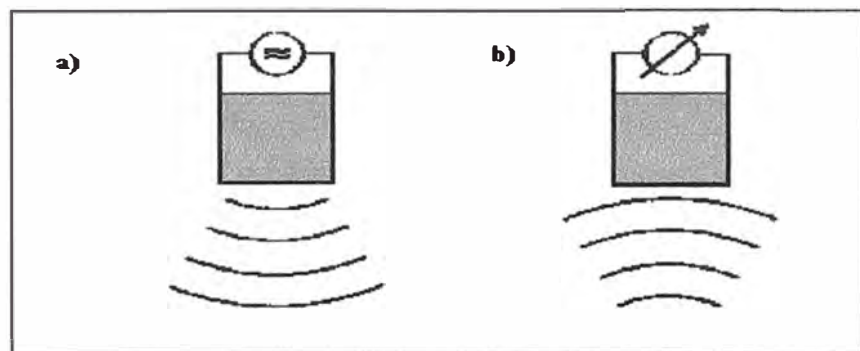


Fig 2.1: Modos de funcionamiento de un piezoelemento. a) Transmisión, b) Recepción.

2.1.1 Materiales piezoeléctricos

Para aplicaciones en diagnóstico médico el material universalmente empleado en transductores es titanato de zirconio-plomo (PZT). También son empleados los siguientes compuestos: Titanato de plomo-bario, zirconato de plomo-bario, sulfato de litio, entre otros.

Cristales de difloruro de polivinilideno (PVF₂) es uno de los materiales que se han desarrollado últimamente y tiene una impedancia acústica cercana a la del tejido humano, permitiendo que en el diseño de los transductores se dejen de emplear *matching layers* (capas de equiparamiento) para incrementar la fracción de la energía ultrasónica.

El cuarzo es un material natural que puede ser tratado para que tenga propiedades piezoeléctricas. Este material es empleado en transductores de ultrasonido terapéutico (medicina física) porque tiene excelentes propiedades de transmisión.

2.2 Diseño de los transductores ultrasónicos

La figura 2-2 muestra el diseño de un transductor del tipo arreglo lineal. El diseño central es sustancialmente el mismo para todo tipo de transductores.

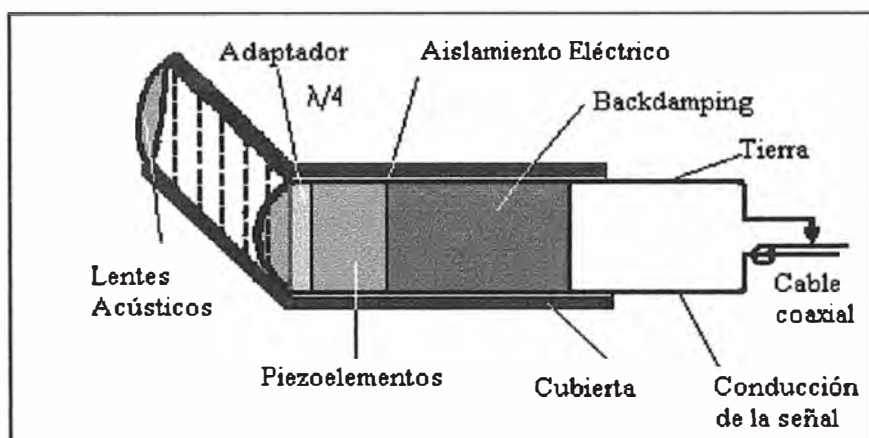


Fig 2-2: Transductor ultrasónico multielementos

2.2.1 Lentes acústicas

Los lentes acústicos proveen enfoque mecánico del haz ultrasónico en el eje Y transversal al cabezal del transductor. El enfoque electrónico en esa dirección es, actualmente, técnicamente posible.

2.2.2 Lámina de cuarto de onda ($\lambda/4$)

La lámina de cuarto de onda ($\lambda/4$) es una capa antirreflexión, la cual idealmente provee una transferencia libre de reflexión en la interfase transductor-tejido. La impedancia de la capa de cuarto de onda es calculada de la impedancia de los piezoelementos y del tejido de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$Z_{\lambda/4} = \sqrt{Z_{\text{piezo}} - Z_t}$$

donde:

Z_{piezo} : Impedancia del piezoelemento (Kg/s.m^2)

Z_t : Impedancia del tejido (Kg/s.m^2)

Las láminas de cuarto de onda son construidas con materiales plásticos especiales.

2.2.3 Piezoelementos

El espesor de los piezoelementos determina su frecuencia de resonancia, la misma que debe coincidir con la frecuencia de transmisión requerida.

En técnicas de eco pulsado, los piezoelementos generan un espectro de frecuencias en vez de una sola frecuencia.

La frecuencia central (frecuencia portadora) corresponde a la frecuencia de transmisión fija del transductor.

El ancho de banda de un cabezal de ultrasonido es a veces expresado como un porcentaje de la frecuencia principal. La cuantificación relativa es el valor medio del ancho (la amplitud relativa decrece en -6dB). Por ejemplo, si un transductor tiene un 50% del ancho de banda cuando la frecuencia principal es de 5 MHz, el valor de -6dB corresponde a 3.75 y 6.25 MHz, la misma que tiene un ancho de 2.5 MHz (figura 2-3).

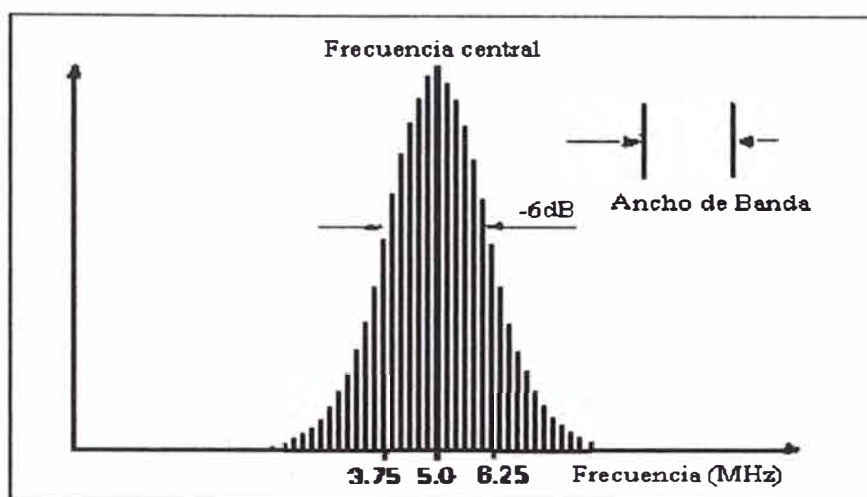


Fig 2-3: Espectro de frecuencia para un pulso transmitido con frecuencia central de 5.0 MHz.

Para obtener una resolución espacial alta en imágenes de escala de grises se requiere pulsos de excitación con el más amplio ancho de banda posible, dado que la longitud del pulso es inversamente proporcional al ancho de banda.

Los piezoelementos son bañados con una fina capa de plata o aluminio para mejorar la distribución y contacto de la carga, un cable conductor de señal y un cable de tierra son conectados a los electrodos del metal de cada piezoelemento. La capa de backdamping también proporciona contacto a tierra.

2.2.4 Backdamping

Si tenemos un equipo basado en técnicas de eco pulsado, este equipo debe ser capaz de generar un pulso de ultrasonido corto y bien definido, por ejemplo una oscilación altamente amortiguada. Para cumplir estos requerimientos, los piezoelementos deben ser adicionalmente amortiguados. Esto se logra mediante la capa Backdamping. El material empleado en esta capa es generalmente una resina epóxica que contiene partículas de tungsteno o aluminio.

2.2.5 Blindaje eléctrico

Un metal conectado a tierra protege a la unidad acústica contra la radiación electromagnética entrante y saliente.

2.2.6 Cubierta

Todas las capas y elementos descritos están protegidos por una cubierta plástica herméticamente sellada.

2.3 Campos ultrasónicos

El campo resultante es producido por la interacción entre muchas ondas esféricas individuales producidas por cada punto de la superficie radiante de los piezoelementos. El campo ultrasónico es dividido en dos regiones:

- Un campo cercano no muy homogéneo.
- Un campo lejano homogéneo cuya amplitud de presión decrece continuamente.

2.3.1 Campo cercano

En el campo cercano o Zona de Fresnel, las relaciones de varias fases entre las ondas, da como resultado un complicado patrón de interferencia que rápidamente cambia de presión mínima y máxima.

La extensión del campo cercano y el número de mínima y máxima es gobernada por el radio del diámetro de la superficie radiante hacia la longitud de onda. En la práctica ($\lambda \ll D$), la longitud del campo cercano es definida por aproximación:

$$N = \frac{D^2}{4\lambda}$$

donde:

N : longitud del campo cercano (mm)

D : diámetro de la superficie radiante (mm)

λ : longitud de onda (mm)

El campo cercano tiene aproximadamente el diámetro de la superficie radiante. El ancho del campo es pequeño a la distancia N (foco natural).

La longitud del campo cercano esta dado, por definición, por la posición del ultimo máximo de la amplitud de presión dentro del eje acústico. La figura 2-4 muestra el comportamiento típico de la presión del sonido en un pulso ultrasónico a lo largo del eje acústico de un pistón oscilador.

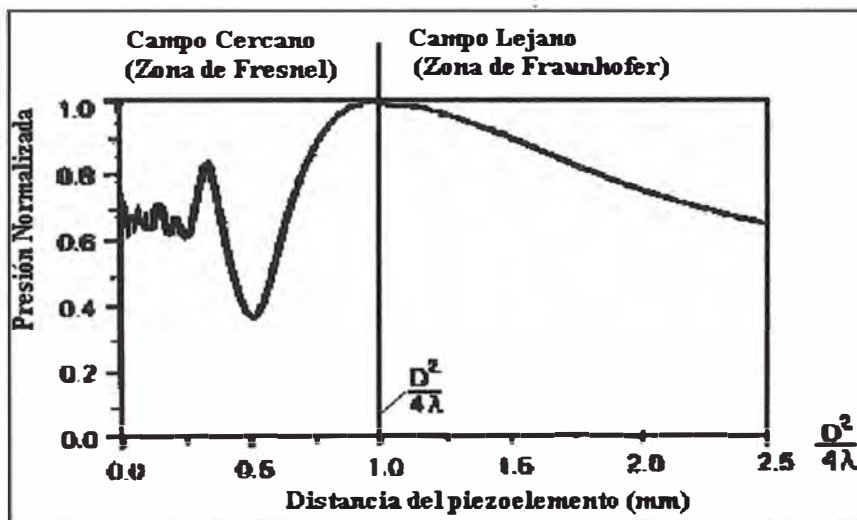


Fig 2-4: Presión del sonido

En la tabla 2-1 se indican los valores típicos del campo cercano:

Frecuencia Central f_0 (MHz)	Longitud de Onda λ (mm)	Piezoelemento D (mm)	Campo cercano N (mm)
7.5	0.21	5	30
		4.5	69
		10	122
5.0	0.31	5	20
		10	81
		15	183
3.5	0.44	10	57
		15	128
		20	227

Tabla 2-1: Valores típicos del campo cercano

2.3.2 Campo lejano

La región del campo lejano se encuentra contigua al campo cercano y es también llamada la Zona de Fraunhofer, y es distinguida por una continua caída de la amplitud de presión a lo largo del eje acústico. La Intensidad decae con la distancia desde el transductor; el haz ultrasónico diverge.

Estas características direccionales son usadas para describir el Campo Lejano, por ejemplo, la presión relativa del ultrasonido en coordenadas polares (figura 2-5) o la Intensidad del ultrasonido como una función del ángulo (figura 2-6)

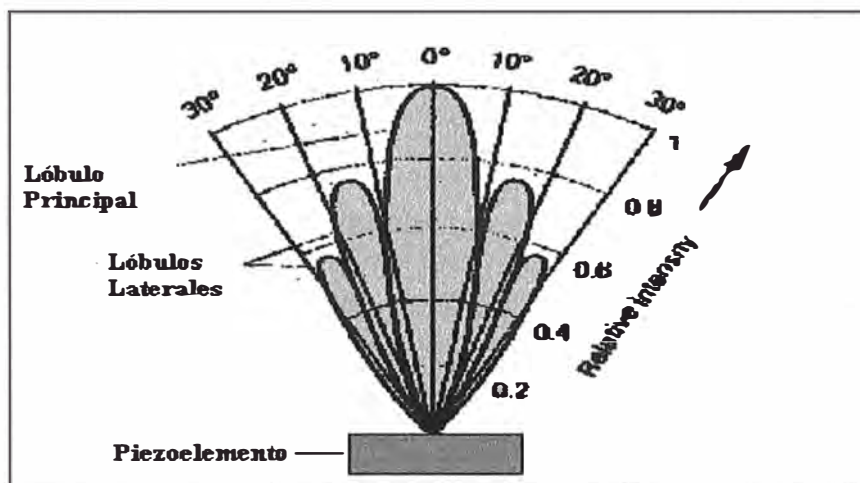


Fig 2-5: Radiación característica en coordenadas polares

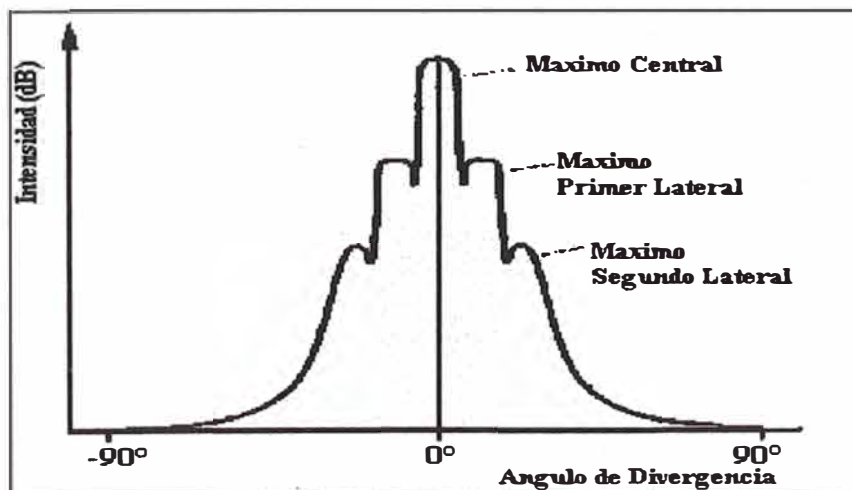


Fig 2-6: Radiación característica: Intensidad del sonido como una función del ángulo de radiación.

Ambas representaciones muestran que el patrón consiste de un haz central principal (máximo principal = lóbulo principal) con varios números de máximos laterales (lóbulos laterales).

Los inevitables lóbulos laterales son particularmente desventajosos en la zona cercana debido a que ellos están espaciadas cercanamente al frente del transductor. Junto con las amplitudes de cambio de fases, crean un campo cercano no homogéneo.

2.4 Técnicas de enfoque

El enfoque produce una reducción en el diámetro del campo a una cierta distancia del transductor (foco), la cual mejora la resolución lateral.

2.4.1 Enfoque mecánico

Los piezoelementos son hechos con una superficie radiante cóncava o con lentes de plástico cementado con la finalidad de enfocar las ondas. Las dimensiones del transductor o de los lentes puede determinarse aproximadamente de las leyes de la óptica.

El material de los lentes es aquél en que la velocidad del sonido es mayor que la velocidad en el tejido humano.

En consecuencia, un haz ultrasónico inicial paralelo es enfocado por un lente cóncavo o desenfocado por uno convexo

Las lentes acústicas son usados en todo tipo de transductores, para el enfoque en la dirección Y perpendicular a la dirección de propagación. Esto es conocido como enfoque mecánico (figura 2-7).

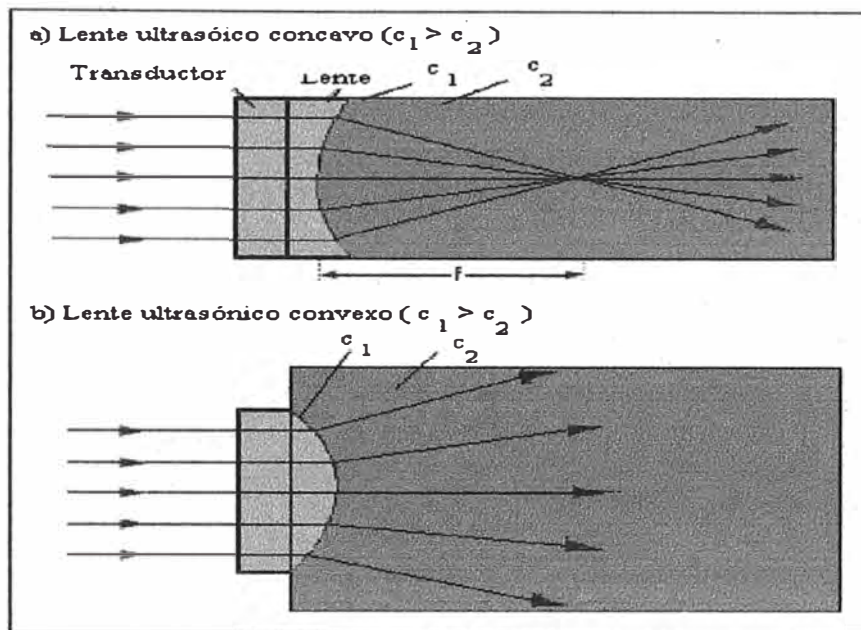


Fig 2-7: Lentes acústicas

En ecografía también se emplean piezoelementos cóncavos conectados a tierra (figura 2-8), los que tienen propiedades comparables a espejos parabólicos. Los piezoelementos en un transductor sectorial mecánico son convexos.

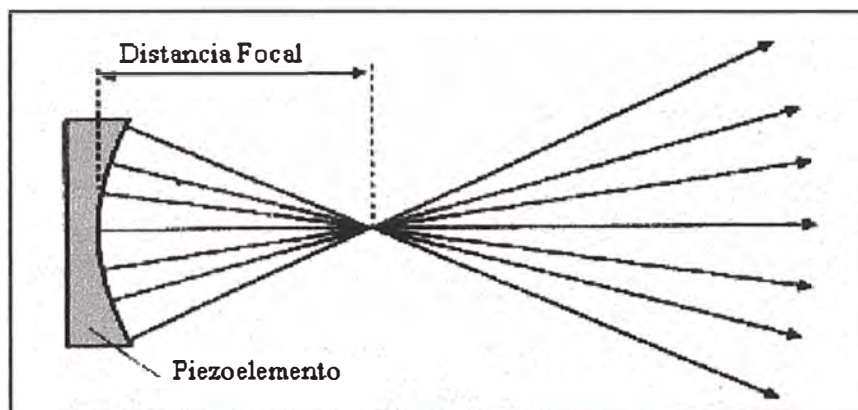


Fig 2-8: Piezoelemento cóncavo para enfoque electrónico

2.4.2 Operación de la fuente de sonido

En un transductor multielemento, muchos piezoelementos pequeños son unidos en una matriz, formando grupos de enfoque interno. Los piezoelementos en un grupo emiten un paquete de ondas ultrasónicas, los pulsos transmitidos.

La divergencia en el campo ultrasónico expandido debe mantenerse lo más pequeña posible para permitir la mejor resolución espacial (figura 2-9). El ángulo de divergencia es pequeño cuando la superficie radiante es más larga.

$$\text{sen } \alpha = 1.22 \frac{\lambda}{D}$$

donde:

α : ángulo de divergencia en grados

λ : longitud de onda (mm)

D : diámetro de apertura de la superficie radiante (mm)

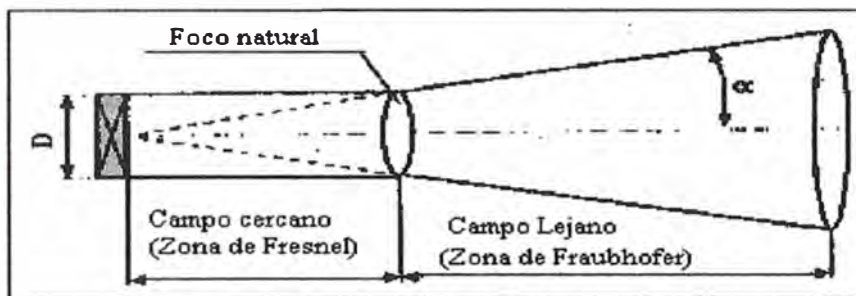


Fig 2-9: Perfil del lóbulo de sonido en los campos cercano y lejanos

Un circuito electrónico es usado para retardar la excitación individual de cada piezoelemento en un grupo de enfoque y el frente de onda resultante de las ondas sonoras individuales es desviado y enfocado según sea requerido (figura 2-10).

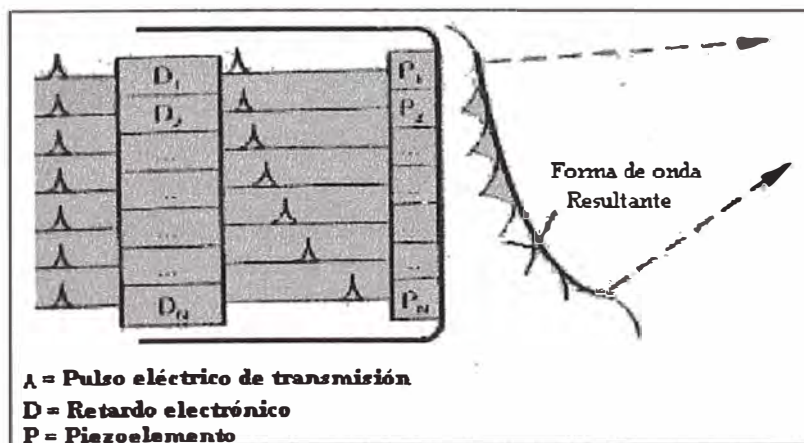


Fig 2-10: Control de la forma de onda por medio de retardos.

La posición focal puede ser controlada electrónicamente por el control de tiempo de excitación en los piezoelementos de un grupo de enfoque (figura 2-11).

El uso de varios focos de transmisión por línea de imagen con muchos ciclos de pulsos de eco, otorga buena resolución lateral no solamente cerca al transductor sino también a profundidad. La frecuencia de repetición de imágenes es reducida en proporción al número de focos de transmisión.

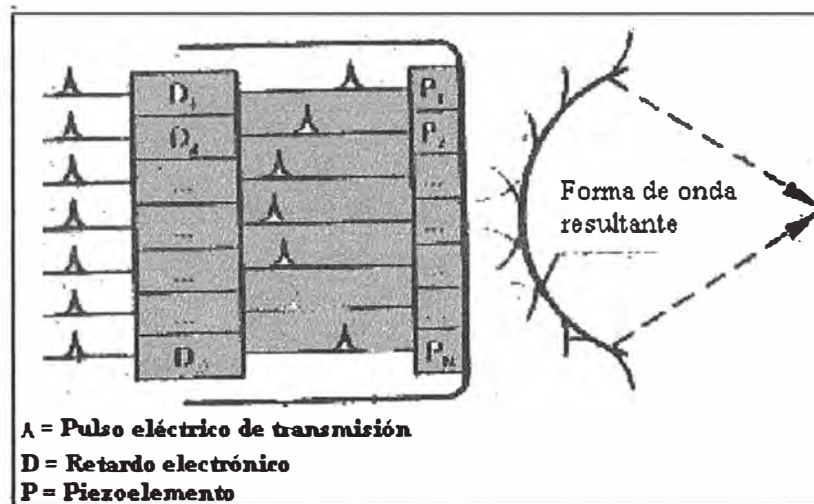


Fig 2-11: Control de enfoque

2.4.3 Enfoque de transductores de arreglo electrónico

En un transductor de arreglo electrónico, los pulsos transmitidos pasan a través de un sistema de retardo constituido por muchas líneas paralelas de retardo. Los pulsos retardados pasan a través de un multiplexor hacia los elementos individuales en un grupo de enfoque. El ancho de los grupos de enfoque y las diferencias de tiempo en los sistemas de retardo resulta en varios focos F1 a F3 (figura 2-12).

El foco en la dirección Y es especificado y controlado mecánicamente de acuerdo a la forma de los lentes acústicos.

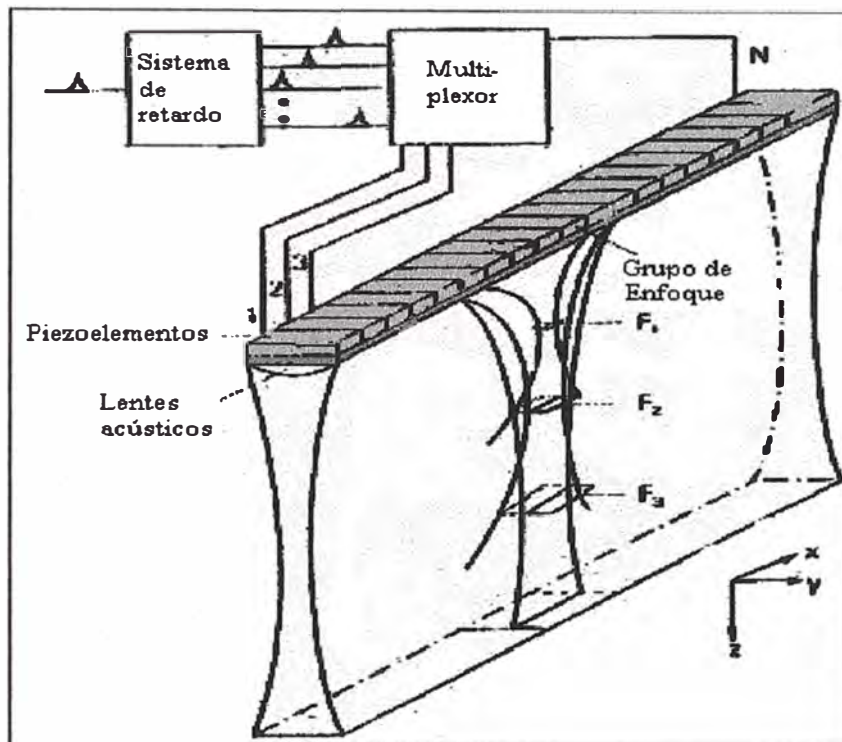


Fig 2-12: Enfoque electrónico

Las líneas ultrasónicas en una imagen son electrónicamente secuenciadas por selección de otro grupo de enfoque o por control asimétrico de los elementos individuales. Esto no es aplicable para un transductor de arreglo anular.

2.4.4 Operación del detector

El eco alcanza el piezoelemento más lejano de un grupo de enfoque después que los piezoelementos centrales debido a que el camino es más largo; las señales de los elementos centrales del grupo deben ser retardadas correspondientemente con relación a los elementos más alejados. El objeto es sumar las señales individuales en un eco.

En el enfoque de recepción dinámica, el foco de recepción es arreglado en la misma manera que los pulsos de transmisión. El control electrónico continuamente adapta el retardo al tiempo de tránsito del eco. Los lóbulos laterales son suprimidos por *apodización*, técnica en la cual las señales de los piezoelementos lejanos en un grupo

se les asigna un peso menor a la de las señales de los elementos internos. También, el número de elementos activos incrementa con la profundidad desde donde el eco viene.

2.4.5 Multiplexores

El multiplexor selecciona los piezoelementos que forman un grupo de enfoque, por ejemplo elementos 15 a 46 (32 elementos). El pulso de transmisión es retardado por los elementos individuales en concordancia con la posición de los focos. Después de la recepción del eco más profundo, el grupo de enfoque es activado elemento por elemento (elementos del 16 al 47). Es así como la imagen se va generando línea por línea.

La densidad de líneas puede ser duplicada aplicando una técnica especial de conmutación. La conmutación es dividida en tres pasos:

1. Un grupo con un número par $2N$ de elementos individuales es seleccionado para el primer ciclo de emisión-recepción.
2. En el segundo ciclo de emisión-recepción, el grupo $2N$ es complementado por el elemento $2N+1$ en la dirección de exploración.
3. En el tercer ciclo de emisión-recepción, el grupo original $2N$ es suprimido en un elemento en la dirección de exploración y el primer elemento es desactivado.

Finalmente, el paso 2 es repetido y así sucesivamente.

En esta técnica, la línea de ultrasonido es desplazada por la mitad de los piezoelementos al mismo tiempo, esto duplica la densidad de líneas. Esto demuestra que el número de líneas de ultrasonido por imagen tiene solamente una restricción, la relación con el número de canales electrónicos.

En la figura 2-13 se muestra la forma de activación de los grupos de transmisión y recepción en un transductor de arreglo lineal.

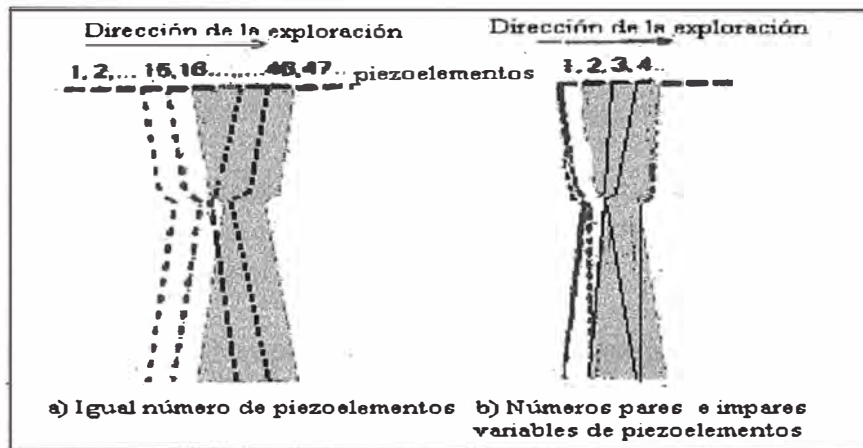


Fig 2-13: Activación de los grupos de transmisión y recepción en un transductor de arreglo lineal.

2.5 Tipos de transductores

Los transductores se pueden clasificar de acuerdo a su frecuencia de operación, tipo de arreglo de cristales y por su uso específico.

2.5.1 Clasificación por su frecuencia de operación

Los transductores por su frecuencia de operación se clasifican como:

- **Transductores Monofrecuenciales**

Estos transductores tienen una sola frecuencia de operación y actualmente vienen quedando en desuso.

- **Transductores de banda ancha (Broadband)**

Se han creado materiales piezoeléctricos compuestos para disminuir la impedancia acústica del cristal. Este cambio en el diseño, en combinación con capas de acoplamiento de performance mejorada, ha permitido generar pulsos con componentes de alta frecuencia.

Los componentes adicionales de frecuencia amplían el ancho de banda de allí la denominación de banda ancha.

Estas modificaciones en el transductor producen una corta longitud de pulso que mejora la resolución axial y aumenta la eficiencia de conversión para incrementar la penetración.

Esta mejora en la resolución axial conlleva a la disminución de la resolución lateral. Los pulsos de banda ancha contienen componentes de baja frecuencia que incrementa el foco del ancho del haz.

La distribución de frecuencias del pulso transmitido también afecta la intensidad del haz patrón. Los componentes de altas frecuencias tienden a incrementar la máxima intensidad en la zona focal causa una rápida disminución de la intensidad con la profundidad. La presencia de componentes de baja frecuencia aumenta la profundidad de penetración.

Una innovación de los transductores de banda ancha es la manipulación del ancho de banda de la frecuencia de transmisión y del ancho de banda de la frecuencia de recepción para optimizar la adquisición de datos de la imagen.

Los transductores de banda ancha proporcionan flexibilidad en la operación de manera que los parámetros de adquisición de imagen pueden ser cambiados durante la exploración.

Conforme el ancho de banda de la frecuencia central vaya aumentando, se mejora la posibilidad de lograr parámetros de adquisición de imagen óptimos para la información clínica deseada.

Se han implementado tres tipos: los transductores multifrecuencia, los transductores confocales y los transductores de imagen de alta definición (HDI).

Transductores multifrecuenciales

En imágenes multifrecuenciales el ancho de banda extendido es subdividido en dos o más rangos de frecuencia para transmisión y recepción de las ondas ultrasónicas. La porción de alta frecuencia proporciona buen detalle espacial, la porción de baja frecuencia permite máxima penetración en el tejido. También es posible obtener anchos de banda entre estos dos extremos.

El resultado es el mismo que si se tuviera dos transductores independientes, cada uno con frecuencia central diferente, pero incluidos en una sola cubierta. La ventaja distintiva es que un transductor de frecuencia variable muestra la anatomía del paciente mientras es ajustada la frecuencia central. El rango de frecuencia óptimo puede ser seleccionado sin perder el punto de interés clínico en el plano de exploración.

Transductores confocales

Imagen con focal es una extensión de la zona focal de transmisión excepto que la zona focal a cada profundidad es formada con una diferente frecuencia central. En este esquema de imágenes el ancho de banda ampliado de transmisión es dividido en múltiples rangos de frecuencia.

Estos rangos tienen diferentes frecuencias centrales que son empleadas para recopilar los datos del eco a lo largo de cada línea de vista. Esta técnica permite obtener un ancho de haz estrecho con buen detalle espacial en todas las profundidades.

Transductores de Imágenes de alta definición

Imágenes de alta densidad emplean todo el ancho de banda del transductor para el pulso de transición y luego ajusta el ancho de banda de recepción de acuerdo a la profundidad de exploración.

HDI puede alterar el ancho de banda transmitido dependiendo del rango de exploración. Componentes de alta frecuencia deben ser eliminados para extender la profundidad de exploración. La resolución lateral a poca profundidad es mejorada removiendo los componentes de baja frecuencia.

Ventajas de los transductores de banda ancha

La tecnología de transductores de banda ancha sigue evolucionando. Cada tipo ofrece mejoras significativas en la calidad de la imagen comparada con los transductores tradicionales.

Los métodos HDI y multifrecuencia proporcionan una superior escala de grises cuando los reflejos en el tejido dependen de la frecuencia.

El método de imagen con focal enriquece el detalle espacial cuando los reflejos en el tejido son relativamente independientes de la frecuencia.

2.5.2 Clasificación por su tipo de arreglo de cristales

Los transductores por su tipo de arreglo de cristales se clasifican como:

- **Transductores Sectoriales Mecánicos**

Estos transductores tienen un cristal o un grupo de cristales que giran secuencialmente por medio de un motor y se encuentran sumergidos dentro de un líquido con propiedades acústicas. Debido a su giro de un lado hacia el otro presentan una imagen en formato sectorial.

Estos transductores son de menor costo pero requieren de mantenimiento continuo..

- **Transductores de Arreglo Lineal**

Estos transductores tienen un conjunto de cristales dispuestos de manera lineal, de manera que el formato de imagen presentado en el monitor es rectangular, su funcionamiento ya se explicó previamente.

- **Transductores de Arreglo Convexo**

Estos transductores tienen un conjunto de cristales dispuestos de manera curva, produciendo una imagen con formato semi-sectorial, el funcionamiento es similar a los de arreglo lineal

- **Transductores de Arreglo de Fase**

Los transductores de arreglo de fase lineal pueden ser transductores pequeños con pocos cristales (16). Para generar el haz ultrasónico, todos los cristales en el arreglo son excitados al mismo tiempo. Esto contrasta con los arreglos lineales, en el cual los cristales son disparados en grupos. El diseño produce un formato sectorial con un ángulo de hasta 90 grados. Un mayor número de cristales muy pequeños (hasta 128) puede ser usado para mejorar la resolución espacial. El arreglo produce sólo una línea de vista cada vez que los cristales son excitados. La dirección del haz es cambiada electrónicamente alterando la secuencia de excitación de los cristales (figura 2-14).

Direccionando el haz a través del campo de visión permite la recopilación de datos a lo largo de diferentes líneas de vista. Los retardos asociados con el

direccionamiento del haz son mayores a los nanosegundos pero menores que los microsegundos necesarios para adquirir los datos de cada línea de vista.

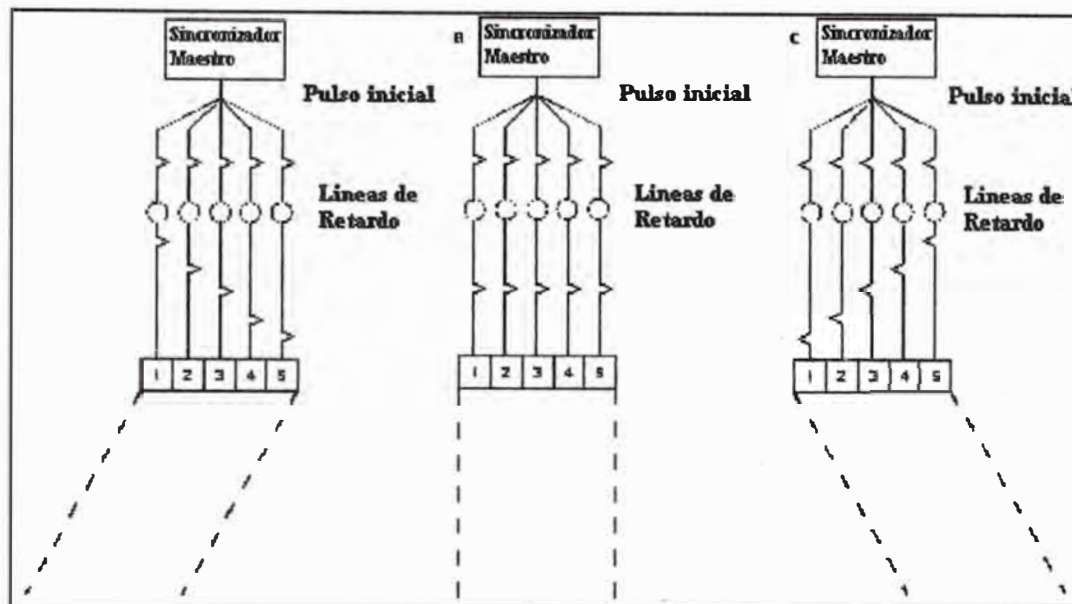


Fig 2-14: Los tiempos de retardo electrónicos en arreglos de fase dirigen el haz

- **Transductores de Arreglo Anular**

Los transductores de arreglo de fase anular tienen un cristal central rodeado por anillos concéntricos de cristales adicionales.

Cada cristal es excitado de manera que permita el enfoque electrónico en un punto muy fino en todas las profundidades a lo largo del eje del haz. El enfoque dinámico en recepción es también posible, aunque un arreglo de fase anular debe ser mecánicamente direccionado para recolectar diferentes líneas de barrido. El direccionamiento es llevado a cabo reflejando el haz en un espejo móvil (figura 2-15) o rotando el transductor mecánicamente sin un espejo.

El sistema de espejo es usualmente un líquido acústico. El haz ultrasónico converge simétricamente en el punto focal. El ancho del haz es el mismo en la dirección del espesor de corte y en la dirección de plano (similar a un transductor

circular). Este haz simétrico debería ser contrastado con el haz ultrasónico generado por arreglos lineales, los que tienen dimensiones variables dependiendo de la técnica del enfoque, secuencia de disparo y tamaño de cristal.

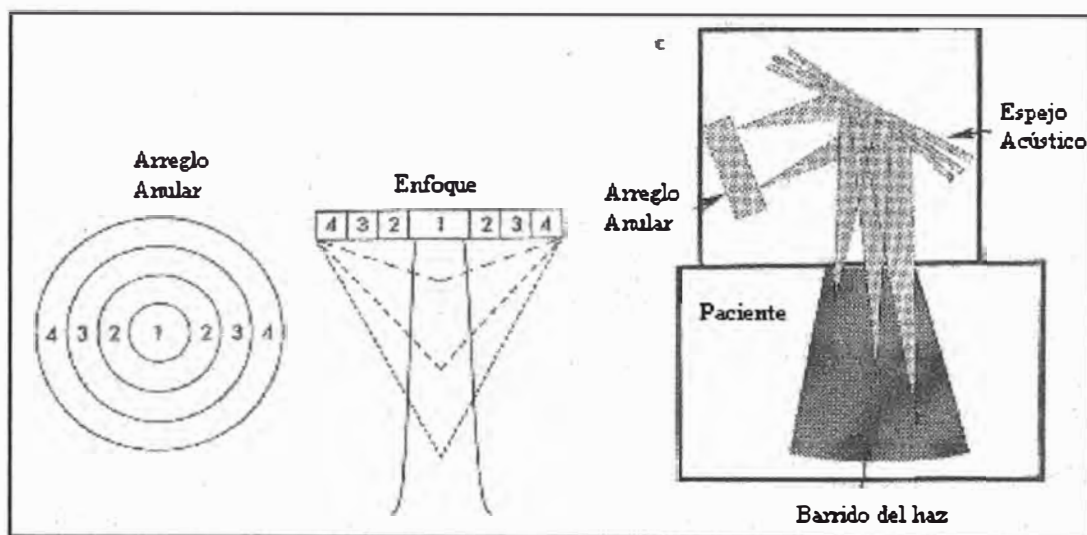


Fig 2-15: Enfoque y barrido de los arreglos anulares

2.5.3 Clasificación por su aplicación específica

Los transductores por su aplicación específica se clasifican como:

- **Transductores Endosonográficos**

Los transductores endosonográficos, tales como endovaginal, endorectal y endoesofágico, son diseños especiales de transductores mecánicos, de arreglo lineal o de arreglo de fase montados en cubiertos que pueden ser insertados en ciertas cavidades del cuerpo.

Direccionamiento del haz y enfoque

Muchos transductores transvaginales (endovaginales) tienen un cristal enfocado colocado al final del transductor.

Este cristal es mecánicamente barrido arriba y abajo para producir un sector sagital de 45 a 110 grados. Rotando e inclinando el transductor, diferentes planos son mostrados, aunque no es posible obtener vistas transversales.

Otros transductores transvaginales tienen el cristal montado al final o al costado del mismo, permitiendo la adquisición de planos transversales. El plano de imagen es cambiado moviendo el transductor a diferentes profundidades (figura 2-16).

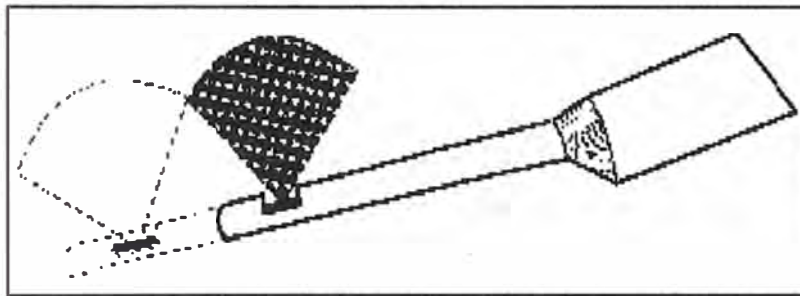


Fig 2-16: Transductor endosonográfico sectorial mecánico

Por lo menos un sistema mecánico permite la recolección de planos sagitales y transversos y todos los planos intermedios, mediante la colocación del cristal en una base que rota un arco de 180 grados. El usuario selecciona el plano deseado manipulando los controles del transductor. El cristal es mecánicamente girado de un arco hasta el plano seleccionado (figura 2-17).

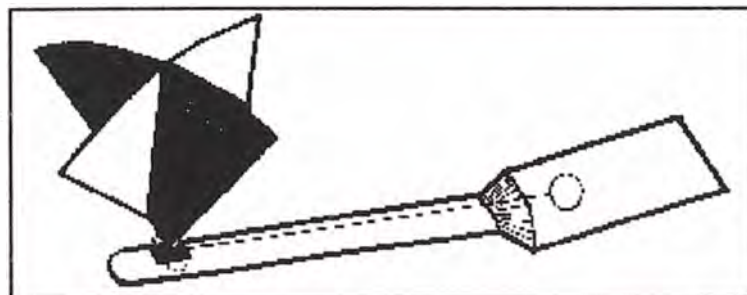


Fig 2-17: Transductor endosonográfico con cristal rotativo

La anatomía fetal es mejor presentada cuando la exploración transvaginal es usada como complemento de la más tradicional exploración transabdominal.

Arreglos múltiples pueden ser incorporados en el mismo transductor de manera que se visualicen planos ortogonales sin reorientar el transductor.

Los transductores de doble cabezal emiten dos frecuencias para adquirir dos imágenes dependientes de la frecuencia de un mismo plano.

- **Transductores transesofágicos**

Se han desarrollado transductores transesofágicos especiales para examinar el transductor. Estos transductores, típicamente pequeños arreglos lineales o arreglo de fase, son insertados en el interior del esófago para adquirir imágenes bidimensionales del corazón. Transductores sectoriales mecánicos son un poco más difíciles de construir con las pequeñas dimensiones necesarias para las aplicaciones transesofágicos. Debido a que el transductor está cerca al transductor se logran altas frecuencias, alta densidad de líneas y alto *frame rate*. No se requieren cubiertas especiales debido a que el esófago tiende a colapsarse alrededor del transductor. Transductores de arreglo de fase rectangular también son usados para obtener imágenes de corte múltiple del corazón en diferentes planos.

Transductores transluminales

La miniaturización de los componentes electrónicos y transductores de arreglos ha permitido el desarrollo de transductores de ultrasonido transvasculares (transluminal). Esta es una de las áreas más excitantes de progreso de la ecografía. Arreglos de cristales sumamente pequeños son montados en el final de

un catéter para inspeccionar el interior de los vasos para visualizar las placas vasculares, tal como se muestra en la figura 2-18.

Estos transductores, que operan entre 10 y 20 MHz, produciendo imágenes de gran detalle para ayudar en la colocación de balones para la reducción de placas o para ablación por láser.

Estos transductores son valiosos en ecocardiología para valorar válvulas o vasos cardiacos, particularmente en procedimientos post-infarto.

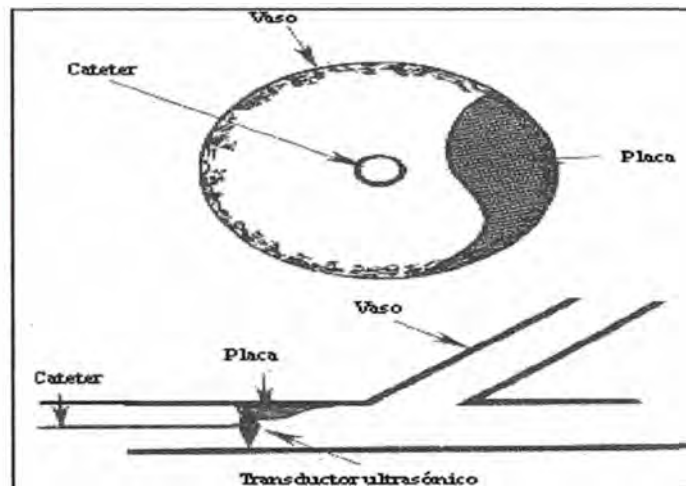


Fig 2-18: Transductor transluminal

En la figura 2-19 se muestra la forma física de los diferentes tipos de transductores estudiados.

2.6 Resolución espacial

2.6.1 Definición

La resolución geométrica (espacial) es relevante para la evaluación de imágenes ultrasónicas. Esta resolución corresponde a la separación más pequeña distinguible entre dos fuentes reflectoras.

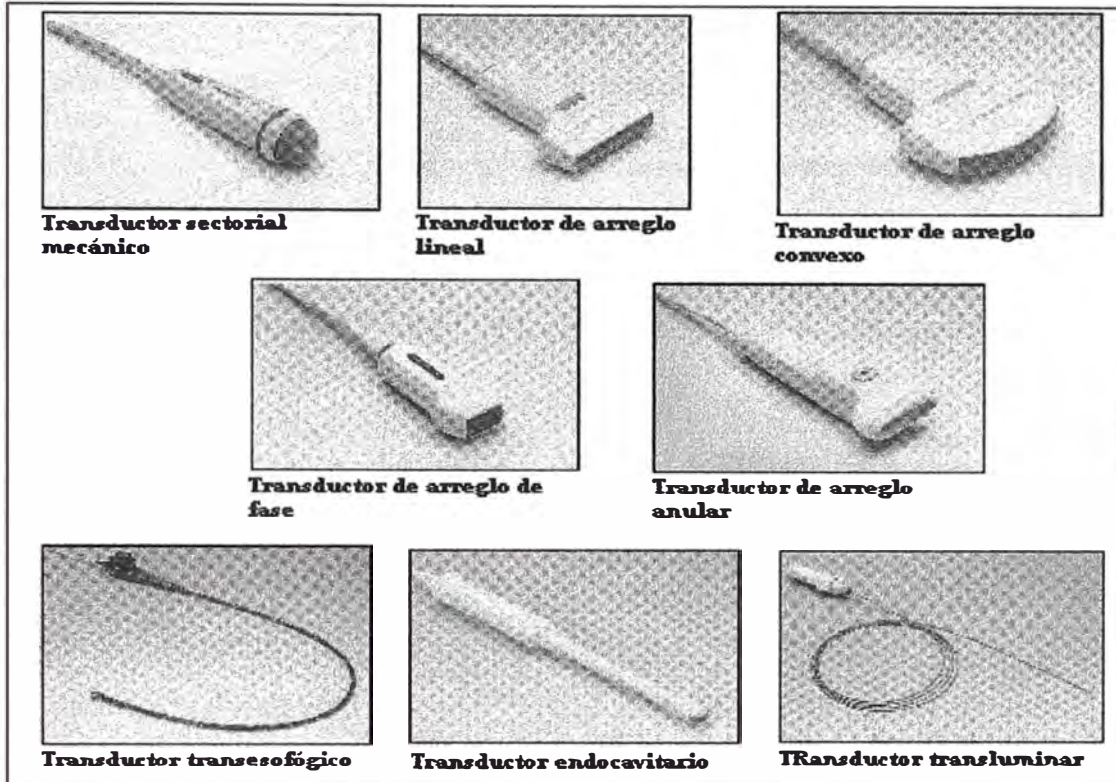


Fig 2-19: Tipos de transductores

Los ecos de dos puntos pueden ser percibidos como separados siempre que el máximo de intensidad de uno cae dentro del mínimo de intensidad del otro. Si el eco se intercepta en el nivel de -6dB (valor medio del ancho), el mínimo en la señal compuesta entre dos puntos es solamente 0.7dB (figura 2-20).

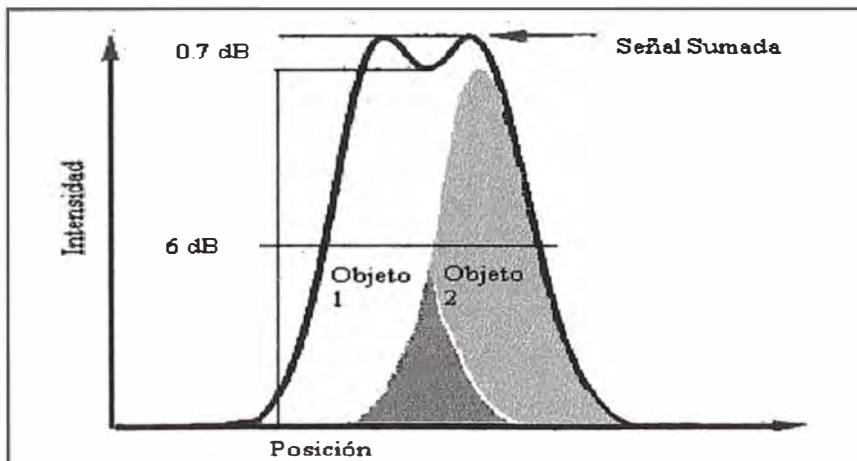


Fig 2-20: La señal sumada debe tener una intensidad mínima detectable para poder distinguir dos objetos adyacentes.

2.6.2 Resolución axial

La resolución axial es la capacidad de distinguir dos superficies en la dirección de propagación (a lo largo del eje Z). Él limite teórico es determinado por la longitud de onda o la frecuencia.

La resolución axial nunca puede ser mejor a la longitud de onda de la frecuencia de trabajo:

$$\Delta z > \lambda = \frac{c}{f}$$

donde:

Δz : resolución axial en mm.

La intensidad se reduce con la absorción y la frecuencia central disminuirá conforme aumente la profundidad. La resolución axial está siempre determinada solamente por la frecuencia central típica del transductor.

Es necesario indicar que el pulso transmitido no es un impulso, sino un pulso con muchas oscilaciones (figura 2-21). La resolución axial que se puede alcanzar es de esta manera un múltiplo de la longitud de onda.

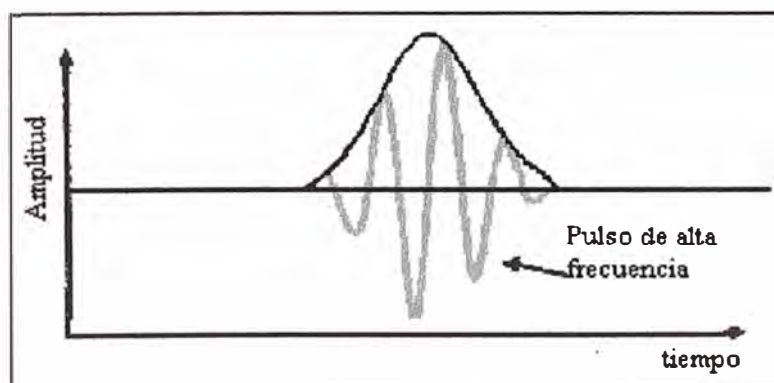


Fig 2-21: Representación esquemática del pulso transmitido

En la práctica, el valor de la resolución axial se determina mediante:

$$\Delta z \approx 3\lambda$$

Teóricamente, la resolución puede ser mejorada incrementando la frecuencia. Sin embargo, la absorción se incrementa con la frecuencia, y al mismo tiempo la profundidad de penetración disminuye, por lo tanto se debe llegar a un compromiso entre la resolución y la profundidad de penetración (figura 2-22).

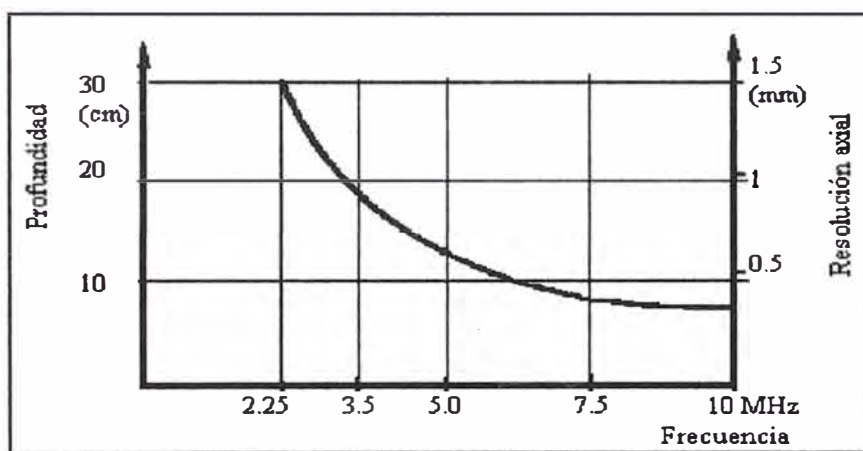


Fig 2-22: Relación entre la profundidad de penetración, frecuencia y resolución axial

2.6.3 Resolución lateral

La resolución lateral es inversamente proporcional al ancho del campo. Esta es dependiente de la frecuencia y el diámetro del piezoelemento. En general, la resolución lateral es indicada como el valor medio del ancho del campo ultrasónico (-6dB) en la región focal. Lejos de la región focal, ésta se deteriora, debido a que el ancho del campo es mayor.

Por razones físicas, la resolución lateral es pobre en comparación a la resolución axial. Esta puede ser mejorada con el enfoque.

Un valor aproximado de la resolución lateral es:

$$\Delta x \approx 6\lambda$$

donde:

Δx : resolución lateral en mm.

La resolución lateral es también llamada resolución azimutal en los transductores sectoriales y en los de arreglo convexo.

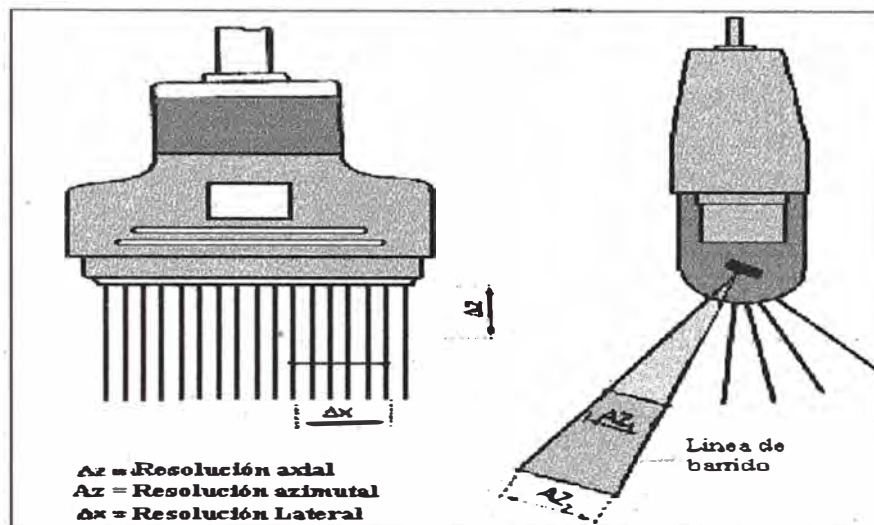


Fig 2-23: Resolución geométrica en un campo ultrasónico

Para estos transductores la resolución lateral decrece, por materia puramente geométrica, con el incremento de la profundidad de penetración. La figura 2-23 nos muestra este efecto del alargamiento de la separación de líneas, variando la resolución de AZ1 a AZ2.

2.6.4 Resolución de espesor de capa

La resolución de espesor de capa (d_s) no es directamente visible en la imagen a escala de grises, pero está sustancialmente relacionada con la resolución espacial.

Una imagen seccional no representa una sección de tejido infinitamente delgado. El campo tiene una extensión finita en la dirección Y. La resolución de espesor de capa describe la forma y espesor del corte sonográfico.

Con un transductor lineal o convexo, el enfoque fijo es ahora solamente posible en la dirección Y. La forma y el material de los lentes acústicos controlan el foco en esa dirección. En contraste, el enfoque en la dirección X es controlado electrónicamente. (figura 2-24)

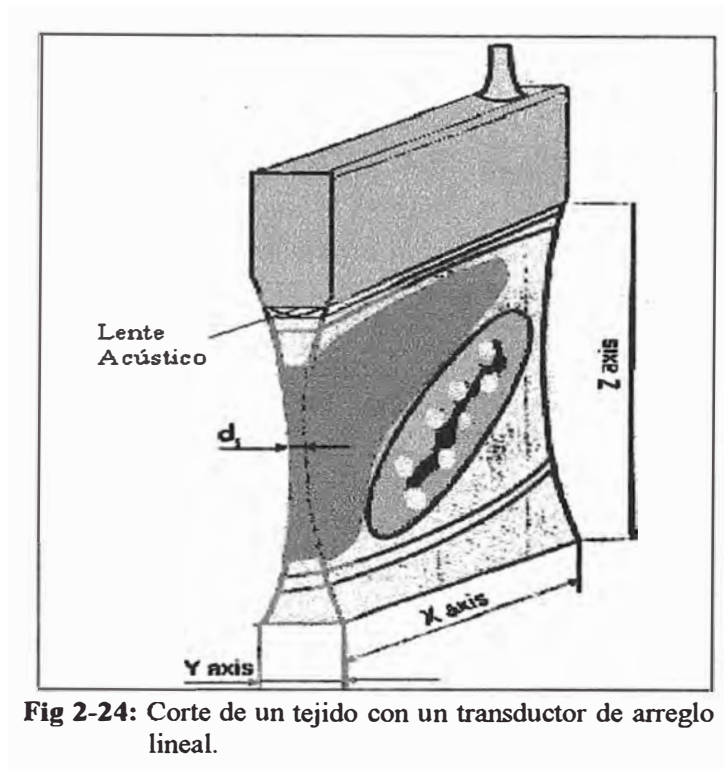


Fig 2-24: Corte de un tejido con un transductor de arreglo lineal.

El enfoque electrónico en la dirección Y es posible en transductores de arreglo anular, debido a que tiene elementos en forma de anillos.

CAPÍTULO III MODOS Y TÉCNICAS DE EXPLORACIÓN

3.1 Modo A

El modo A es la manera más simple de generar una imagen ultrasónica, este modo consiste en una línea ultrasónica en la cual la amplitud del eco es una función del tiempo.

La separación, en tiempo, de los pulsos transmitidos debe ser mayor que el tiempo de recepción del eco proveniente de la mayor profundidad, de lo contrario se generarían sobreposiciones no deseables entre los puntos transmitidos y el eco.

Después que el pulso ha sido transmitido, el amplificador de detección es activado, y su señal de salida se conecta a la placa Y del osciloscopio, la deflexión X es controlada por el tiempo, comenzando con cada pulso transmitido y durante todo el tiempo de exploración..

Todos los ecos son mostrados, con amplitudes proporcionales a su intensidad, en la dirección Y. La escala para la profundidad del tejido es la posición de la amplitud en el eje X y medido desde el transductor. Una curva estacionaria es generada con una alta repetición de pulsos que va a los 3 KHz.

El modo A es usado principalmente para medir distancias o para comparaciones de exploraciones de los lóbulos derecho e izquierdo del cerebro e investigaciones diagnósticas de las cavidades del cuerpo y del ojo.

3.2 Modo B

El modo B proporciona valiosa información diagnóstica, mostrando representaciones bidimensionales claras de las superficies ecogénicas en tiempo real.

Este modo muestra puntos en lugar de las amplitudes del modo A. Las amplitudes son representadas por valores en escala de grises, a mayor amplitud le corresponde un punto de mayor brillo en la imagen (figura 3-1).

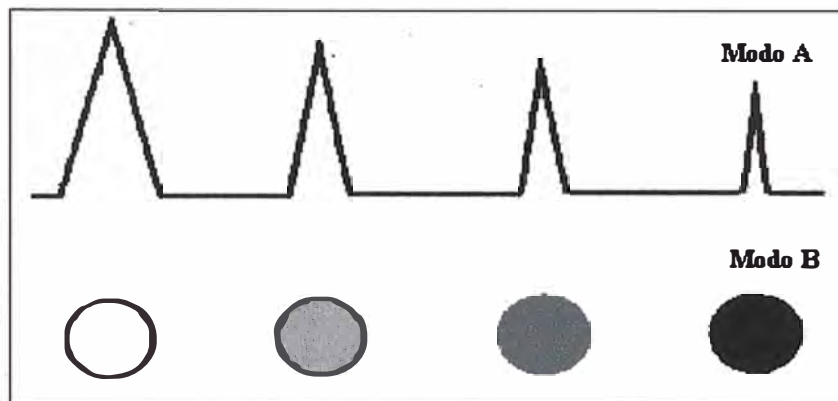


Fig 3-1: Comparación de los principios de modo A y B

La imagen B es generada línea por línea, el patrón de las líneas de barrido correspondiente a las líneas de imagen difiere de acuerdo con el tipo de transductor usado: sectorial o paralelo.

Esto permite una representación serial de la región en una forma continua aparente, toda vez que la frecuencia de repetición de imagen es mayor que 15 Hz.

3.3 Modo M

El modo M es el pilar del ultrasonido cardíaco y ha sido complementado con avances en la exploración modo M color. Doppler espectral y color Doppler.

El modo M enfatiza el movimiento de interfases, incluyendo índices, amplitud y patrón de movimiento.

3.3.1 Efectos del movimiento

Para interfases no estacionarios el impulso del modo A se mueve hacia atrás y hacia delante, mostrando el cambio de posición de la interfase (figura 3-2).

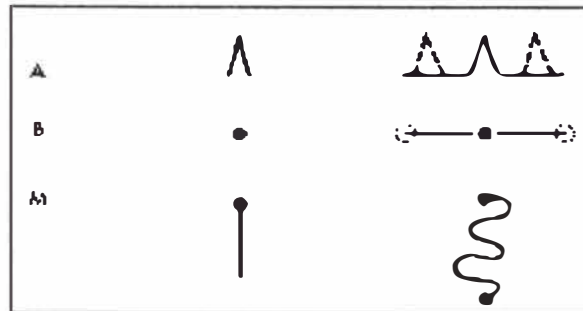


Fig 3-2: Comparación de los modos A, B y M

El movimiento de interfases en el modo B produce bordes borrosos alrededor de esta interfase, en la imagen.

3.3.2 Adquisición de datos

Los puntos móviles del modo B son combinados con la dimensión del tiempo para formar la exploración modo M, en esta técnica los datos son recolectados a lo largo de una línea de vista.

El brillo de los puntos corresponde a las propiedades de reflexión de la interfase; las interfases estacionarias son registradas como líneas rectas en la pantalla, así como las interfases móviles producen formas de ondas oscilantes.

3.3.3 Aplicaciones

La exploración es obtenida por acercamiento apical, parasternal izquierdo, suprasternal o subcostal.

Mediciones son usualmente hechas al final de la diástole y al final de la sístole.

Los parámetros valorados por el modo M incluye dimensiones y área seccional transversal del ventrículo izquierdo, dimensiones del septum ventricular, espesor de

la pared ventricular izquierda al final de la sístole y al final de la diástole y volumen del ventrículo izquierdo. Varios índices derivados de estas medidas son usados como indicadores de la función cardiaca, entre otros tenemos disminución fraccional, cambio de área fraccional y fracción de eyección.

También se pueden obtener medidas de la aorta, atrio izquierdo, ventrículo derecho y válvulas mitral, tricúspide y pulmonar durante la sístole y la diástole.

Las imágenes de modo M color combina el modo M con información Doppler codificada en color, así los datos a lo largo de una línea de barrido son evaluadas para el movimiento de la interfase y el flujo sanguíneo. Los datos del flujo y el patrón modo M son registrados en conjunción con el segmento correspondiente del ciclo cardiaco. Así el modo M color provee información importante acerca de la regulación del flujo a través de la válvula.

La figura 3-3 muestra el modo M color de los movimientos del corazón.

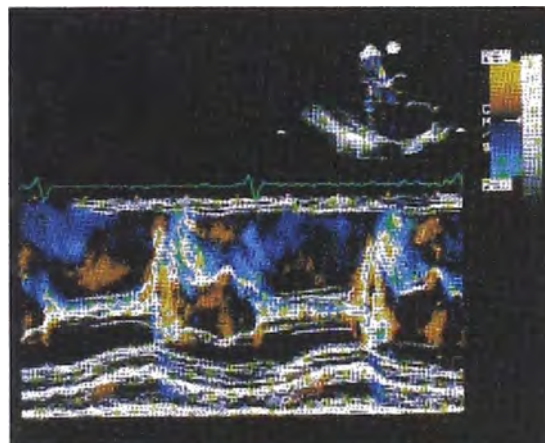


Fig 3-3: Imagen Modo M Color

3.3.4 Ventajas y desventajas

La exploración modo M es interpretada por reconocimiento de patrones, pero no es correlativa con la estructura anatómica usual del modo B. Aunque la resolución

axial y temporal es excelente, el movimiento en la dirección lateral no es representado porque el campo de visión es limitado.

Otra limitación del modo M se basa en la suposición de formas geométricas cuando medidas a lo largo de una dimensión son extrapolados para calcular áreas bidimensionales y volúmenes tridimensionales.

Debido a su simplicidad, alta resolución axial y superior resolución temporal, modo M continua jugando un rol importante en ecocardiografía.

3.4 Modo Doppler espectral

3.4.1 Doppler de onda continua (CW)

Diseño del transductor

El transductor Doppler de onda continua usa dos cristales, uno para la transmisión de ondas ultrasónicas de frecuencia constante en forma continua y el otro para recibir continuamente los ecos reflejados.

No se emplea un cristal para enviar y recibir al mismo tiempo, porque un circuito receptor de rango dinámico ultraalto sería requerido para detectar las señales pequeñas del eco superimpuestas en la señal transmitida.

La región de muestreo es posicionada por un arreglo geométrico de los cristales (figura 3-4). Los dos elementos son angulados un poco para permitir la sobreposición entre sus respectivas líneas de vista (transmisión y recepción).

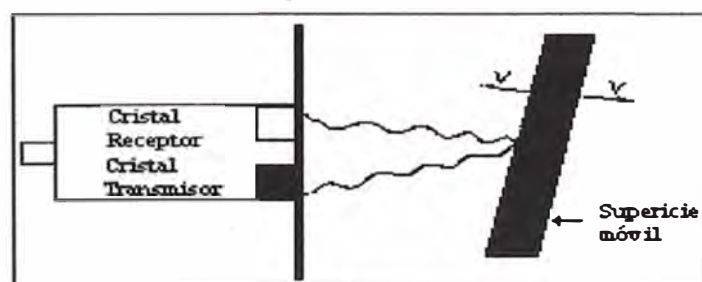


Fig 3-4: Transductor Doppler de onda continua

Para que un reflector en movimiento sea detectado, debería estar localizado en la trayectoria del haz transmitido y el eco resultado debe golpear el cristal receptor.

La sensibilidad o volumen focal es definido por la intersección del campo ultrasónico y la zona de recepción. En esencia, cada transductor es enfocado para una profundidad particular.

Para frecuencias de operación menores a 7 MHz, el transductor consiste en dos elementos con forma "D", obtenidos cortando un disco piezoeléctrico en la mitad, los elementos son colocados tan cercanos como sea posible dentro de la cubierta del transductor pero son aislados eléctrica y mecánicamente, algunas veces son angulados un poco para maximizar la sobreposición entre el haz transmitido y los ecos reflejados.

En los transductores de frecuencias altas, se montan cristales rectangulares con dimensiones de 1 mm, uno al lado del otro.

Variación Doppler

Las interfases móviles actúan como receptores del haz ultrasónico y causa que la frecuencia del haz reflejado varía hacia arriba o abajo dependiendo si se están moviendo hacia o alejándose del cristal de transmisión, el segundo cristal del transductor actúa como un receptor del eco resultante, debido a que este cristal es estacionario, ocurre otro cambio de frecuencia porque las interfases móviles actúan como una segunda fuente.

Frecuencia beat

El método usado para medir una variación Doppler se basa en el principio de interferencia de onda. La onda reflejada recibida proveniente de una interfase móvil

varía ligeramente en frecuencia respecto a la onda original transmitida debido al fenómeno Doppler. Las ondas de diferentes frecuencias se suman, dando una frecuencia resultante llamada frecuencia beat (figura 3-5).

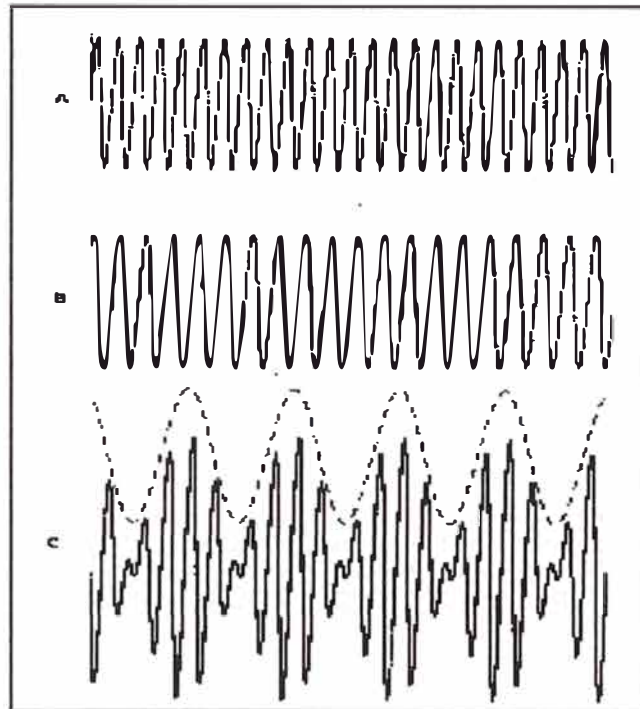


Fig 3-5: Frecuencia beat

Esta frecuencia corresponde a la variación Doppler. La figura 3-6 ilustra los pasos necesarios para generar una señal Doppler. Un oscilador regula al transmisor para que emita una onda continua monofrecuencial de ultrasonido, el eco retornante incidente en el cristal receptor es convertido a una señal de radiofrecuencia (RF), la señal de referencia proveniente del oscilador es combinando con la señal recibida, la cual crea una onda resultante compleja por interferencia de ondas.

Esta onda es demodulada para remover todas las frecuencias excepto la frecuencia beat, el aislamiento de esta frecuencia forma la señal Doppler la que tiene una frecuencia igual a la variación Doppler.

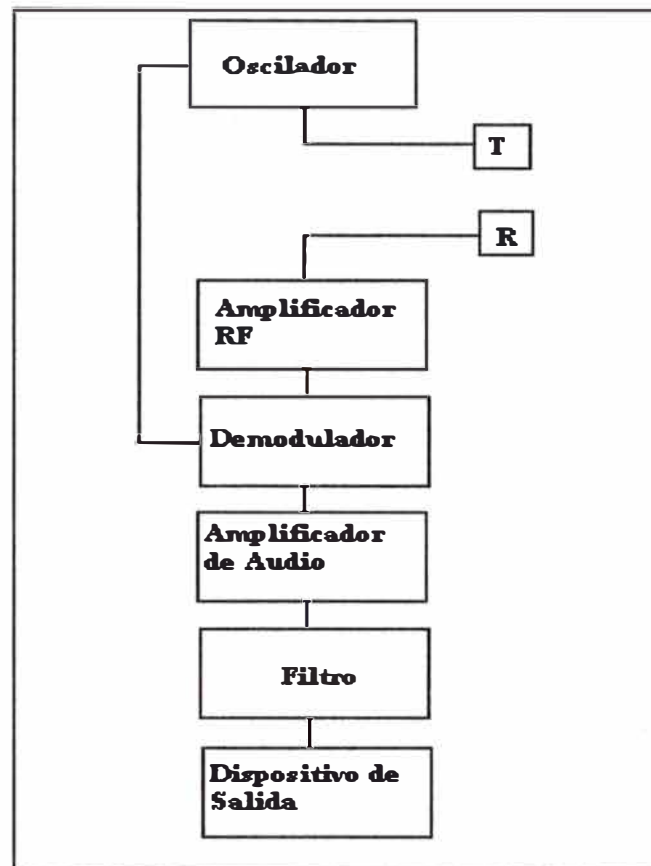


Fig 3-6: Unidad Doppler de onda continua

Instrumentación

La señal Doppler es enviada a un amplificador de audio, filtrada para remover las componentes no deseadas, y dirigida a un parlante. Los reflectores especulares largos de movimiento lento.

Por ejemplo; paredes de vasos generan ecos fuertes con variaciones Doppler de baja frecuencia, el filtrado pasa alto remueve estas frecuencias bajas, las cuales normalmente no son de mayor interés y puede enmascarar otras señales.

El filtro pasa alto es fijado para remover frecuencias menores de 200Hz, en algunos equipos, la frecuencia de corte es ajustable entre 40 y 1000Hz, debido a este valor de corte de variación Doppler de células rojas de movimientos lentos será eliminada de la señal final. El filtro pasa alto debería ser ajustado al menor valor

posible para remover los ruidos producidos por las paredes sin distorsionar las componentes del flujo sanguíneo de una señal Doppler.

Un filtro pasa bajo elimina ruidos de alta frecuencia, pero su aplicación impone un límite superior para mediciones de velocidad. El tono de la salida de audio corresponde a la variación de frecuencia entre la onda transmitida y la recibida e indica la velocidad de flujo dentro del vaso, conforme aumenta la velocidad del flujo se escuchará un tono mayor.

El equipo CW Doppler puede detectar solamente velocidad de movimiento y deber ser modificado para determinar la dirección actual del movimiento tal como el flujo sanguíneo.

Debido a que las estructuras superficiales móviles producen señales fuertes tan igual como la de las estructuras móviles profundas, no se puede discriminar la profundidad.

3.4.2 Doppler de onda pulsátil (PW)

Profundidad de muestreo

Los equipos Doppler de onda pulsátil (PW) usan el principio de alineación de eco para proporcionar información cuantitativa de la profundidad de la variación Doppler. El transductor es eléctricamente estimulado para producir una ráfaga de ultrasonido y luego recibe los ecos antes de generar otra ráfaga.

La determinación de la frecuencia beat requiere una duración de pulso más largo (mínimo de cuatro ciclos) que el usado en imágenes modo B (figura 3-7).

Las señales recibidas son electrónicamente seleccionadas para su procesamiento de manera que sólo los ecos detectados en un intervalo de tiempo estrecho después

del pulso, correspondientes a una determinada profundidad, contribuyen a la señal Doppler.

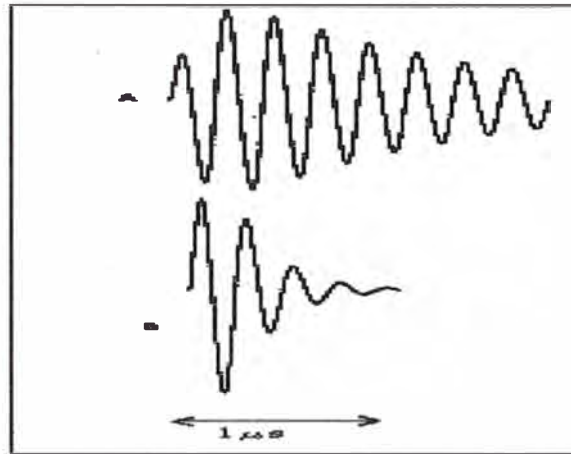


Fig 3-7: Duración del pulso Doppler

La longitud de la muestra es usualmente entre 1 y 15mm (figura 3-8), las dimensiones laterales del volumen de muestreo son dictados por el ancho del haz, el cual es influenciado por la frecuencia del transductor y características de enfoque.

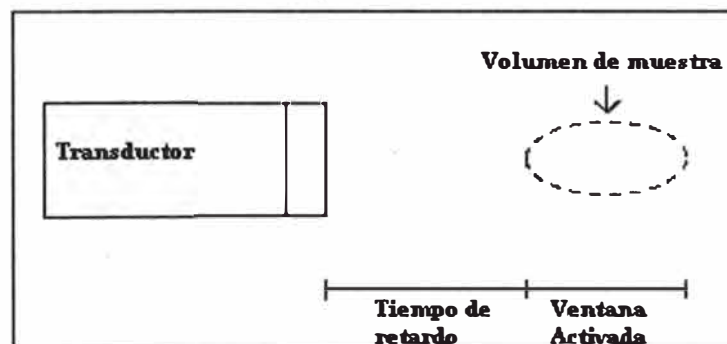


Fig 3-8: La ventana de tiempo activada determina el volumen de muestreo

Instrumentación

En Doppler PW, los circuitos básicos del CW son modificados para generar, el muestreo y recolección de sucesivos ecos procesados en un circuito *sample and hold* (figura 3-9).

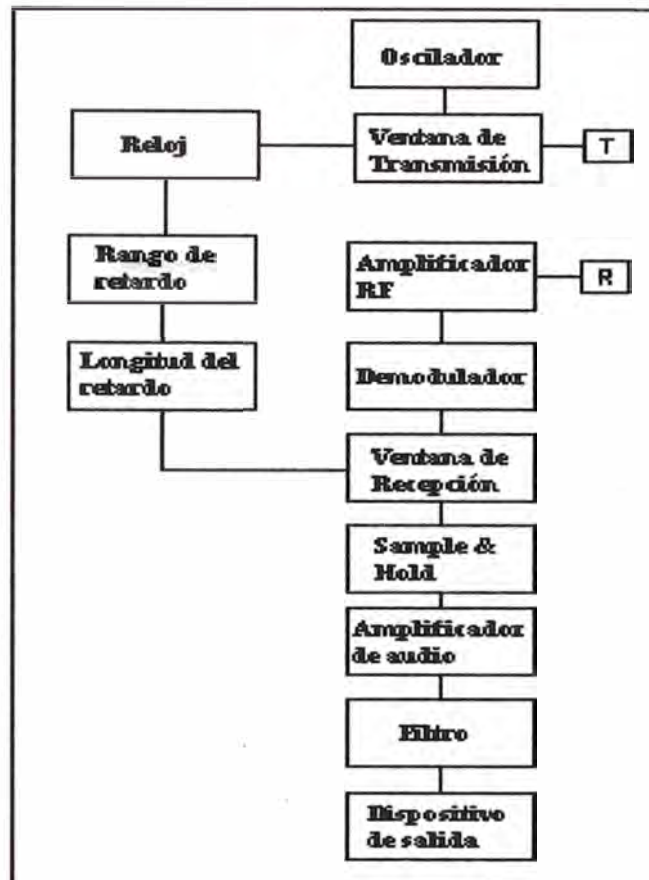


Fig 3-9: Unidad Doppler de onda continua

El reloj funciona como un sincronizador maestro para propósito de cronometraje (PRF e intervalo de activación).

Algunos equipos permiten al usuario ajustar el PRF manualmente, mientras que otros varían el PRF automáticamente en respuesta a la profundidad de muestreo.

Las variaciones Doppler pueden ser adquiridas simultáneamente de muchos volúmenes de muestreo a lo largo de la dirección de propagación, incorporando canales paralelos de recepción, cada uno con diferentes intervalos de activación.

Procesamiento de señal

El eco recibido debe ser evaluado para determinar si el reflector se mueve, esto se realiza por comparación de fase de los ecos con una señal de referencia cuya fase es sincronizada con el pulso transmitido. El eco de un reflector estacionario tiene la

misma fase que la señal de referencia, así el eco de una estructura móvil experimenta una variación de fase vía el efecto Doppler. La relación de fase entre los ecos detectados y la señal de referencia se muestra en la figura 3-10.

Los ecos de diferentes reflectores, uno móvil y otro estacionario, son recibidos después de diferentes intervalos de tiempo (tiempo1 y tiempo2) siguiendo el pulso transmitido.

La señal de referencia tiene la misma frecuencia y fase que el pulso transmitido pero es extendido en el tiempo de manera que las señales recibidas pueden ser comparadas con la forma de onda original transmitida. Las líneas punteadas de la figura 3-10 colocan los ecos detectados en la misma escala de tiempo de la señal de referencia. La fase no cambia para el reflector estacionario, cuyo eco es recibido en el tiempo 1.

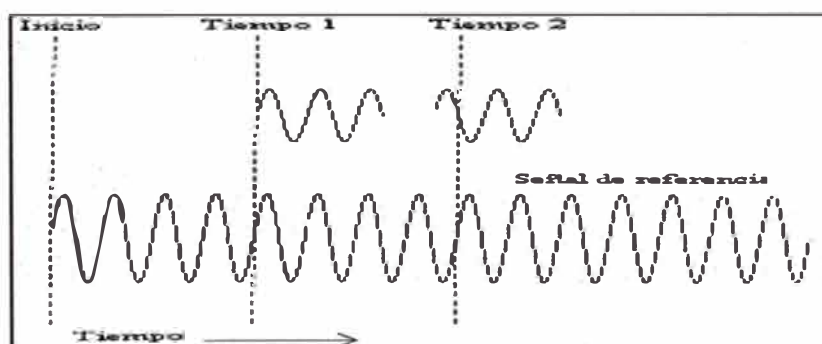


Fig 3-10: El eco del reflector estacionario recibido en 1 está en fase, el eco del reflector móvil recibido en 2 no está en fase.

La variación en fase en el tiempo 2 indica que el reflector a una profundidad específica se está moviendo.

Para obtener la frecuencia beat (figura 3-11), es necesario que las señales recibidas de muchos pulsos sean mezcladas con la señal de referencia; cada pulso transmitido proporciona un valor instantáneo de la señal Doppler.

El circuito *sample and hold* reúne los valores obtenidos de los múltiples pulsos transmitidos para formar la frecuencia beat. El patrón de la frecuencia beat no es tan bien definido como en Doppler CW debido a que los ecos son equivalentes a muestrear la señal CW en intervalos discretos. El patrón del beat puede ser definido más claramente si se emplean más pulsos, lo que requiere un incremento en el PRF.

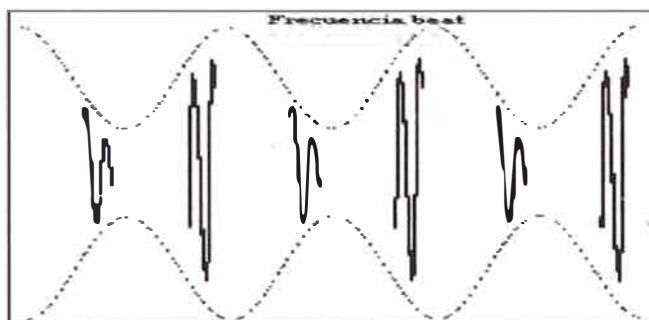


Fig 3-11: Frecuencia beat

DetECCIÓN DE VELOCIDAD LÍMITE

La máxima variación Doppler, $f_D(\max)$, que puede ser detectado está relacionado

con el PRF, por:

$$f_{D(\max)} = \frac{PRF}{2}$$

Para medir reflectores móviles con alta velocidad y producir variaciones Doppler amplias, un alto PRF limita la profundidad que puede ser muestreado, porque cierto tiempo es requerido para recolectar los ecos resultantes de esa profundidad antes que el siguiente pulso sea enviado.

El problema es más complejo cuando esto es realizado de manera que la variación Doppler depende de la frecuencia del transductor. Sin embargo, la relación entre la profundidad de interés (r), frecuencia del transductor (F), ángulo Doppler(ϕ),

velocidad del sonido en el tejido (c), y la velocidad máxima del reflector (v_{max}) es descrita por:

$$V_{max} = \frac{c^2}{8fr \cos \phi}$$

La máxima velocidad como una función de la profundidad y la frecuencia del transductor, si el ángulo no es 0 grados, la máxima velocidad se incrementa por un factor de $1/\cos \phi$.

Aliasing

Como se ilustra en la Figura 3-12, si se toma una foto de la amplitud de frecuencia beat en varios puntos y si la nueva forma de onda es construida con esta colección de medidas de amplitud, de la frecuencia beat actual es malinterpretada como una forma de onda con una frecuencia baja porque el muestreo ocurre solamente 13 veces en 10 ciclos; esto se llama *aliasing*.

Si los reflectores se mueven a velocidades superiores al límite *Nyquist*, el ecografista tiene muchas opciones para remover el artefacto de *aliasing*.

1. Un incremento en el PRF eleva el límite *Nyquist*, posiblemente a un nivel que es suficiente para medir adecuadamente la velocidad del reflector. El PRF es usualmente fijado por el tiempo de tránsito del pulso a la profundidad de interés. De esta manera, ajustando el PRF sobre este tiempo se puede eliminar el *aliasing*.
2. Si el flujo reverso no es importante, la línea base puede ser ajustada para dedicar todo el rango de detección de velocidades al flujo directo. Esta técnica dobla la velocidad máxima que puede ser medida sin *aliasing*.

3. El ángulo Doppler y la frecuencia del transductor también afecta el límite *Nyquist*, incrementando el ángulo Doppler o disminuyendo la frecuencia del transductor, el usuario puede eliminar el *aliasing*.
4. Cambiando del modo PW a CW se habilita la observación de movimientos rápidos sin artefactos de *aliasing*.

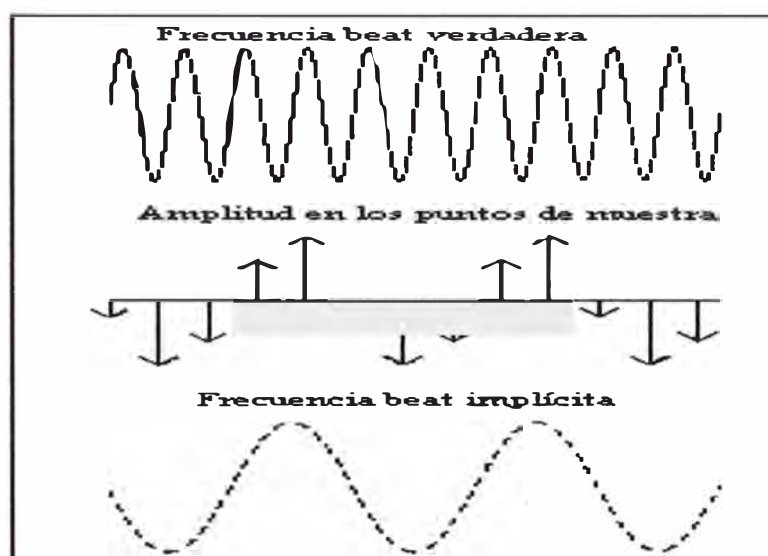


Fig 3-12: Si la relación de muestreo no es adecuada, la frecuencia beat es interpretada como de menor frecuencia

Ancho de banda PW

El PW Doppler requiere pulsos que consistan en por lo menos cuatro o cinco ciclos.

La distribución espacial de frecuencias crea dos problemas. Primero la atenuación preferencial de los componentes de altas frecuencias. Conforme el haz atraviesa el tejido causa distorsión en la distribución de frecuencias, la cual es interpretada incorrectamente como una variación Doppler. Segundo, la dependencia de la frecuencia, a la dispersión aumenta los componentes de alta frecuencia en el eco y así tiende a neutralizar el efecto de la atenuación.

Detector de cuadratura de fase

La señal del amplificador de radio frecuencia (RF) es dividida en dos componentes, y cada uno es mezclado con la señal de referencia (un canal desfasado 90 grados del otro). Después del filtrado, la salida de cada canal contiene una mezcla de señales de flujo hacia fuera y flujo reverso (figura 3-13).

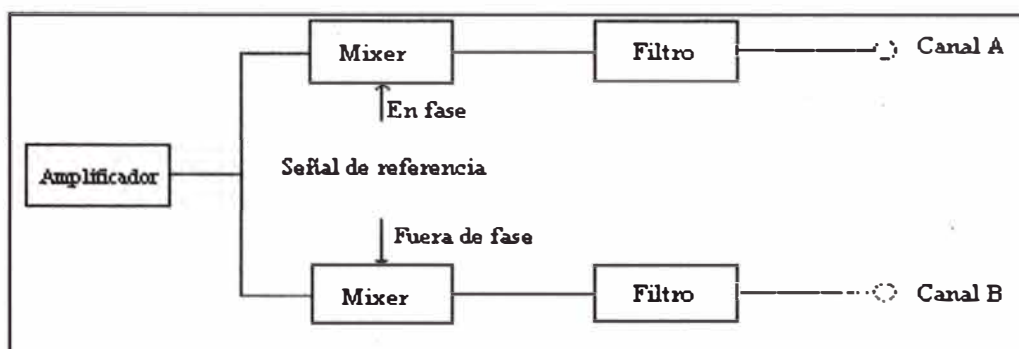


Fig 3-13: Detección de cuadratura de fase

En el procesamiento en dominio del tiempo la presencia de flujo en una dirección causa que cada canal exhiba las mismas variaciones de voltaje como una función del tiempo, aunque el patrón es variado en el tiempo. Si el flujo es en la dirección hacia delante, la salida canal A muestra el límite principal del primer patrón, el flujo en la dirección opuesta causa la salida del canal B para proceder la salida del canal A. La salida de ambos canales son analizadas simultáneamente por comparación de su fase relativa para determinar si el flujo es en la dirección hacia fuera o hacia adentro. Este sistema de detección no trabaja apropiadamente si las señales hacia fuera y hacia adentro concurren simultáneamente.

La técnica llamada procesamiento en el dominio de la frecuencia es aplicada después de la detección de cuadratura de fase para generar dos señales de salida, cada una asociada con una dirección particular, estas señales son enrutadas a

audífonos en los cuales el sonido en un oído representa el movimiento hacia fuera del transductor y los del otro oído corresponden al movimiento alejándose del transductor.

Una señal piloto con el rango de la frecuencia audible es mezclada con las señales de salida de los canales del detector de cuadratura de fase; una diferencia de fase de 90 grados en la señal piloto es mantenida entre los dos canales. Las señales resultantes de cada canal son luego sumadas y enviadas a un dispositivo de salida donde los componentes de la frecuencia son analizados y mostrados. Los flujos hacia fuera son representados por frecuencias de salida sobre la frecuencia piloto y flujos reversos por frecuencias debajo de la frecuencia piloto (figura 3-14).

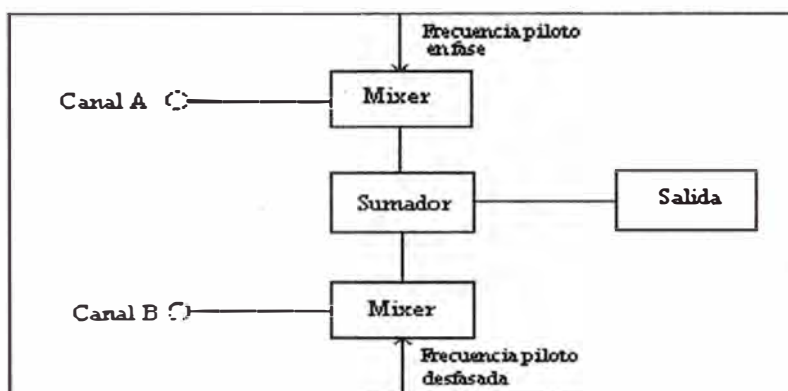


Fig 3-14: Procesamiento en el dominio de la frecuencia

3.5 Modo Doppler a color

3.5.1 Imágenes de flujo a color

Las imágenes de flujo a color combinan imágenes de escala de grises con el mapeo bidimensional de la información del flujo en tiempo real. El *frame rate* es menor que en la escala de grises, aunque se pueden conseguir velocidades de 4 a 32 cuadros por segundo. Los componentes de escala de grises de la imagen de flujo a color son designados como de modo B. El movimiento es representado a través del

campo de visión sobreponiendo los diferentes colores en la imagen de escala de grises (figura 3-15). La velocidad representativa en cada lugar de muestreo es codificada por una intensidad o matiz de color. Usualmente el rojo indica movimiento en una dirección y el azul movimiento en la dirección opuesta. Las regiones con flujos de gran velocidad son mostradas por una decreciente saturación de color (incremento de la blancura). El flujo turbulento puede ser codificado como color verde.

Las estructuras estacionarias y móviles son detectadas analizando los ecos recibidos con respecto a la amplitud, fase y frecuencia en el método de señal Doppler o variación de tiempo en el método de medida de velocidad directa

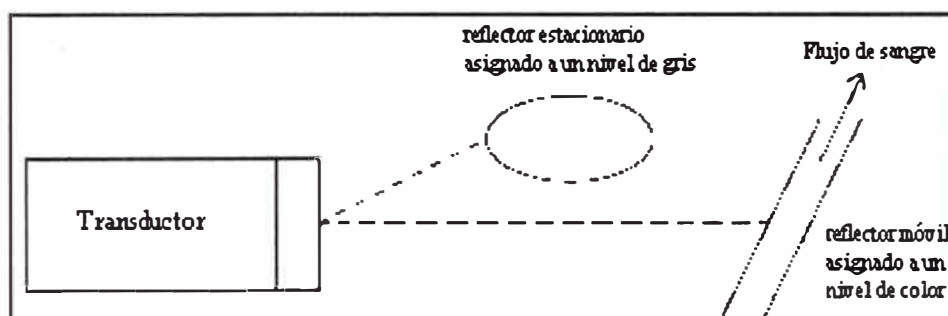


Fig 3-15: Imágenes de flujo a color

Las estructuras estacionarias son asignadas a un nivel de escala de grises basado en la intensidad de la señal.

Cuando la determinación del flujo es hecha por correlación en el dominio del tiempo, la velocidad del reflector es directamente proporcional a la variación del tiempo medida en los ecos recibidos del reflector móvil, los reflectores de movimiento rápido son representados en tonos claros de rojo y azul, y reflectores de movimiento lento en tonos oscuros (figura 3-16).

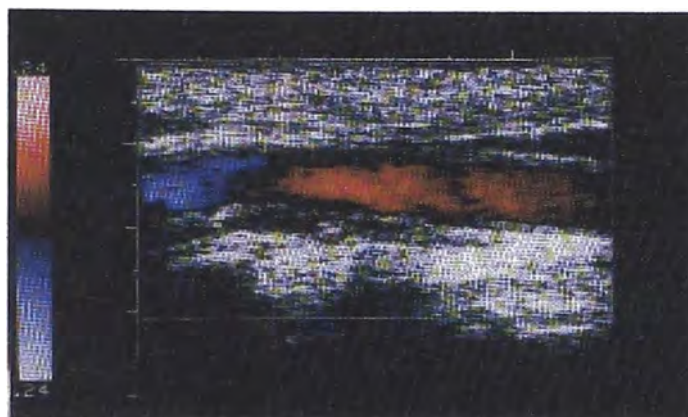


Fig 3-16: Imagen Doppler color de la arteria carótida

3.5.2 Detección de cuadratura

El análisis espectral tiene un alto contenido de información mediante el cual los componentes de frecuencia de la señal Doppler son identificados.

Caracterizando la señal Doppler con un parámetro simple (usualmente la frecuencia central), el contenido de la información es sacrificado, pero el tiempo de exploración puede ser acortado considerablemente, la adquisición rápida y el análisis de los datos del flujo son realizados con PW Doppler de múltiples ventanas por medio de la detección *zero crossing*, derivada del tiempo de las señales Doppler, autocorrelación y autoregresión.

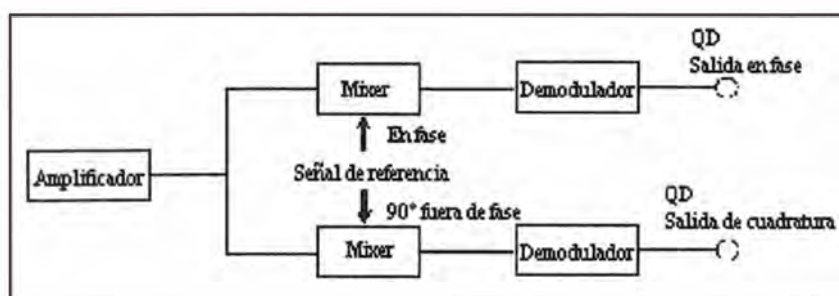


Fig 3-17: Circuito de detección de cuadratura

El procesamiento de la señal Doppler es iniciado con un circuito de detección de cuadratura (figura 3-17), dos señales de salida denominadas en fase y fuera de fase (o cuadratura) son generadas (figura 3-18).

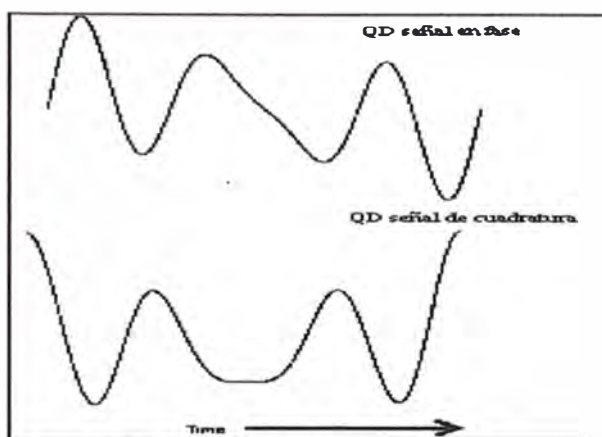


Fig 3-18: Señales de salida del circuito detector de cuadratura

Para reflectores explorados con un haz de onda continua como se muestra en la figura 3-18, las señales de detección de cuadratura son necesarias para obtener información posicional, la cual necesita muestreo discreto de estas señales (figura 3-19), una sucesión de ecos del mismo reflector son recolectados por pulsos transmitidos secuencialmente, procesados a través del circuito de retención.

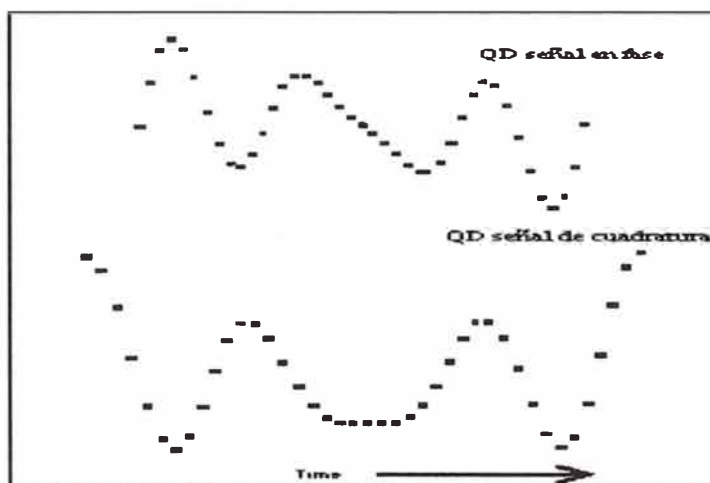


Fig 3-19: Un muestreo Doppler de onda pulsada

El tiempo entre los puntos de datos es igual al PRP, este esquema permite que las señales Doppler sean generadas en muchos segmentos de profundidades, durante el tiempo de detención para la línea de vista. El intervalo de profundidad de exploración puede ser de 0.5mm o menos.

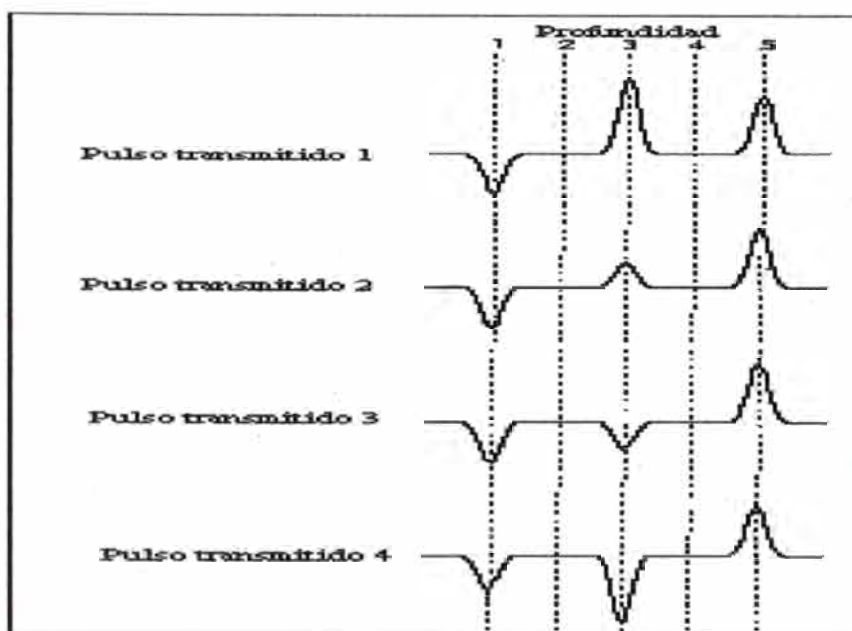


Fig 3-20: Salida del canal de cuadratura de 4 pulsos consecutivos

3.5.3 Autocorrelación

La autocorrelación es una comparación de medidas adquiridas del mismo reflector, el procesamiento de los ecos recibidos de varias profundidades es realizado concurrentemente. La sucesión de ecos a lo largo de toda la línea de exploración es examinada retardando los trenes de ecos previos obtenidos del pulso precedente por un tiempo igual al periodo de repetición de pulso (PRP). Este coloca la sucesión de ecos en la misma escala de tiempo, y así la locación del reflector es designada por el intervalo de tiempo siguiente al pulso transmitido (figura 3-21).

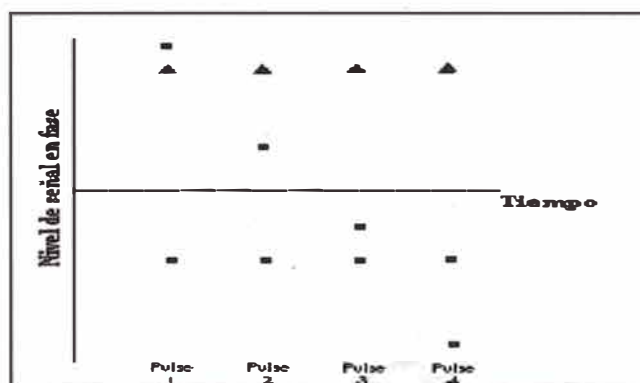


Fig 3-21: Generación de señal Doppler a partir de la salida QD

Cada tren de ecos es dividido en segmentos de acuerdo a la profundidad, a cada ubicación los ecos de exploraciones consecutivas son multiplicados y el producto es sumado, en el integrador, a los valores de otras exploraciones.

Los registros guardan los resultados computacionales mientras los datos son acumulados por cada línea de vista.

Los dos canales del circuito detector de cuadratura proporcionan entradas al detector de autocorrelación, por cada profundidad dos registros separados mantienen la salida del detector de autocorrelación, al concluir la exploración de la línea de vista, la velocidad y la fase son computadas a cada profundidad con los valores guardados en registros correspondientes a esa profundidad. La fase es igual al arcotangente del promedio de los valores de salida, y la velocidad es igual a la fase dividida por el intervalo de tiempo de exploración, el periodo de repetición de pulso. La varianza también puede ser determinada.

3.5.4 Cancelación de ecos fijos

Para disminuir el rango dinámico de la entrada del detector de cuadratura al detector de autocorrelación, los ecos intensos de las estructuras estacionarias son a veces eliminadas mediante un cancelador de ecos fijos(figura 3-22), estos ecos permanecen invariables en trenes de ondas sucesivas; por lo demás, dos ecos variables son atribuidos a los reflectores móviles.

Los ecos de los reflectores estacionarios son removidos por sustracción de ecos idénticos en pulsos consecutivos (figura 3-23)

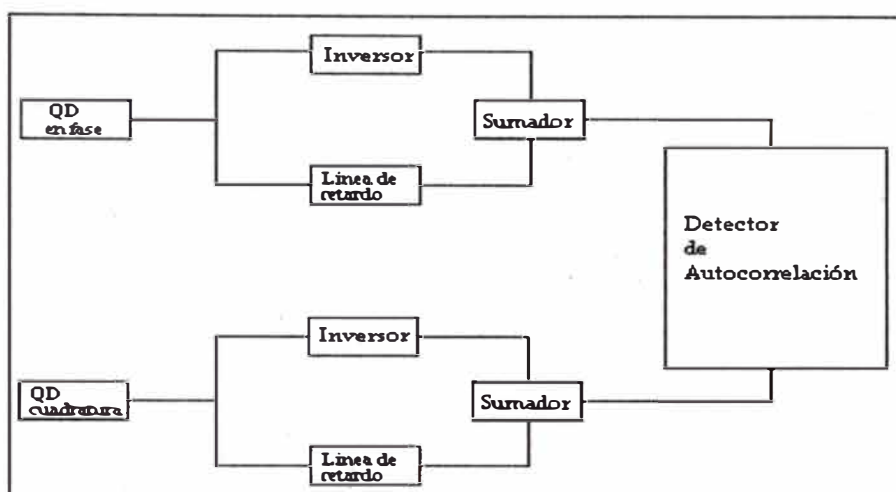


Fig 3-22: Diagrama de bloques del cancelador de ecos fijos

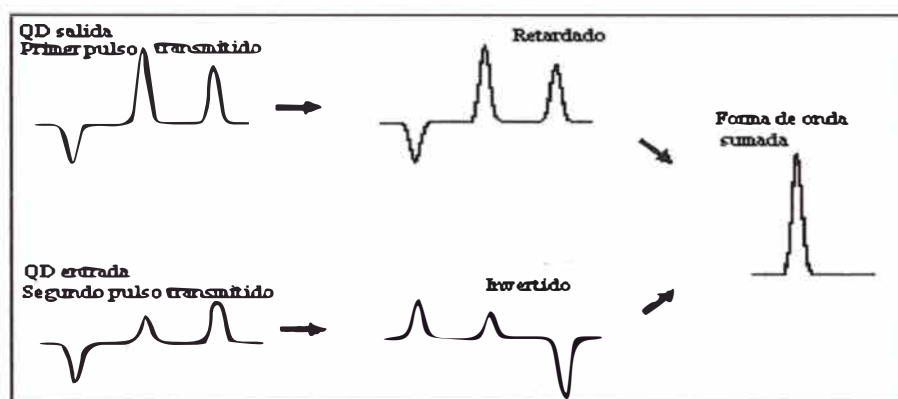


Fig 3-23: Manipulación de los trenes de ecos por el cancelador de ecos fijos

3.5.5 Estimación de la velocidad

Las imágenes Doppler color con autocorrelación es una técnica PW Doppler que usa un pulso de duración relativamente largo con un estrecho ancho de banda. La variación estimada, en la frecuencia principal, se incrementa cuando el pulso es acortado para mejorar la resolución axial. La atenuación y la difracción del haz ultrasónico afecta la estimación de la velocidad, y la frecuencia central medida de los reflectores móviles con la misma velocidad, dependen de la profundidad.

La autocorrelación esta basada en una técnica de muestreo pulsado y como tal es objeto de *aliasing*. Si el flujo excede el rango de velocidades fijados por el usuario, ocurre *aliasing de color*. Una variación de frecuencia alta sobre el límite *Nyquist* es

interpretada como una variación de baja frecuencia en la dirección opuesta. El *aliasing* causa que el movimiento sea representado por un nivel de color correspondiente al flujo reverso.

3.5.6 Aplicaciones clínicas

Las principales aplicaciones clínicas de la imagen de flujo a color son las descritas a continuación:

- Diagnóstico de estenosis vascular.
- Visualización de la perfusión de órganos.
- Vascularización de tumores.
- Evaluación de aneurismas, pseudoaneurismas y disección.
- Examinación de vasculaturas largas.
- Imágenes del corazón.

3.5.7 Limitaciones del flujo a color

La velocidad estimada no incluye la corrección del ángulo Doppler; la presentación de una aparente desviación de la velocidad en las curvaturas de los vasos puede ser atribuida a un cambio en el ángulo Doppler.

Los pulsos cortos optimizados para imágenes de escala de grises son interpuestos con los pulsos largos que proporcionan la información Doppler. Un rango dinámico de 110dB es necesario en el circuito receptor para acomodar los ecos y la señal Doppler.

Los tonos de rojo y azul no son indicadores sensitivos de la variación de velocidad.

La presencia de gas también produce artefactos de color porque la velocidad del sonido en el aire no es la misma que en el tejido.

Los vasos tortuosos, las malas técnicas de exploración y las señales Doppler débiles pueden causar que no se visualice el flujo en la imagen.

3.6 Modo angiográfico a color

Esta técnica de presentación bidimensional de la información Doppler codifica la potencia de la variación Doppler (amplitud, intensidad, poder, energía) con color basado en el mapa de potencia seleccionado. Esta aproximación es libre de *aliasing* y de dependencia de ángulo, y exhibe aumento de la sensibilidad a flujos lentos y flujos en vasos pequeños o profundos.

Algunos nombres comerciales de esta técnica son *Color Power Doppler*, *Ultrasound Angio*, *Color Doppler Energy* y *Color Power Angio*.

En lugar de asignar varios matices, saturaciones y valores de luminancia a varias variaciones de Frecuencia Doppler, esta técnica asigna valores a varias variaciones de amplitud Doppler. La amplitud de las variaciones Doppler es determinada por la concentración de las fuentes móviles (células rojas) que produce la variación Doppler, y es independiente de la frecuencia de la variación Doppler.

El color magenta (una combinación de rojo y azul) es usado en los mapas de poder Doppler.

La cuadratura de Fase y el procesamiento de autocorrelación usado en las imágenes Doppler a color, producen la señal principal, varianza y amplitud o potencia del espectro Doppler (figura 3-24A) en cada uno de los cientos de volúmenes de muestra en la sección transversal.

En las imágenes Doppler a color, la señal y la variación Doppler principal, y algunas veces, la varianza, son codificadas en color y representadas en la pantalla, estos parámetros dependen del ángulo Doppler y son sujetos de *aliasing*.

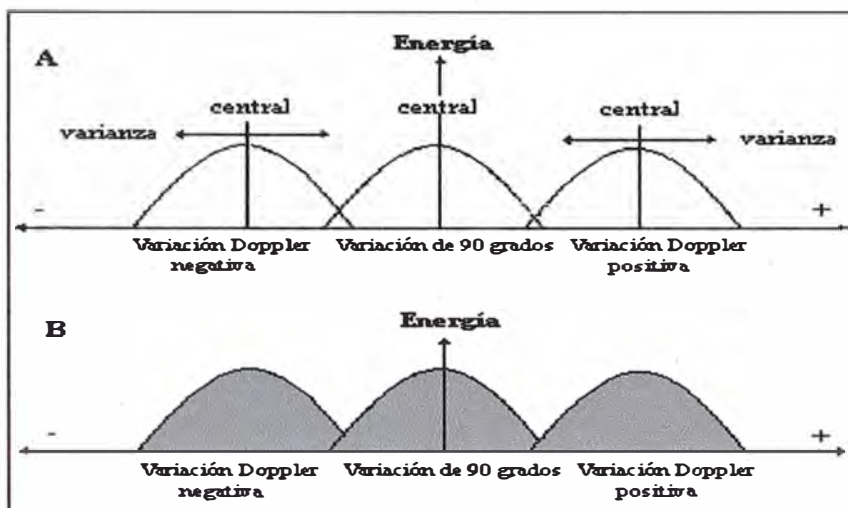


Fig 3-24: A) Espectro para flujos que se acercan (positivo) y se alejan (negativo) del transductor. B) El Power Doppler determina el tamaño del área bajo la curva espectral.

El *Power Doppler* integra el área bajo el espectro (figura 3-24B). Esta área es independiente del ángulo y libre de *aliasing* (figura. 3-25). Así la ventaja del *Power Doppler* es la presentación uniforme de la información del flujo, aunque esto es acompañado con una pérdida en la dirección de flujo, velocidad, y calidad de información.

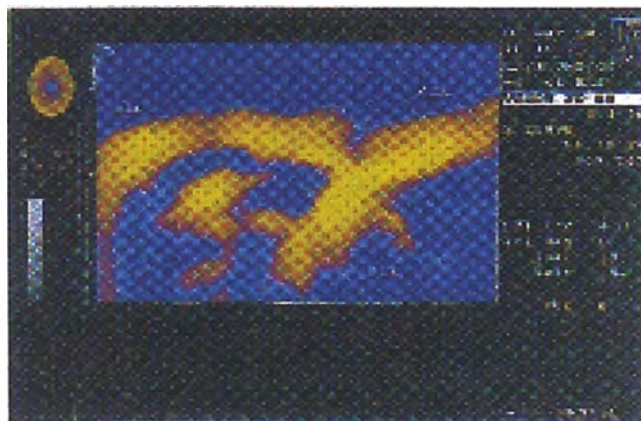


Fig 3-25: La imagen angiográfica a color es independiente del ángulo de exploración

El *Power Doppler* es también esencialmente libre de variaciones en la velocidad de flujo y puede así ser promediada en cuadros para mejorar sustancialmente la relación señal ruido y la sensibilidad (figura 3-26).



Fig 3-26: Con la mejora de la sensibilidad se obtiene la imagen angiográfica a color de vasos de flujo pequeño de la vasculatura pulmonar fetal.

3.6.1 Ventajas

- Independencia del ángulo
- No aliasing
- Incremento de la sensibilidad (mayor penetración, vasos pequeños, flujos lentos).

3.6.2 Desventajas

- No proporciona información direccional
- No proporciona información de la velocidad del flujo.
- No proporciona información de la calidad del flujo.

3.7 Modo tridimensional

3.7.1 Imágenes tridimensionales

El mayor problema asociado a las imágenes bidimensionales es que el pequeño campo de visión inhabilita la presentación de la anatomía circundante. La interpretación clínica de la examinación resultante de múltiples imágenes

bidimensionales es dificultosa. Para resolver este problema, se ha desarrollado la ecografía tridimensional que muestra relaciones espaciales tomográficas y expande el campo de visión.

3.7.2 Exploración serial bidimensional

En una aproximación, las imágenes tridimensionales o vistas multiplanares son reconstruidas de una serie de vistas bidimensionales a través de un proceso similar a la tomografía computarizada.

Un transductor de arreglo lineal es montado en un aparato mecánico que lo traslada en la dirección del volumen explorado.

Se adquieren múltiples planos de exploración perpendiculares al plano del movimiento. Se requieren varios segundos para acumular los datos de las exploraciones.

Los pixels en cada exploración bidimensional son configurados dentro de un conjunto de datos 3D que pueden ser manipulados para ser mostrados en una estación de trabajo. Esta estación de trabajo es una minicomputadora con capacidades gráficas.

El procesamiento de datos es realizado por separado. Para mostrar imágenes 3D es necesario gran capacidad de almacenaje, gran capacidad de procesamiento y gran memoria.

3.7.3 Exploración volumétrica

Un segundo método de adquirir información 3D es diseñar un sistema de exploración que barre el haz ultrasónico a través del volumen de tejido por rotación del transductor, los transductores de este tipo se denominan volumétricos.

Sistemas de arreglo anular han sido desarrollados para este propósito. La imagen volumétrica es cónica con un ángulo de 60 a 70 grados. En el transductor se montan sensores que registran la posición y la orientación y tienen una sensibilidad de 0.5mm y 0.5 grados, pasos con los que cambia de posición el arreglo anular. Los datos de la exploración son recopilados en pocos segundos para formar una imagen 3D (figura 3-27).

Uno de los mayores inconvenientes de este método de imágenes 3D es la falta de planos de exploración ortogonales.

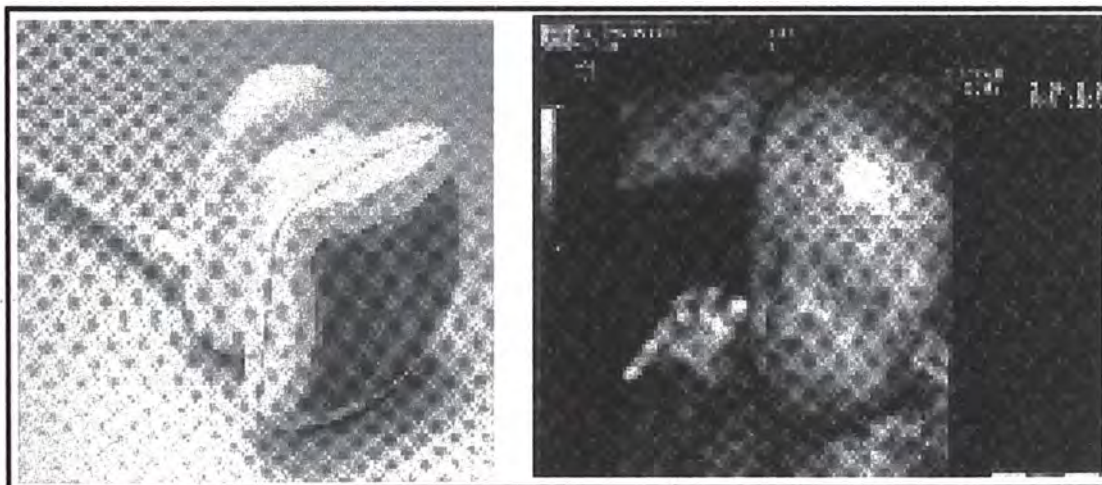


Fig 3-27: Imagen volumétrica de un feto y el transductor empleado para obtenerla

3.7.4 Arreglos rectangulares

Un tercer método usado es el transductor de arreglo rectangular. Aquí la dirección de exploración del haz ultrasónico es electrónicamente controlada con la apropiada secuencia de disparo de los cristales. El coprocesamiento es necesario para lograr *frame rates* aplicables clínicamente. La matriz del arreglo ofrece el potencial para la adquisición de datos en planos ortogonales.

3.8 Imágenes armónicas

3.8.1 Imágenes armónicas tisulares

Hasta hace un tiempo atrás, las respuestas no lineales de los tejidos a las ondas de ultrasonido no eran de interés, sino que se consideraban como una curiosidad de la física del ultrasonido. Además éstas desaparecen en la detección del eco.

Sin embargo, comparando las señales de eco a las transmitidas originalmente se determina más de un simple cambio de amplitud en la señal del eco. Desde el punto de vista frecuencial, los ecos muestran armónicos que no están presentes en la señal original. Estas señales armónicas surgen de las características no lineales de la interacción del ultrasonido con el tejido y no del haz ultrasónico emitido por el transductor. Esto quiere decir que si emitimos un haz ultrasónico con frecuencia fundamental de 2MHz, recibimos el primer, segundo y tercer armónico en la señal de eco.

Una de las técnicas más empleadas para obtener los armónicos de la señal del eco es la *inversión de fase*, la misma que consiste en un proceso de tres pasos:

1. Un haz ultrasónico con amplio ancho de banda es emitido hacia el tejido. Las señales de eco retornantes son detectadas por el transductor, y transformadas en señales digitales para ser posteriormente almacenadas en un buffer digital.
2. Un segundo haz es emitido con una variación de fase de 180° . Las señales de eco retornantes producto de este haz son también digitalizadas y guardadas en un segundo buffer digital.
3. Lugo, estas dos colecciones de datos de las señales de eco son digitalmente sumadas.

Si la fuente reflectora (tejido) es lineal, la señal en fase y la señal desfasada 180° se cancelarán (figura 3-28). Sin embargo, si la fuente reflectora es no lineal esas dos señales no se cancelarán completamente dejando, en el plano de exploración, que las fuentes no lineales del eco definan la imagen.

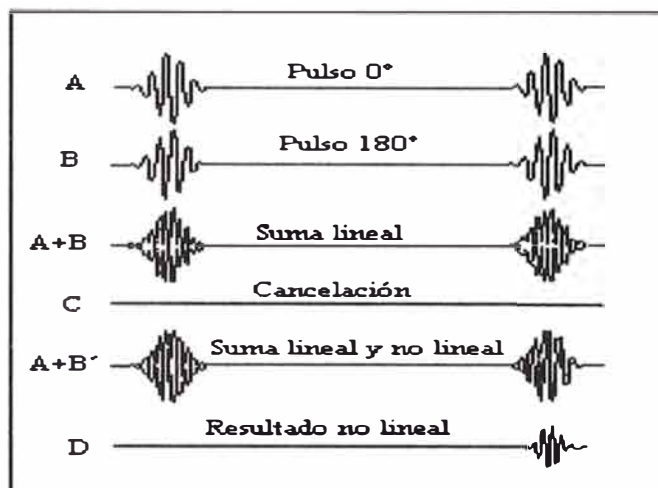


Fig 3-28: Eventos resultantes de la suma de las señales

- A. Ecos del pulso en fase transmitido
- B. Ecos del segundo pulso invertido
- A+B. Muestra la suma lineal
- C. La cancelación es el resultado lineal
- B'. Eco con componentes lineales y no lineales.
- A+B'. Muestra la suma lineal y no lineal
- D. El resultado es la forma de onda no lineal.

La imagen armónica tisular mejora la imagen básica cuando existe presencia de ruido difuso permitiendo determinar con mayor facilidad el tamaño, forma, posición, textura y dinámica de los órganos. (figura 3-29).

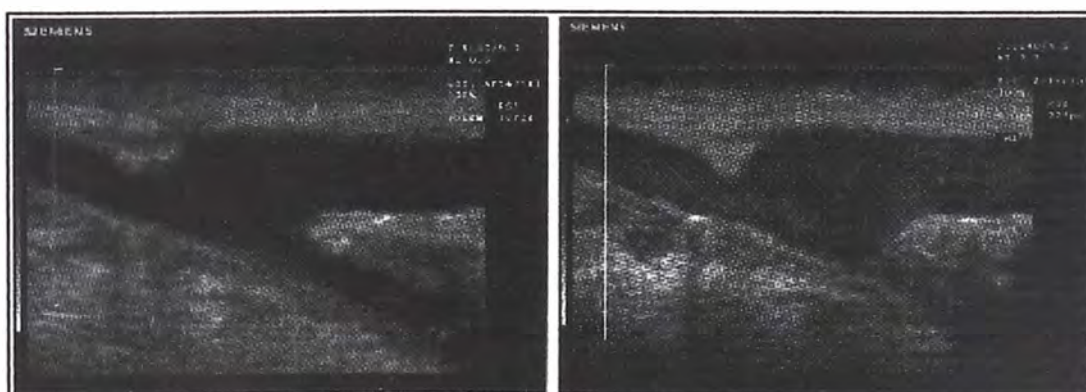


Fig 3-29: La imagen armónica tisular de la derecha mejora la imagen básica de la izquierda

Debido a que los armónicos son múltiplos de la frecuencia fundamental, los cambios pequeños en ésta pueden rápidamente cambiar la segunda armónica. Por ejemplo si la frecuencia fundamental es 2MHz los armónicos serán 4, 6, 8MHz, etc., para el caso de 2.5MHz tenemos armónicos de 5.0, 7.5, 10 MHz etc. Estas altas frecuencias armónicas no solo reducen la relación señal-ruido, sino que mejoran la resolución axial.

3.8.2 Imágenes armónicas por agentes de contraste

El propósito de los agentes de contraste en ultrasonido es el mejorar la calidad de imagen introduciendo un cambio en las propiedades acústicas (*backscatter*, atenuación o velocidad del sonido) del tejido en el cual el agente reside.

Se ha determinado que los ecos provenientes de los agentes de contraste contienen armónicos. La figura 3-30 muestra el espectro de frecuencia de un eco producido por microesferas (agente de contraste).

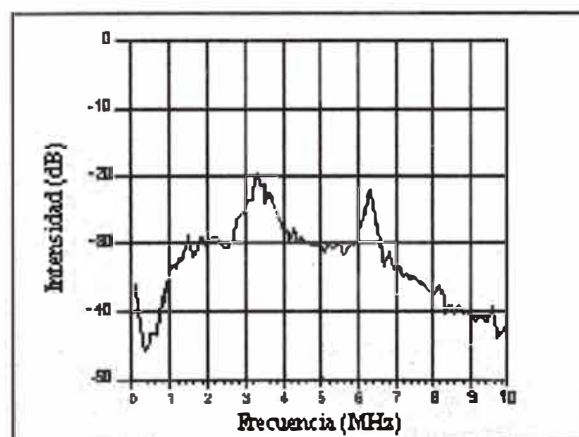


Fig 3-30: Emisión armónica de las microesferas.

Para poder representar estos ecos en la imagen, es necesario que el sistema de ultrasonido de diagnóstico tenga la capacidad de emitir en una frecuencia determinada y realizar la recepción al doble de la frecuencia de emisión.

La figura 3-31 nos muestra la diferencia entre los sistemas convencionales y los que emplean imágenes armónicas por agentes de contraste

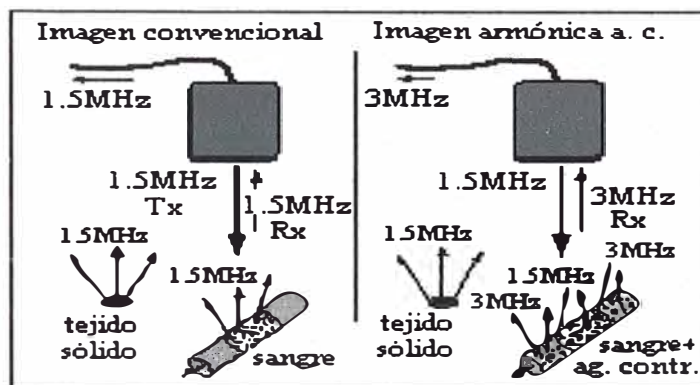


Fig 3-31: Sistema convencional vs. Sistema con imágenes armónicas por agentes de contraste

Generalmente; el contraste es intensificado incrementando la reflectibilidad de los tejidos dependiendo de la biodistribución del agente, los efectos de atenuación son sutiles; pero pueden ser inferidos observando el aumento o disminución de la penetración distal del haz hacia la localización del material. El cambio de la velocidad del sonido no es discernible en imágenes en tiempo real.

Otra aplicación de los agentes de contraste es la mejora de la transmisión del haz ultrasónico a lo largo de la línea de barrido, lo que mejora la relación señal-ruido (figura 3-32).

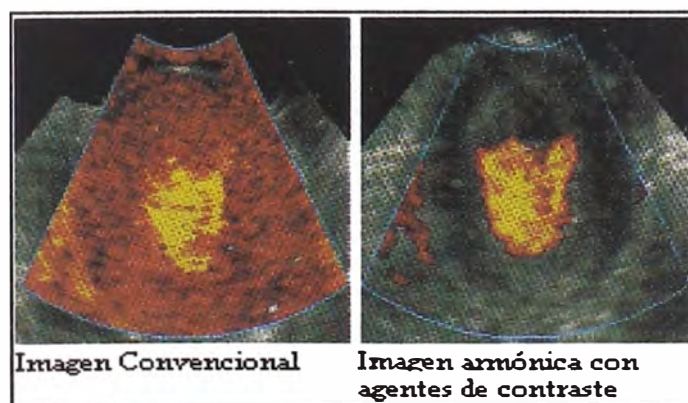


Fig 3-32: La imagen armónica con agentes de contraste de la derecha elimina los artefactos producidos por el ruido.

Algunos de los agentes de contraste más empleados son:

- Microesferas de albúmina llenas de aire empleadas en ecocardiografía.
- Galactosa tiene aplicaciones vasculares.
- Ester de etil yodopamida aplicada en el hígado.
- Perflubron empleado en el hígado.

CAPÍTULO IV INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE LOS SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO

4.1 Diseño de un sistema de ultrasonido de diagnóstico

Los equipos de ultrasonido de diagnóstico son diseñados para generar un pulso ultrasónico y mostrar los ecos como un patrón visible. La figura 4-1 muestra los diferentes módulos requeridos para generar los pulsos, procesamiento de las señales recibidas y visualización de las imágenes.

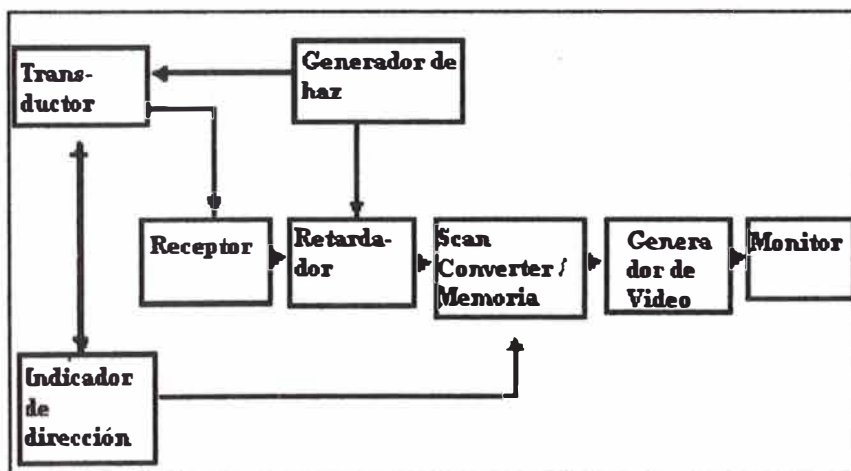


Fig 4-1: Diagrama de bloques de un sistema de ultrasonido

El generador de haz ultrasónicos produce un pulso eléctrico corto a la frecuencia requerida, por ejemplo 5 MHz, el cual excita al transductor.

Existen tres tipos de formadores de haz:

- **Formador digital de haz ultrasónico:** Es el más empleado actualmente y está constituido íntegramente por componentes digitales. (C.I.)

- **Formador híbrido de haz ultrasónico:** Está compuesto por una mixtura entre componentes analógicos (bobinas, capacitores, resistencias) y digitales (C.I.).
- **Formador analógico de haz ultrasónico:** Esta quedando en desuso y se encuentra en los sistemas más pequeños y sin imágenes Doppler, está compuesto íntegramente por componentes analógicos (bobinas, capacitores, resistencias).

El transductor contiene uno o una serie de piezoelementos, en donde la oscilación eléctrica es convertida en una oscilación mecánica (acústica). Tan pronto como el pulso es transmitido al medio, el sistema conmuta al modo de recepción. Los mismos piezoelementos reciben el eco y lo convierten en la señal eléctrica para el posterior procesamiento de imagen.

En el detector, las señales son pre-amplificadas logarítmicamente de acuerdo al ancho del rango de señal. Un segundo amplificador proporciona emparejamiento por profundidad

La profundidad es calculada a partir del retardo entre el pulso de transmisión y el eco de recepción. Al mismo tiempo, el conversor de barrido recibe información sobre la dirección en el cual el pulso fue emitido y el eco recibido. La posición del punto de imagen es, luego, definida (coordenadas de imagen). Estas coordenadas corresponden a una dirección de memoria en la memoria de imágenes. La amplitud del eco correspondiente es digitalizada y guardada (almacenada) en la correspondiente dirección de memoria.

El conversor digital-analógico en el generador de video, convierte la información digitalizada de la imagen en una señal de video la cual pasa al monitor para mostrar la imagen de la sección anatómica.

4.1.1 Conversor de barrido y digitalización

A los ecos pre-amplificados y compensados por profundidad se les asigna números mediante una conversión analógico-digital periódica. Los valores digitalizados son almacenados en las direcciones correspondientes en la memoria del conversor de barrido(scan converter). Estas direcciones de memoria corresponden a las coordenadas de la imagen, después de haber sido transformadas al tipo de coordenadas requeridas de acuerdo al formato de la imagen sectorial, convexo ó lineal.

La figura 4-2 muestra la digitalización de una señal analógica que está siendo muestreada continuamente y la forma como se almacena los valores en la matriz de memoria.

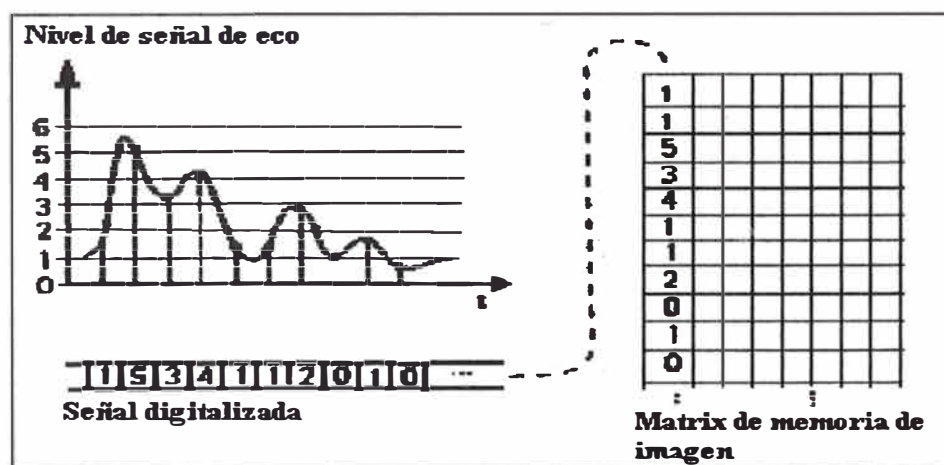


Fig 4-2: Muestreo periódico de una señal analógica, digitalización y almacenamiento

Luego de la digitalización y almacenamiento, los datos contenidos en las memorias de imágenes son leídos a la frecuencia de video de imagen y convertidas a valores de señales analógicas para mostrarlas en el monitor.

La figura 4-3 muestra que la señal analógica reconstruida no corresponde exactamente a la señal original de la figura 4-2. Pequeñas desviaciones se producen

debido a las transformaciones analógico-digital, digital-analógico. Para tener reconstrucciones de señales más exactas se requiere emplear mas niveles para el almacenamiento, obteniéndose más puntos de imágenes en el monitor.

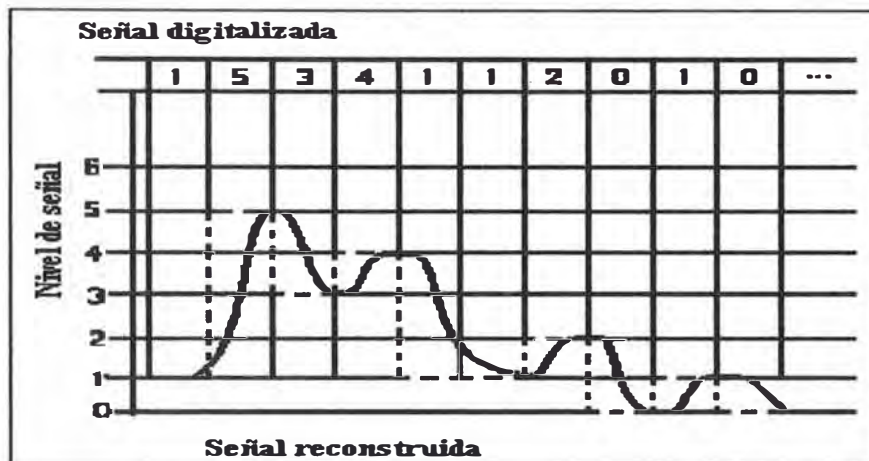


Fig 4-3: Lectura de la memoria digital

Los sistemas del ultrasonido tienen generalmente 16 a 128 o 256 niveles de digitalización de la señal del eco, con un valor de escala de grises asignado a cada nivel. La matriz de memoria de imagen usualmente consiste en 512x512 puntos (figura 4-4).

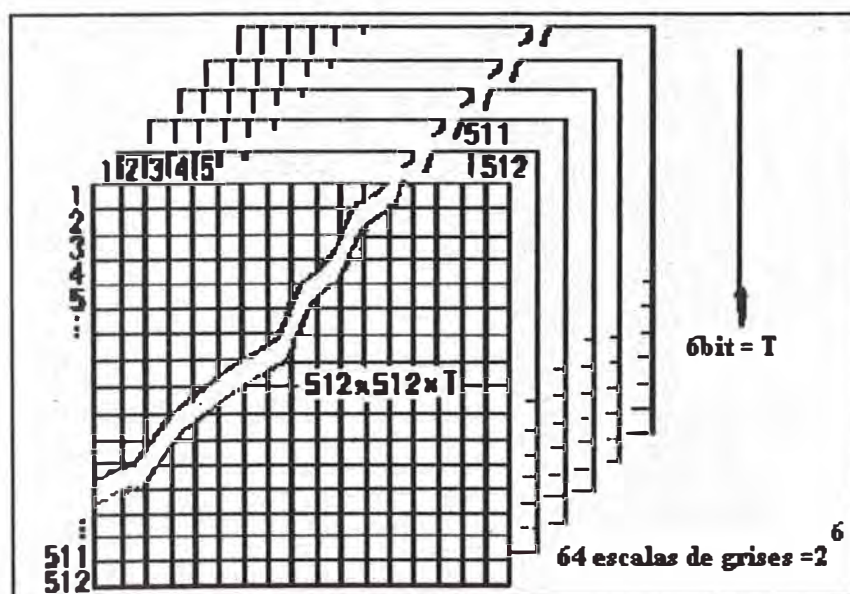


Fig 4-4: Memoria digital para un sistema de 64 niveles de grises

4.1.2 Rango dinámico

El rango dinámico es representado por la relación entre la señal más débil y la más fuerte. El rango dinámico es decisivo para tener una buena resolución de escala de grises en la imagen ultrasónica. El rango en las amplitudes de ecos medidas es especificado en dB.

El rango dinámico de la intensidad de eco en el transductor es de 120dB (10 μ V a 10V), la cual excede el rango dinámico para el monitor y también para el ojo humano, así el rango dinámico es comprimido entre 35dB y 70dB. La amplitud del eco en un determinado rango son todas asignadas a un simple nivel de escala de grises.

El rango dinámico comprimido es dividido en 256 niveles de escala de grises. Estos no son usualmente iguales, debido a que el ojo humano tiene una respuesta logarítmica al brillo.

El equipo permite ajustes de la distribución de la escala de grises para ajustarse a la sensibilidad visual del operador. A mayor rango dinámico seleccionado, mayor será el rango de intensidad cubierto por un valor simple de la escala de grises. El contraste decrece cuando se incrementa el rango dinámico.

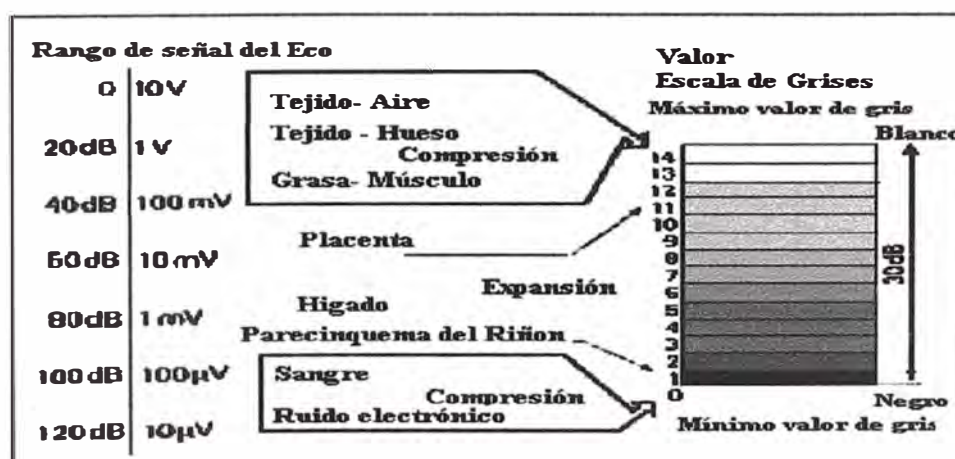


Fig 4-5: Relación entre la intensidad del eco, rango dinámico y escala de grises

La figura 4-5 ilustra la relación entre la intensidad del eco, el rango dinámico y la escala de grises correspondiente.

4.1.3 Densidad de líneas y frecuencia de repetición de imágenes

Para obtener una buena imagen bidimensional, ésta debe ser constituida por muchas líneas ultrasónicas, las cuales deben ser organizadas de manera paralela o sectorial. Las líneas ultrasónicas son generadas serialmente, una nueva línea es generada cuando todos los ecos de la línea precedente han sido recibidos.

Consiguientemente, el tiempo de construcción de la imagen o frecuencia de repetición de imágenes dependerá de la duración del recorrido del ultrasonido, la profundidad de la imagen y del número de líneas de imagen. El número de líneas, la frecuencia de repetición de imágenes y la profundidad no se pueden escoger independientemente.

El tiempo que requerirá un pulso con velocidad de propagación de 1540m/s para recorrer 1 cm de tejido ida y vuelta será:

$$t = \frac{2d}{c} = \frac{2 * 1cm}{154000cm / s} = 13 \mu s$$

Si existen varios focos de transmisión, se requieren varios ciclos pulso-eco para una determinada línea de sonido; esto incrementa el número m de focos de transmisión de acuerdo con la duración de la construcción de la imagen. La imagen consiste en n líneas de barrido, de tal manera que el tiempo de construcción de la imagen es n veces el tiempo requerido para generar una línea ultrasónica (de barrido).

Por lo tanto la frecuencia máxima de repetición de imágenes es:

$$f = \frac{c}{2d.m.n}$$

donde:

f : frecuencia máxima de repetición de imagen (Hz)

d : profundidad (mm)

m : número de focos de transmisión

n : número de líneas de barrido

c : velocidad de propagación (1540m/s)

La frecuencia de repetición de imágenes puede ser aumentada si se reduce una de las variables (profundidad, número de focos de transmisión, número de líneas por imagen). La frecuencia de repetición de imagen es independiente del número de focos de recepción.

Una imagen en tiempo real es generada a partir de un pequeño número de líneas de barrido. El rango de performance del equipo controla cuantas líneas de barrido son escritas 64, 96, 128 o 192. La cantidad de líneas que actualmente se muestran es cercana a 400, por lo que se tienen que interpolar líneas para generar la imagen. En la interpolación se emplean algoritmos matemáticos para generar un punto intermedio a partir de dos puntos adyacentes.

4.2 Conversión analógica a digital

Con la digitalización se sacrifica cierta precisión de la señal de eco, como ocurre en la traducción de la información del sistema de detección (amplitud de la señal y localización de la estructura relajante) a un formato digital para que sea procesada por la computadora del sistema, a este proceso se denomina conversión analógica a digital y está limitada por el número de bits que emplea el proceso de digitalización (figura 4-

6). La señal analógica es una variable continua, en cambio la señal digital es expresada discretamente.

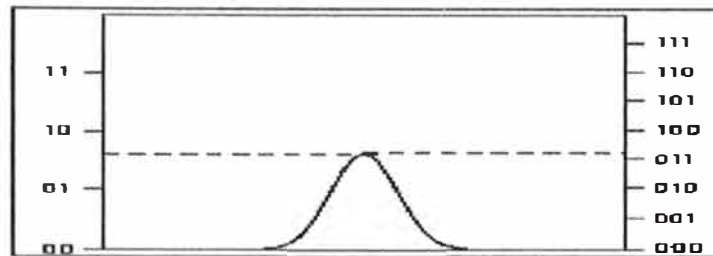


Fig 4-6: Conversión analógica-digital de un pico de voltaje

La conversión se realiza asignándole valores binarios a la amplitud (voltaje) de la señal analógica. Como la señal analógica es repetidamente muestreada, el valor instantáneo de cada muestra es digitalizada (figura 4-7).

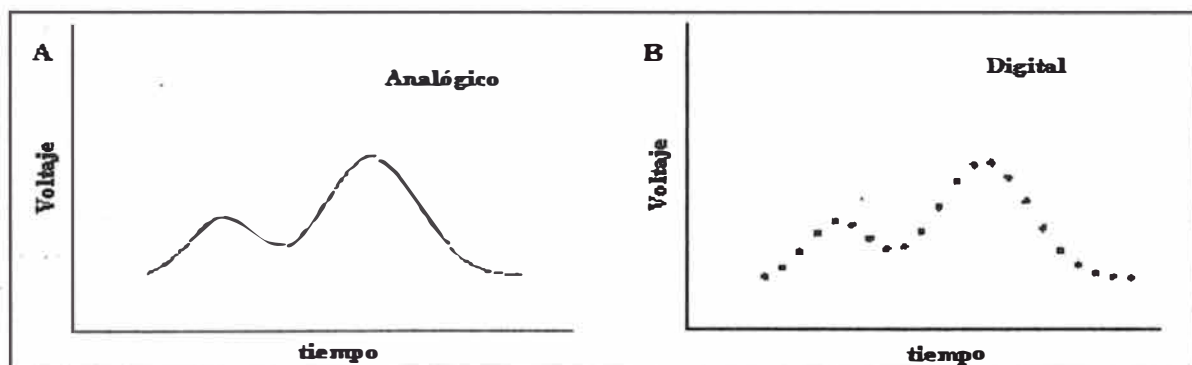


Fig 4-7: Conversión analógica-digital de un voltaje que varía en el tiempo.

A) Señal Digital B) Señal digital

4.3 Representación espacial

La información obtenida del área de exploración es dividida en pequeños elementos cuadrados llamados pixels, los que son combinados para formar la imagen. Cada pixel corresponde a una región determinada, designada por coordenadas espaciales, y es asociado con la amplitud del eco reflejado en esa región. La amplitud de la señal recibida es convertida a un número binario por el ADC antes de guardarlo en la memoria. El número de pixels disponibles depende del tamaño de la memoria, la que

denota el número de filas y columnas; para una memoria de 512x512 la matriz tiene 512 filas y 512 columnas por lo que la imagen será compuesta por un total de 262,144 pixels.

Durante la adquisición de datos la señal digitalizada es guardada en una posición particular de memoria, especificada por su dirección. Cada pixel tiene una posición de memoria reservada para guardar la amplitud de señal correspondiente. La dirección es determinada por las coordenadas (x,y), las cuales son generadas desde la posición del transductor y el tiempo entre el pulso transmitido y el eco recibido.

Los pixels conteniendo todas las amplitudes digitalizadas, ubicados en su respectiva dirección de memoria, son recombinados para formar la imagen. La imagen es reconstruida de manera que las coordenadas (x,y) de la imagen corresponden a las coordenadas (x,y) en el área explorada. La posición de memoria designa la posición de los pixels en la imagen, y el valor guardado en la dirección representa la amplitud de la señal de ese pixel en la imagen.



Fig 4-8: Matriz de representación de imagen de 64x64 y 128x 128 respectivamente

Cada pixel tiene su propia escala de grises, pero un solo valor (nivel) es guardado en la memoria para ese pixel, de esta manera se sacrifica un poco de precisión en la

representación digital de la posición espacial. Conforme la matriz sea más grande, el sistema tiene la capacidad de presentar mayor detalle espacial (figura 4-8).

Actualmente, los ecógrafos utilizan matrices de 512x512, las cuales son adecuadas para una buena resolución espacial.

4.4 Adquisición de imágenes

La Figura 4-9 muestra un diagrama de bloques de los componentes de adquisición de imágenes de un sistema de ultrasonido de diagnóstico.

El transmisor genera un pulso ultrasónico de corta duración y lo envía dentro del cuerpo. El haz interactúa con varias interfaces y una fracción es reflejada al transductor.

El receptor convierte el eco retornante en un pulso electrónico que puede ser subsecuentemente procesado y mostrado.

El amplificador incrementa las señales relativamente débiles (unos pocos milivoltios) al rango de 1v para la conversión analógica a digital.

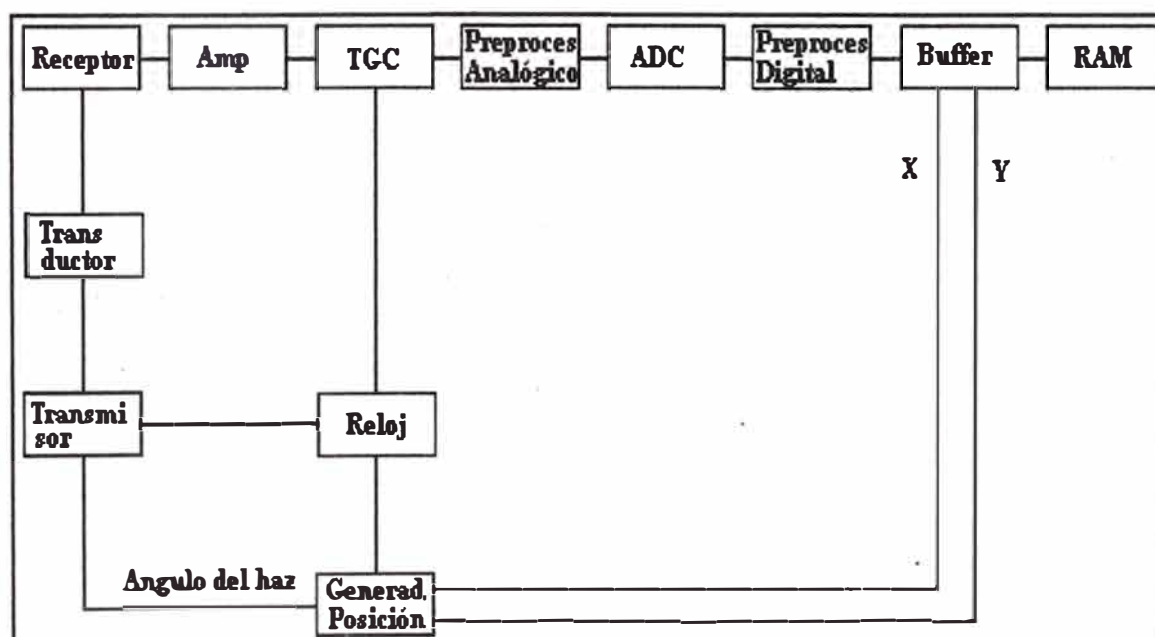


Fig4-9: Componentes de la adquisición de imágenes.

En el preprocesamiento la señal recibida es modificada aplicando ganancia de compensación temporal (TGC), intensificación de bordes, compresión logarítmica, o combinaciones de ellos.

4.4.1 Matriz de imagen

El ADC convierte la señal amplificada al formato digital, el procesamiento de los datos de la exploración también ocurre en el formato digital.

Para que la representación digitalizada del eco sea ubicada en su posición correcta en la matriz de la imagen, las coordenadas (x,y) deben ser especificadas. Esto es realizado por un generador de posición, el cual usa el tiempo de viaje del pulso ultrasónico y los sensores de posición de la dirección del haz. El haz barre electrónicamente o mecánicamente la región de interés de una manera repetitiva. La amplitud de la señal y las coordenadas de posición de las múltiples líneas de vista son colocadas temporalmente en un buffer antes de guardarlas en la RAM. El buffer también sirve para guardar los datos de la exploración adquiridos en un rango muy veloz hasta que el equipo sea capaz de guardar la información en la memoria. También se pueden colocar en el buffer el ángulo del haz y el tiempo transcurrido.

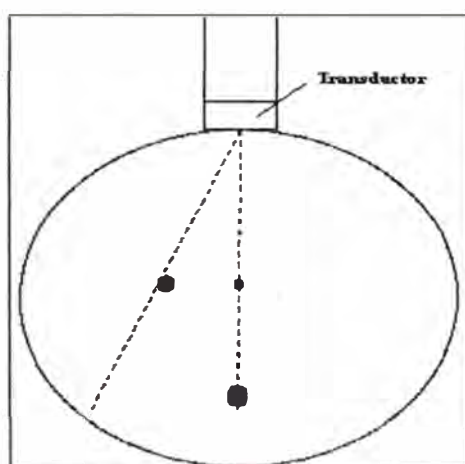


Fig 4-10: Examen de un objeto a lo largo de dos líneas de vista

La Figura 4-10 muestra dos líneas de barrido sucesivas explorando un objeto, detectándose tres estructuras reflectivas.

Las amplitudes de las señales son asignadas a los pixels adecuados en una matriz 10x10 (figura 4-11). Las coordenadas X y Y determinan la posición dentro de la matriz (también la dirección de memoria), y la amplitud de la señal dicta el valor numérico del pixel.

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	2	0	1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	7	0	0	0	0	0

Fig 4-11:Matriz de 10x10 representando las estructuras de la fig 4-10

4.4.2 Manipulación de datos

Debido al conversor digital de barrido (scan coverter), las imágenes pueden ser manipuladas en el formato de la matriz, la digitalización de los datos de la exploración provee ventajas adicionales a la manipulación cuantitativa y al análisis de los datos del eco de manera rápida.

Las técnicas de procesamiento de datos en ecografía son clasificadas de acuerdo a cuando se realizan con respecto al registro en memoria de los datos de la exploración y son: el preprocesamiento y el postprocesamiento.

4.5 Preprocesamiento

El preprocesamiento es la manipulación de los datos de la exploración durante su recopilación antes de ser guardados en la memoria

4.5.1 Ganancia dependiente del tiempo de propagación

La amplificación exponencial como una función del tiempo transcurrido desde la transmisión del pulso es usada para corregir la atenuación de las señales recibidas, es decir, la reducción de los niveles de señales causadas por el incremento de la profundidad (figura 4-12) cuyos ecos son compensados aplicando amplificación dependiente del tiempo a la señal recibida, a esta técnica se le llama: TGC (Ganancia por compensación de tiempo), TCG (Ganancia de tiempo compensado), DGC (Ganancia de compensación de profundidad) y STC (Sensibilidad de compensación de tiempo).

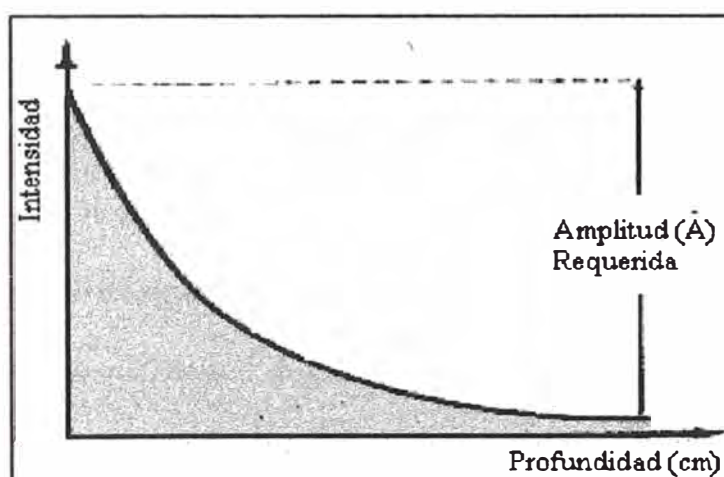


Fig 4-12: Intensidad ultrasónica con relación a la profundidad del tejido

En razón de emparejar la amplificación de la atenuación dependiente de la profundidad, los ecos de capas más profundas son más amplificados que aquellos de capa menos profundas.

De este modo, se producen amplitudes relacionadas al cambio de impedancia e independientes de las capas profundas (figura 4-13).

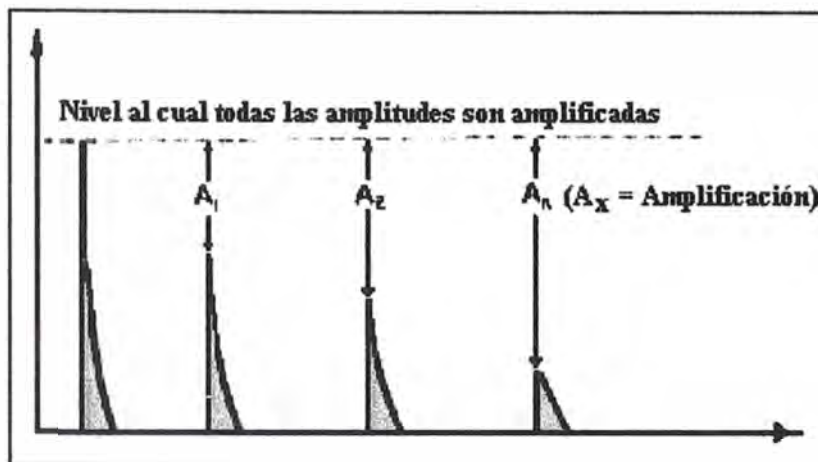


Fig 4-13: Ganancia por compensación de tiempo

4.5.2 Intensificación selectiva

La amplificación de la señal recibida puede ser aplicada de una manera no uniforme para resaltar los ecos generados dentro de una región de interés particular. En esta técnica, referida a una intensificación selectiva, la amplificación es aplicada como una función de la profundidad. El operador usa una serie de controles para fijar la profundidad, cada control corresponde a una cierta profundidad, el desplazamiento del control denota la cantidad de la amplificación.

4.5.3 Compresión logarítmica

En general, las señales digitalizadas amplificadas son guardadas en la RAM como 6 o 8 bits, con 8 bits un total de 256 valores son disponibles para cuantificar la amplitud de la señal (figura 4-14). Si una representación lineal es usada, la máxima señal puede ser solamente 256 veces la señal mínima. El rango de valores de las señales recibidas después de TGC y amplificación pueden ser cuatro o más veces mayores. Una transformación logarítmica de los niveles de las señales (1 a 10^4) es empleada para comprimir el nivel de la señal a un rango menor (0 a 255).

Debido a que el monitor no puede procesar un rango extremadamente amplio de niveles de señales, la compresión es necesaria; incrementando a más de 8bits la profundidad permite un mayor rango de valores a ser guardado, pero los niveles incrementados de la señal son finalmente comprimidos por el monitor.

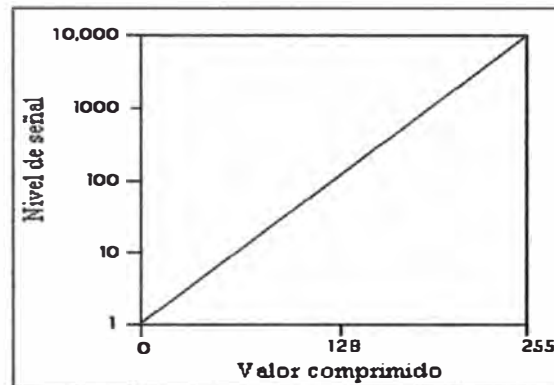


Fig 4-14: Niveles de señal vs. valores asignados en un sistema de 8 bit

4.5.4 Interpolación de llenado (fill in)

El área de interés es explorada directamente por una serie de pulsos ultrasónicos a lo largo de varias líneas de barrido, superponiendo todas las líneas de barrido en una matriz de imagen se puede demostrar que muchos pixels no son muestreados por el haz ultrasónico.

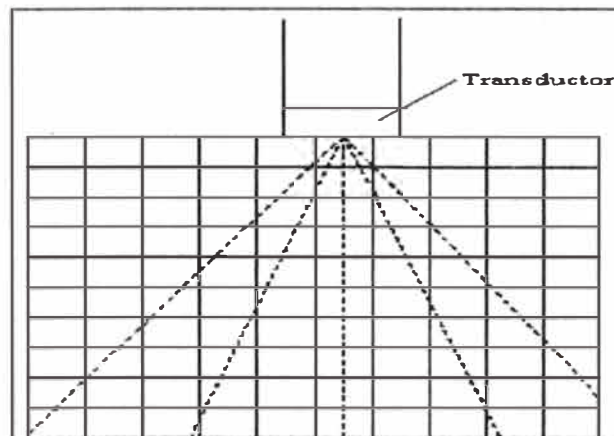


Fig 4-15: Líneas de vista superpuestas en la matriz, los valores de pixels no muestreados son calculados promediando los valores de los pixels vecinos

Ciertos pixels en blanco son mostrados con nivel de señal cero, resultaría una imagen desconcertante. Los fabricantes evitan esto promediando las señales de los pixels vecinos para generar un valor de llenado para el pixel en blanco (figura 4-15).

4.5.5 Realce de bordes

El realce de bordes es una técnica de filtrado que puede ser aplicada a los datos de las líneas de barrido para enfatizar un cambio en el nivel de la señal a través de una interfase (figura 4-16).

El proceso de filtrado usa factores Kernel aplicados a los valores originales, en este ejemplo el Kernel es aplicado a tres pixels secuenciales con factores de -1 , 3 y -1 . Para calcular el valor del realce de bordes para el pixel 4, el Kernel es centrado en el pixel 4. La suma de cada factor por los respectivos pixels es controlada, obteniéndose un valor de 300 para el pixel 4.

$$(-1 \times 200) + (3 \times 200) + (-1 \times 100) = 300$$

Los factores Kernel siempre opera con los valores originales; los resultados de realce de bordes deben mantenerse separadas de los valores iniciales.



Fig 4-16: Realce de bordes

4.5.6 Actualización de la imagen

Debido a que el haz ultrasónico explora repetidamente a través del paciente, nueva información esta constantemente disponible.

Los datos más recientes son guardados en el buffer para actualizar los datos de la imagen en la memoria. Una técnica empleada es reemplazar el valor antiguo por el valor más reciente para un pixel específico.

4.5.7 Magnificación

Es la técnica aplicada para magnificar la imagen durante la adquisición de datos, el operador designa una región dentro del campo de visión, las señales recibidas de ecos dentro de esta región expandida son colocadas en pixels para generar la matriz de la imagen. Debido a que las dimensiones físicas de la región expandida son más pequeñas que el campo de visión original, de esta manera se tienen más pixels disponibles para representar la amplitud de la señal dentro de la región expandida, esto permite incrementar la resolución espacial.

4.6 Postprocesamiento: Display

La imagen guardada en la memoria es convertida en una señal de video y enviada al monitor para mostrarla, la señal de video estándar implica un formato específico para la transmisión de la información. Un cuadro consiste en 525 líneas subdivididas en dos campos. Líneas alternadas son colocadas en cada campo, así la mitad del total de líneas es colocada en un campo. En el monitor los campos son entrelazados para formar el cuadro original. El rango de transmisión es 30 cuadros por segundo.

4.6.1 Mapeo de escala de grises

Los datos de la imagen son transferidos a un buffer de salida, el cual es leído de manera alterna, la amplitud de la señal es reconvertida a señales analógicas por medio de un conversor digital-analógico (DAC) y alimentadas al monitor (figura 4-17).



Fig 4-17: Componentes de la representación de la imagen.

El postprocesamiento permite al operador manipular los datos de la imagen después de mostrada. Cada pixel es mostrado como una particular escala de grises dependiendo de la amplitud de la señal versus los niveles de brillo seleccionados por el operador.

La traducción del rango de valores de pixels a niveles de brillo se llama mapeo de escala de grises.

La figura 4-18 es un mapa de escala de grises en la cual ocho niveles de brillo están disponibles, pixels con valores entre 191 y 233 son todos mostrados como nivel de brillo 7.

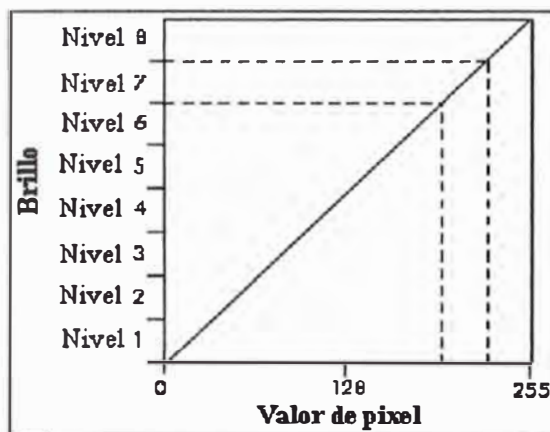


Fig 4-18: Mapa de escala de grises.

4.6.2 Inversión blanco y negro

En la inversión blanco y negro los niveles de brillo en el mapa de escala de grises son invertidos de blanco (a la menor amplitud de señal) a negro (a la más alta amplitud de señal). Un pixel con un valor de 240, el cual normalmente mostrado

cercano al blanco, es mostrado como cercano al negro con la inversión de imagen (figura 4-19).

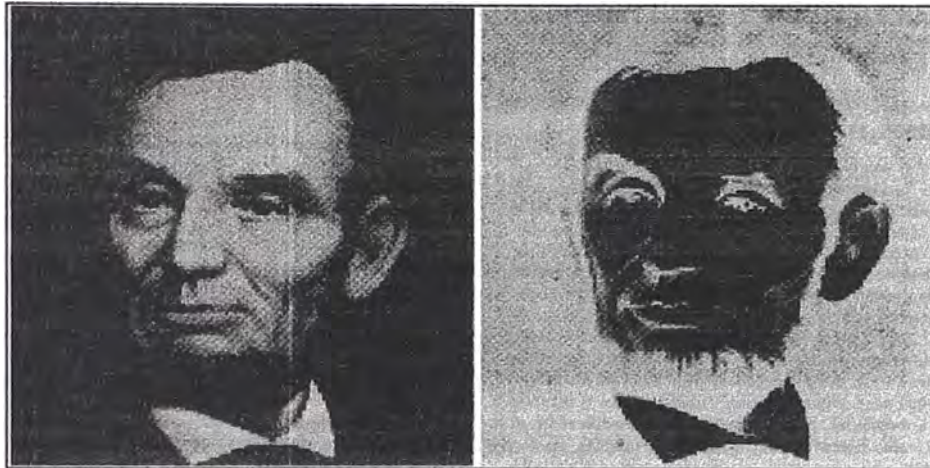


Fig 4-19: Inversión blanco/negro

4.6.3 Congelación de cuadro

La opción de congelación de cuadro permite al operador seleccionar una imagen para prolongar su exposición. Un cuadro es mantenido en el buffer de salida, y la actualización es discontinuada mientras la opción está activa. El buffer de salida es constantemente leído, lo que permite refrescar continuamente al monitor con la misma información.

4.6.4 Persistencia

La persistencia o promediación de cuadros permite que cuadros sucesivos sean sumados para incrementar la relación señal-ruido, la calidad de la imagen es mejorada porque las variaciones en los niveles de señal de regiones de intensidades de eco comparables son reducidas.

Una serie de áreas temporales de almacenaje (bancos) son creadas de manera que secuencialmente acepta el cuadro más reciente. La imagen mostrada es el promedio de todos los cuadros aceptados en las áreas de almacenaje (figura 4-20).

0	0	0	0	0	2	2	2	2	2	4	4	4	4	4	6	6	6	6	6	3	3	3	3	3
0	0	0	0	0	2	2	2	2	2	4	4	4	4	4	6	6	6	6	6	3	3	3	3	3
0	0	0	0	0	2	2	2	2	2	4	4	4	4	4	6	6	6	6	6	3	3	3	3	3
0	0	0	0	0	2	2	2	2	2	4	4	4	4	4	6	6	6	6	6	3	3	3	3	3
0	0	0	0	0	2	2	2	2	2	4	4	4	4	4	6	6	6	6	6	3	3	3	3	3
Banco 1					Banco 2					Banco 3					Banco 4					Imagen Mostrada				

Fig 4-20: Promedio de cuadros

El requerimiento de memoria para cuatro cuadros, cada uno con una matriz de 512x512 es 4x256K bytes.

4.6.5 Magnificación de lectura

La magnificación de lectura es una técnica de magnificación aplicada a los datos de exploración después de la adquisición de pixels que componen la imagen son mostradas en un formato alargado en el monitor, esto es, la porción de la pantalla del monitor asociada con cada pixel es alargada.

El número de pixels a través del área de exploración permanece constante y el área del tejido representado por cada pixel no cambia.

Esta técnica no mejora la resolución espacial.

4.7 Postprocesamiento: Manipulación de datos y análisis

Manipulación adicional y análisis de los datos del eco son posibles porque la información de la imagen ha sido digitalizada y almacenada en memoria. Las técnicas de postprocesamiento de *Thersholding*, intensificación de contraste, filtrado y definición de la región de interés pueden ser ejecutadas.

4.7.1 Thersholding

Es la técnica en la cual los valores mayores y menores al valor de referencia no son mostrados, esto permite que las señales débiles sean adquiridas y manipuladas para propósitos de mostrarlas.

Pixels con valores similares sobre un rango estrecho pueden ser mostrados con diferentes niveles de brillo por medio de la intensificación de contraste, así estos pixels pueden ser distinguidos de los otros en la imagen mostrada.

El filtrado digital se refiere a la modificación de un valor de pixel basado en los valores de los pixels circundantes, el suavizado y la intensificación de bordes son formas de filtrado digital.

4.7.2 Intensificación de contraste

La intensificación de contraste es una técnica poderosa si tenemos en memoria los datos del eco en un rango de 0 a 210 y los valores y pixels serán visualizadas en ocho niveles de grises, cada pixel con valor 0 será pintado como blanco y los pixels restantes serán distribuidos linealmente entre los siete niveles de grises.

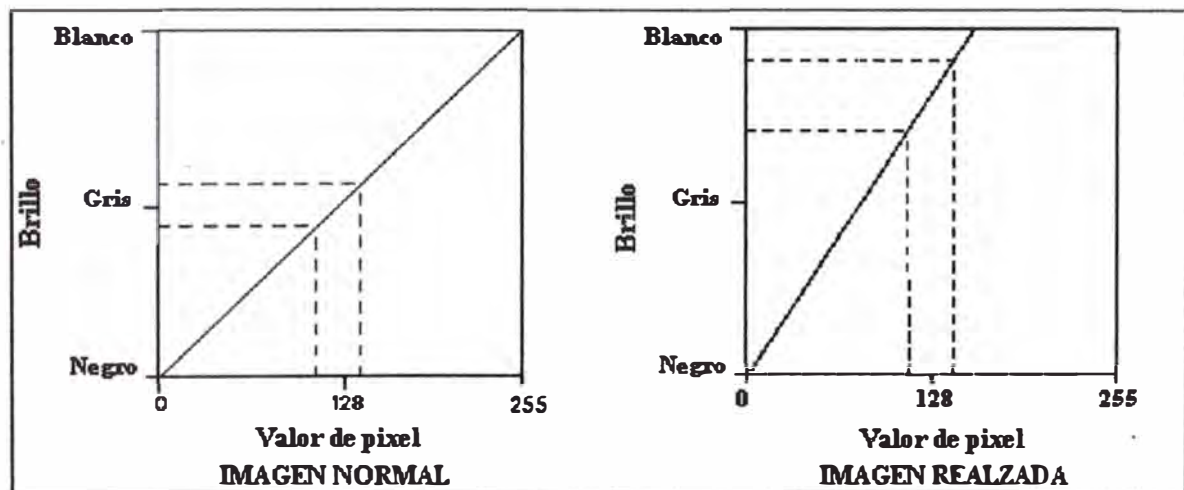


Fig 4-21: Intensificación de contraste

La intensificación de contraste puede ser ilustrada con el mapeo de escala de grises, la figura 4-21 de la izquierda es un mapa lineal de escala de grises usando la conversión de los valores de pixeles 0 a 255 a diferentes niveles de grises de una manera lineal, los pixels con valores cercanos a 128 son mostradas en un valor

intermedio de la escala de grises. Si el mapa de escala de grises es cambiado de manera que los valores desde 0 a 160 son distribuidos linealmente, en la escala de grises y si el valor 160 es mostrado como blanco, los pixels con valores cercanos a 128 serán mostrados con una escala de gris muy clara, figura 4-21 de la derecha.

Así tenemos que la distancia del eje vertical correspondiente a un particular rango de valores de pixels es mayor para el mapa de escala de grises intensificado que para el mapa inicial.

4.7.3 Suavizado (smoothing)

El suavizado es una técnica empleada para la reducción del ruido, el que no tiene un patrón espacial definido, y se realiza mediante la promediación bidimensional por la cual los valores de pixels circundantes son usados para calcular un nuevo valor del pixel de interés, la operación más común de suavizado emplea una función con gama de nueve puntos o Kernel. Un conjunto de factores es arreglado en una matriz de 3x3.

$$\begin{array}{ccc} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{array}$$

El centro de Kernel es superimpuesto en el pixel de interés en la matriz de dato original. El valor suavizado para ese pixel es calculado como la suma del producto de cada factor ponderado con su correspondiente valor de pixel es dividida por la suma de los factores ponderados para generar el nuevo valor del pixel de interés. El Kernel es subsecuentemente colocado sobre cada pixel (excepto las que se encuentran en los bordes) para producir los valores suavizados.

Cada cálculo es aplicado a la matriz original, por lo que se requiere que la matriz suavizada sea generada separadamente a la matriz original.

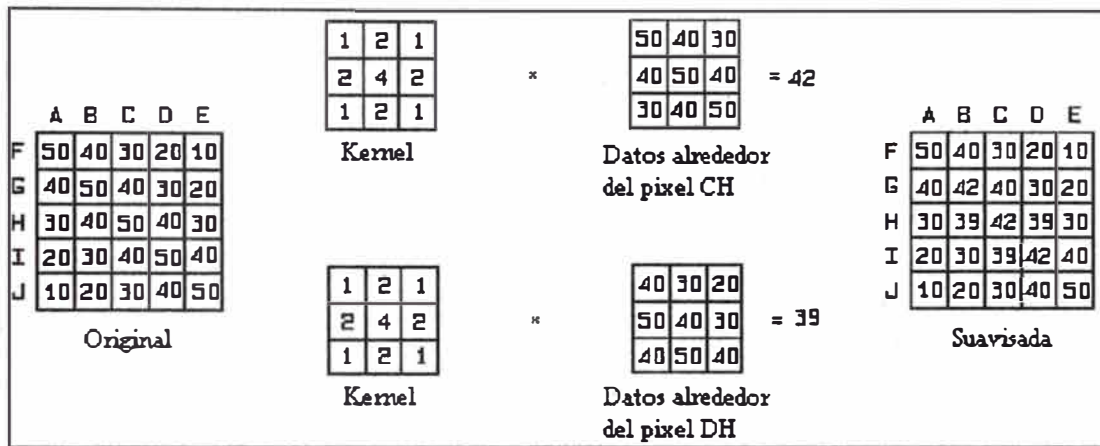


Fig 4-22: Proceso de suavizado de una matriz de datos

La Figura 4-22 muestra la forma como se realiza el proceso para los pixels CH y DH de una matriz de 5x5, así como la matriz suavizada final.

El grado de suavizado es modificado cambiando los factores ponderados o incrementando el tamaño de la matriz Kernel.

La desventaja del suavizado es que se pierde detalle espacial porque el valor suavizado representa el promedio sobre la región cercana.

4.7.4 Intensificación de bordes

La intensificación de bordes es una técnica de filtrado que puede ser aplicada a una matriz de imagen para incrementar la visibilidad de estructuras pequeñas de alto contraste (figura 4-23), el proceso de filtrado emplea un Kernel aplicado a los valores originales en una manera similar al suavizado.

4.7.5 Región de interés

El operador puede denotar la región de interés de la imagen mostrada, definiendo los límites del área deseada, esto es realizado moviendo un cursor visible en la

pantalla por medio de un trackball. Los pixels dentro de los límites son designados para consideraciones especiales como determinar el valor promedio de estos pixels.



Fig 4-23: La imagen de la derecha tiene bordes intensificados.

4.7.6 Cálculo de distancia

La matriz de imagen es calibrada en términos del tamaño físico, el lado de un pixel corresponde a una medida conocida (1 pixel igual 10.2mm), la que es dictada por el transductor y los parámetros de adquisición (tamaño de la matriz y campo de visión).

La distancia entre dos puntos de interés en la imagen, se calcula colocando el cursor en uno de los puntos y llevándolo al otro punto empleando el trackball, el equipo determina la separación en número de pixels y lo multiplica por el factor de calibración (por ejemplo 0,2mm por pixel). La medición de la longitud de fémur, diámetro biparietal y de otras estructuras son aplicaciones clínicas rutinarias.

CAPÍTULO V EFECTOS BIOLÓGICOS DEL ULTRASONIDO

5.1 Definición de parámetros

La intensidad del ultrasonido está definida como la cantidad de energía absorbida por unidad de masa del medio de absorción o también definida como la energía que fluye a través de una unidad de área.

La intensidad del ultrasonido es medida en los focos en un plano perpendicular al eje del haz, Los valores representan parámetros del campo del haz ultrasónico (figura 5-1).

La figura ilustra la definición de las expresiones más empleadas para la intensidad del ultrasonido de acuerdo con las recomendaciones del AIUM (Instituto Americano de Ultrasonido en Medicina) y la FDA (Administración de Drogas y Alimentos).

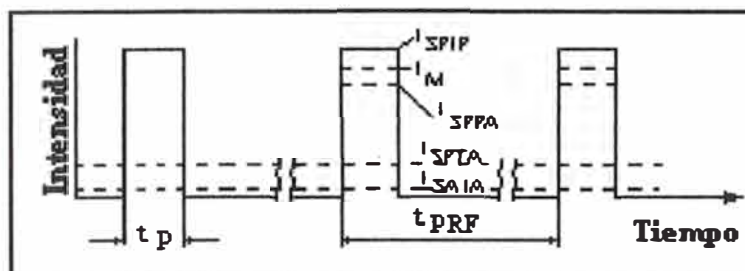


Fig 5-1: Valores de intensidad ultrasónica más usados.

- t_p : duración del pulso
- t_{PRF} : tiempo de intervalos entre pulsos
- I : intensidad
- S : espacial
- P : pico
- T : temporal
- A : promedio
- M : máximo

$I_{SPTP}(W/cm^2)$, denota la intensidad local máxima en el tiempo de la mayor amplitud del pulso transmitido.

$I_M(W/cm^2)$, la intensidad sonora máxima, la cual por definición es la mayor intensidad del pulso transmitido medido sobre una media longitud de onda.

$I_{SPPA}(W/cm^2)$, denota el valor del pico espacial de intensidad medido a lo largo de la duración del pulso t_p .

$I_{SPTA}(mW/cm^2)$, es el valor mas frecuentemente usado, la que mide el valor del pico espacial de intensidad medido a lo largo del tiempo de repetición de pulso (t_{PRF})

$I_{SATA}(mW/cm^2)$, es el menor de todos los valores y está definido como la principal intensidad espacial medida a lo largo del tiempo de repetición de pulso.

Factor SP/SA, es la relación del valor del pico espacial y el valor promedio de la intensidad durante la duración del pulso.

Factor Duty (t_p / t_{PRF}), es la relación entre la duración del pulso y la duración (tiempo) de repetición de pulsos.

La FDA, ente certificador y regulador de equipos médicos de los EEUU, ha determinado los valores permitidos de intensidad para el uso medico, sin perjuicio del paciente, los mismos que se detallan de acuerdo a la aplicación clínica:

Los fabricantes de equipos están obligados a diseñar sus productos guardando estos parámetros, con la finalidad de obtener la aprobación de la FDA para su comercialización en el mercado estadounidense

La tabla 5-1 muestra valores estándar de intensidad en diferentes aplicaciones:

Aplicación Clínica	I(SPTA) (W/cm ²)	I(SPPA) (W/cm ²)
Adultos		
Vasos periféricos	1500	350
Cardiaca	730	350
Abdominal, partes Pequeñas, cefálico	180	350
Oftálmico	68	110
Pediátrico y fetal	180	350

Tabla 5-1: Valores estándar de intensidades ultrasónicas.

5.2 Medición de parámetros

Debido a las técnicas de exploración empleadas y el empleo de ondas pulsátiles, los equipos de ecografía producen campos acústicos complejos y variables en el tiempo, la cuantificación de estos parámetros es impráctica y dificultosa de correlacionar con el potencial efecto biológico del haz ultrasónico.

Con fines teóricos todos los valores de intensidad pueden ser medidos en agua con un hidrófono. Como el agua es casi un medio libre de absorción de ultrasonido, los valores de la intensidad en el agua (I_w) son mayores que los valores de intensidad in situ (I_{is}). Para obtener resultados prácticos para valores significativos de I_{is} , los cuales no son directamente medidos, el valor de I_w debe ser corregido por la atenuación del tejido:

$$I_{is} = I_w e^{-k f z}$$

donde:

k : coeficiente de corrección (0.0069dB/MHz.cm)

f : frecuencia central (MHz)

z : distancia desde el transductor (cm).

5.3 Interacción del ultrasonido con la materia

Se han identificados tres fenómenos productos de la interacción del ultrasonido con la materia: mecánico, térmico y de cavitación. Estos efectos se manifiestan a niveles microscópicos.

5.3.1 Interacciones mecánicas

Este efecto se produce durante la propagación del ultrasonido en un medio, esta propagación se lleva a cabo debido a la interacción de partículas vecinas. Estas partículas sufren considerables cambios de velocidad y aceleración. Un objeto (tejido) con una densidad diferente a la del medio que la rodea experimenta una fuerza en el sentido del campo ultrasónico, debido a que se está aplicando una presión acústica sobre su superficie, esto causa un movimiento traslacional o rotacional del objeto.

El movimiento traslacional provoca que partículas biológicas sean transportadas a regiones más altas localizadas dentro del campo ultrasónico.

El movimiento rotacional incrementa el flujo acústico, induciendo la rotación de las partículas intracelulares. A altas intensidades, se forman gradientes de altas velocidades cerca de los límites de tejidos sólidos. El microflujo resultante de este fenómeno puede fragmentar las macromoléculas de estas regiones.

5.3.2 Interacciones térmicas

Otro mecanismo mediante el cual se puede producir daño es el térmico. Mientras el ultrasonido se propaga a través de un medio, su intensidad decrece en cuanto la energía sónica es absorbida y convertida en calor. El incremento de temperatura desmesurado puede producir daños irreparables en el tejido. La proporción del incremento de la temperatura depende de la intensidad temporal promedio, el

coeficiente de absorción del medio, el área seccional del haz ultrasónico, la duración de la exposición y el proceso de transporte del calor (conductividad térmica y flujo sanguíneo).

Dentro del rango de frecuencias de 1 a 10 MHz, el coeficiente de absorción del medio incrementa con la frecuencia.

Los efectos térmicos se manifiestan en los estudios a bajas frecuencias (1 a 3 MHz) y tiende a enmascarar otros efectos no térmicos. Para observar otros tipos de interacciones (mecánicas o de cavitación) es necesario enfriar el medio.

5.3.3 Interacciones de cavitación

La cavitación es otro de los efectos de interacción del ultrasonido con el medio que puede producir daños. Así como las ondas de ultrasonido se propagan a través del medio, se crean regiones de compresión y enrarecimiento. Estas regiones localizadas están sujetas a incrementos y disminuciones de presión de una manera alterna, causando la formación de burbujas de gas. Estas burbujas crecen y muestran un comportamiento dinámico.

Este fenómeno de formación de burbujas es conocido como cavitación y puede ser estable o transitorio. De existir un campo ultrasónico de intensidad elevada se pueden producir rupturas moleculares.

5.4 Índices de energía acústica

Como se ha mencionado la interacción del ultrasonido con la materia producen fenómenos que pueden producir efectos irremediables en los tejidos, debido a ello se han definido dos parámetros de energía acústica: índice térmico e índice mecánico, como indicadores de posibilidad de efectos biológicos.

5.4.1 Índice térmico

Este índice nos señala la máxima elevación de temperatura en el tejido que puede ser prevista como resultado de un examen ecográfico.

La elevación de la temperatura depende de la potencia de emisión de ondas ultrasónicas, el tipo de tejido, el ancho del haz y el tipo de exploración, que puede ser *autodireccionado* es decir el direccionamiento de sucesivos pulsos de ultrasonido a través de un campo de visión o *no direccionado* en el cual la emisión de los pulsos ocurre a lo largo de una línea de vista, la que no cambia hasta que el transductor es reposicionado.

El índice térmico es definido como la relación entre la energía acústica efectiva (W') y la energía acústica requerida para elevar 1 °C la temperatura del tejido (W_g)

$$TI = \frac{W'}{W_g}$$

Se han desarrollado tres tipos de índices térmicos: para tejido suave (TIS), para hueso (TIB), y hueso craneal (TIC). Estos índices se aplican para diferentes estudios:

- TIS : para estudios abdominales
- TIB : para estudios cefálicos fetales y neonatales
- TIC : para estudios cefálicos adultos y pediátricos

5.4.2 Índice mecánico

El índice mecánico describe la probabilidad de que se produzca cavitación. La onda de ultrasonido pulsado, consistente en múltiples ciclos, causa largas fluctuaciones de presión mientras se mueve a través del medio de propagación. La cavitación está más cercana a ocurrir cuando hay alta presión y baja frecuencia. El umbral de la cavitación

para ultrasonido pulsado es determinado por la relación entre el pico de presión y la raíz cuadrada de la frecuencia.

Así el índice mecánico está definido por la siguiente relación:

$$MI = \frac{Pr'}{\sqrt{f}}$$

donde:

Pr' : valor de la presión pico rarefaccional, medida en megapascales (MPa)

f : es el valor de la frecuencia central emitida expresado en MHz.

Los fabricantes de equipos de ecografía, cuyos equipos tienen valores mayores a **1** de los índices, están obligados a mostrar en el monitor del equipo estos índices. Los valores típicos para estos índices y que son mostrados en los monitores son: 0.4, 0.6, 0.8, 1, 2, 3 y 4.

Los valores de TIS y TIB pueden ser mostrados simultáneamente o independientemente. Si el equipo se diseñó solamente para realizar estudios cefálicos adultos, sólo se debe mostrar el índice TIC.

Para transductores que se encuentran operando en un modo diferente al B en tiempo real, se debe tener la posibilidad de mostrar los valores de MI y TI, no siendo necesario que se muestren simultáneamente. Para equipos multimodo, el índice mecánico se muestra cuando se realiza una exploración en modo B tiempo real y el índice térmico se muestra cuando se emplea otro modo diferente al mencionado.

CAPÍTULO VI

DETERMINACIÓN DE LOS SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO PARA LOS CENTROS ASISTENCIALES DE ESSALUD

6.1 Tipos de centros asistenciales

En la actualidad ESSALUD cuenta con diversos tipos de centros asistenciales los cuales están clasificados de acuerdo a su grado resolutivo asistencial como:

- **Postas Médicas:** Son unidades de atención básica del asegurado, y su grado resolutivo es mínimo
- **Centros Médicos:** Son unidades de atención que pueden atender urgencias médicas de los asegurados, la población adscripta es poca y su grado resolutivo sigue siendo bajo.
- **Policlínicos:** Son centros que brindan atención de consulta médica de varias especialidades, tienen área de urgencias o emergencia y generalmente no cuentan con área de hospitalización. Su grado resolutivo es menor al de los Hospitales I.
- **Hospital I:** Estos centros brindan atención en consulta de varias especialidades, cuentan con emergencia, centro quirúrgico y hospitalización con 40 camas como máximo. En ellos se realizan operaciones de baja complejidad.
- **Hospital II:** Estos centros brindan atención en consulta de varias especialidades, cuentan con emergencia, centro quirúrgico y hospitalización con número de camas

superior a 40. En ellos se realizan operaciones de relativamente mediana complejidad.

- **Hospital III:** Estos centros brindan atención en consulta de varias especialidades y subespecialidades, cuentan con emergencia, centro quirúrgico y hospitalización mayor a 100 camas. En ellos se realizan operaciones de mediana complejidad y en ciertas circunstancias operaciones de alta complejidad, incluyendo operaciones de corazón.
- **Hospital IV:** Estos centros brindan atención en consulta de varias especialidades y subespecialidades, cuentan con emergencia, centro quirúrgico y hospitalización mayor a 300 camas. En ellos se realizan operaciones de alta complejidad: cardiológicas, neurológicas, entre otras, incluyendo transplantes. Realizan tratamientos de cáncer y otras enfermedades graves.

La red asistencial de ESSALUD cuenta con un total de 356 Centros Asistenciales, los cuales se encuentran detallados en el Anexo A, pudiendo resumirse de acuerdo a los tipos de Centros Asistenciales, en la tabla 6-1:

Tipo de Centro Asistencial	Cantidad
Posta Médica	201
Centro Médico	43
Policlínico	31
Hospital I	42
Hospital II	22
Hospital III	9
Hospital IV	8
Total	356

Tabla 6-1: Centros Asistenciales de ESSALUD

6.2 Análisis de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico existentes en los centros asistenciales

De acuerdo a la información recabada de la Sub Gerencia de Mantenimiento, detallada en el Anexo B, se ha determinado que ESSALUD cuenta con 116 Ecógrafos de Uso General y 7 Ecógrafos Doppler Color cuya distribución en el ámbito nacional se detalla en la tabla 6-2.

Organos Desconcentrados	Ecógrafo de uso general						Ecógrafo Doppler Color					
	B	R	M	IR	IB	T	B	R	M	IR	IB	T
Amazonas	3	-	-	-	-	3	-	-	-	-	-	0
Ancash	3	3	-	-	-	6	-	1	-	-	-	1
Apurímac	2	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	0
Arequipa	4	1	-	-	-	5	-	-	-	-	-	0
HN Alberto Seguí	1	1	-	-	1	3	1	-	-	-	-	1
Ayacucho	2	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	0
Cajamarca	1	-	1	-	-	2	-	-	-	-	-	0
Cusco	2	1	-	-	-	3	-	-	-	-	-	0
Huancavelica	2	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	0
Huánuco	3	-	-	-	-	3	-	-	-	-	-	0
Ica	3	2	-	-	-	5	-	1	-	-	-	1
Junín	2	3	-	-	-	5	-	-	-	-	-	0
La Libertad	1	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	0
HN Víctor Lazarte	1	1	-	-	1	3	-	-	-	-	-	0
Lambayeque	5	1	-	-	-	6	-	-	-	-	-	0
HN Almanzor Aguinaga	-	2	-	-	-	2	-	-	1	-	-	1
Lima	21	5	-	1	1	28	-	-	-	-	-	0
HN Edgardo Rebagliati	3	-	-	-	4	7	-	-	-	-	-	0
HN Guillermo Almenara	2	1	-	-	-	3	-	1	-	-	-	1
HN Alberto Sabogal	2	-	-	-	-	2	1	-	-	-	-	1
Loreto	2	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	0
Madre de Dios	1	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	0
Moquegua	2	1	-	-	-	3	-	-	-	-	-	0
Pasco	1	2	1	-	-	4	-	-	-	-	-	0

Organos Desconcentrados	Ecógrafo de uso general						Ecógrafo Doppler Color					
	B	R	M	IR	IB	T	B	R	M	IR	IB	T
Piura	2	1	1	-	-	4	-	-	-	-	-	0
Puno	1	1	-	-	-	2	-	1	-	-	-	1
San Martín	1	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	0
Tacna	1	-	1	-	-	2	-	-	-	-	-	0
Tumbes	1	-	-	-	1	2	-	-	-	-	-	0
Ucayali	2	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	0
	77	26	4	1	8	116	2	4	1	0	0	7

Estado Situacional B: Bueno, R: Regular, M: Malo, IR: Inoperativo por reparar, IB: Inoperativo para baja,

T: Total

Tabla 6-2: Estado situacional de los equipos de ultrasonido de diagnóstico de ESSALUD

Adicionalmente la antigüedad de los equipos se puede resumir en la tabla6-3.

Denominación	0 a 3 años	3 a 5 años	5 a 10 años	10 o más años
Ecógrafo de Uso General	58	3	47	8
Ecógrafo Doppler Color	4	-	3	-

Tabla 6-3: Antigüedad de los equipos de ultrasonido de diagnóstico

6.3 Tipos de sistemas de ultrasonido de diagnóstico

De acuerdo a las necesidades diagnósticas de los centros asistenciales, y dado que el ultrasonido de diagnóstico se ha constituido en el segundo examen diagnóstico después de los Rayos X, se ha determinado que a partir de los Policlínicos en adelante deben contar con sistemas de ultrasonido de diagnóstico, los cuales de acuerdo a su tecnología y sus modos y técnicas de exploración se han clasificado en:

- **Ecógrafo de Uso General:** Este equipo tiene características para atender la gran mayoría de exámenes de las capas primarias, principalmente exámenes modo B ginecológicos, obstétricos, abdominales y pediátricos. Cuenta con transductores para estos tipos de exámenes y tienen equipos periféricos para el registro de los

exámenes (video impresoras). Su aplicación es en centros asistenciales de todo nivel resolutivo a partir de Policlínicos.

- **Ecógrafo Doppler Color:** Este equipo tiene características para atender la gran mayoría de exámenes de las capas primarias empleando modo B y adicionalmente realizar exámenes hemodinámicos: estudios de irrigación de las extremidades, flujo en el cordón umbilical, vascularización de malformaciones y tumores entre otros. Cuenta con transductores capaces de realizar estudios modo B y Doppler color para exploraciones obstétricas, ginecológicas, prostáticas, partes blandas (mamá, tiroides), pediátricos y vasculares periféricos. Asimismo tiene equipos periféricos para el registro de los exámenes (video impresoras blanco y negro y a color). Su aplicación es en centros asistenciales del tipo Hospitales III y Hospitales IV, debido a que estos tienen un mayor resolutivo por lo que requieren exámenes más detallados por la complejidad de los casos que se presentan, además cuentan con personal capacitado para realizar este tipo de exámenes.
- **Ecógrafo Multifuncional:** Este equipo tiene características tecnológicas superiores al Ecógrafo Doppler Color debido a que aumenta el número de canales de procesamiento de señal y asimismo adiciona el modo tridimensional y el modo de imágenes armónicas para realizar exámenes especiales. Cuenta con transductores capaces de realizar estudios modo B, Doppler Color, Armónicos y Tridimensional para exploraciones obstétricas, ginecológicas, prostáticas, partes blandas (mamá, tiroides), pediátricos, vasculares periféricos y neonatales. Asimismo tiene equipos periféricos para el registro de los exámenes (video impresoras blanco y negro y a color, disquetera de discos magnético). Su aplicación es en centros asistenciales

del tipo Hospitales IV, debido a que estos son los centros de referencia de ESSALUD y atienden todos aquellos casos que no se pueden resolver en los otros centros asistenciales de menor nivel resolutivo, además cuentan con personal capacitado para realizar este tipo de exámenes y constituyen centros de capacitación.

Con estos tres tipos de sistemas de ultrasonido de diagnóstico se ha pensado resolver las necesidades de las áreas de ecografía de los diferentes centros asistenciales de ESSALUD.

6.4 Determinación de la necesidad de equipamiento de Essalud

Desde el año 1998 ESSALUD ha desarrollado una política de mejora del equipamiento biomédico de sus centros asistenciales, es de esta manera que en los últimos años se han adquirido sistemas de ultrasonido de diagnóstico, por medio de diversos procesos de adquisición. Estas adquisiciones han permitido renovar una cantidad considerable de equipos, muchos de los cuales se encontraban operando con mínima resolución y con transductores en mal estado. La cantidad de equipos adquiridos se indica en la tabla 6-4.

Tipo de Equipo	Proceso de Adquisición	Cantidad	Precio Unitario (\$)	Precio Total (\$)
Ecógrafo de Uso General	LPO32-99	3	34,600.00	103,800.00
	LP027-99	3	38,500.00	115,500.00
	AD148-99	1	26,974.00	26,974.00
	LP038-99	6	31,000.00	186,000.00
	LP071-99	1	27,600.00	27,600.00
	AD241-00	1	24,000.00	24,000.00
	AD181-00	1	26,974.80	26,974.80
	LP281-00	30	21,400.00	642,000.00
Ecógrafo Doppler Color	LPO32-99	1	108,000.00	108,000.00
		47		1,260,848.80

Tabla 6-4: Equipos de ecografía adquiridos por ESSALUD

Fuente: Gerencia Central de Logísticas

A pesar de las inversiones realizadas existe carencia de estos equipos dentro de la Institución, y además dentro del proceso de estandarización del equipamiento hospitalario se ha determinado que de acuerdo a su nivel resolutivo los centros asistenciales deben contar con las cantidades de equipos señaladas en la tabla 6-5.

Tipo de Centro Asistencial	Ecógrafo de Uso General	Ecógrafo Doppler Color	Ecógrafo Multifuncional
Policlínico	1		
Hospital I	1		
Hospital II	2		
Hospital III	1	1	
Hospital IV	1	2	1

Tabla 6-5: Estandarización del equipamiento de los centros asistenciales

Esta estandarización esta sujeta a la capacidad de la Infraestructura existente de los Centros Asistenciales, lo que puede modificar las cantidades señaladas en la tabla precedente.

Teniendo en consideración estos aspectos así como el proceso de reposición de equipos en mal estado o inoperativos se determina que la necesidad actual de sistemas de ultrasonido de diagnóstico es: 27 Ecógrafos de Uso General, 13 Ecógrafos Doppler Color y 8 Ecógrafos Multifuncionales, cuya distribución se detalla en la tabla 6-6.

ORGANO DESCONCENTRADO	DEMANDA			OFERTA		NECESIDAD ACTUAL		
	EUG	EDC	EMF	EUG	EDC	EUG	EDC	EMF
Amazonas	3	-	-	3	-	-	-	-
Ancash	4	1	-	6	1	-	-	-
Apurímac	3	-	-	2	-	1	-	-

ORGANO DESCONCENTRADO	DEMANDA			OFERTA		NECESIDAD ACTUAL		
	EUG	EDC	EMF	FUG	EDC	EUG	EDC	EMF
Arequipa	7	2	1	8	1	-	1	1
Ayacucho	2	-	-	2	-	-	-	-
Cajamarca	3	-	-	2	-	1	-	-
Cusco	8	1	1	3	-	5	1	1
Huancavelica	2	-	-	2	-	-	-	-
Huánuco	3	-	-	3	-	-	-	-
Ica	6	1	-	5	1	1	1	-
Junín	7	1	1	5	-	2	1	1
La Libertad	6	1	1	4	-	2	1	1
Lambayeque	10	1	1	8	1	2	-	1
Lima	34	5	3	40	2	-	3	3
Loreto	1	1	-	2	-	-	1	-
Madre de Dios	1	-	-	1	-	-	-	-
Moquegua	4	-	-	3	-	1	-	-
Pasco	4	-	-	4	-	-	-	-
Piura	7	1	-	4	-	3	1	-
Puno	7	2	-	2	1	5	2	-
San Martín	5	-	-	1	-	4	-	-
Tacna	2	1	-	2	-	-	1	-
Tumbes	1	-	-	2	-	-	-	-
Ucayali	2	-	-	2	-	-	-	-
						27	13	8

Tabla 6-6: Requerimiento actual de equipos de ecografía

6.5 Estudio del mercado nacional

En el mercado nacional existen empresas dedicadas a la venta de equipos de ultrasonido de diagnóstico, existiendo diversos modelos, desde portátiles hasta especializados (Ecocardiógrafo, Ecógrafos oculares entre otros). Para el caso de los equipos definidos para el área de ecografía de los centros asistenciales de ESSALUD se tienen en la tabla 6-7 las empresas con los tipos de equipos que proveen.

Empresa Proveedorora	Marca	Ecógrafo de Uso General	Ecógrafo Doppler Color	Ecógrafo Multifuncional
C y E Medica	General Electric	✓	✓	✓
Central de Diagnóstico Imágenes	Medison	✓	✓	✓
COMSA	Toshiba	✓	✓	✓
Electromédica Peruana	Shimadzu	✓		
Philips Peruana	ATL		✓	✓
	Philips	✓		
Porstec	Esaote	✓	✓	✓
Siemens Perú	Siemens	✓	✓	✓
	Acuson		✓	✓
Tecnasa	Aloka	✓	✓	✓

Tabla 6-7: Empresas proveedoras de equipos de ecografía

Asimismo de acuerdo a las especificaciones técnicas, que se detallan en el siguiente acápite, de los equipos requeridos por ESSALUD, la Gerencia Central de Logística ha solicitado el precio referencial de los mismos a cada empresa, determinándose el precio referencial de cada equipo:

Denominación	Precio referencial (\$)
Ecógrafo de Uso General	30,000.00
Ecógrafo Doppler Color	145,000.00
Ecógrafo Multifuncional	320,000.00

Tabla 6-8: Precio referencial de los equipos

Fuente: Gerencia Central de Logística

6.6 Especificaciones técnicas de los equipos de acuerdo a su tipo

Una vez adquirido el conocimiento de la tecnología de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico, se procedió a definir las características técnicas de cada tipo de equipo, este conjunto de características se han denominado especificaciones técnicas.

Para la elaboración de estas especificaciones técnicas se ha tomado en cuenta:

- Normatividad vigente de ESSALUD, que determina que las especificaciones técnicas no pueden estar sesgadas a marca alguna y deben permitir la participación de tres marcas como mínimo.
- Ley de Contrataciones y Adquisiciones del Estado y su Reglamento
- Avances tecnológicos de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico
- Catálogos proporcionados por las empresas proveedoras.
- Necesidad de los usuarios de cada tipo de equipos.

En las siguientes 5 hojas se adjuntan las especificaciones diseñadas para la adquisición de los equipos de ecografía de ESSALUD:

Estas especificaciones técnicas son constantemente revisadas y actualizadas, debido a que los sistemas de ultrasonido de diagnóstico están evolucionando continuamente.

En el Anexo C se muestran los cuadros comparativos del cumplimiento de las especificaciones técnicas de las principales marcas del mercado.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

DENOMINACION DEL EQUIPO : ECÓGRAFO DE USO GENERAL

UNIDADES FUNCIONALES : ECOGRAFÍA

PACIENTES : ADULTOS / NIÑOS

A GENERALES

- A01 EMPOTRADO EN COCHE MOVIL DE FABRICANTE
- A02 MONITOR DE 12 PULGADAS O MÁS.
- A03 TECLADO ALFA NUMÉRICO
- A04 DOS O MÁS PUERTOS DE CONEXIÓN PARA TRANSDUCTORES

B TRANSDUCTORES

(SE ACEPTARA RANGOS DE FRECUENCIA MAYORES A LOS SOLICITADOS O AQUELLOS COMPRENDIDOS DENTRO DE LA TOLERANCIA DE +0.5 MHz EN EL LÍMITE INFERIOR Ó -0.5 MHz EN EL LÍMITE SUPERIOR)

- B01 TRES (03) TRANSDUCTORES MULTIFRECUENCIALES INDICADOS EN B02, B03 Y B04.
- B02 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 2.5 A 5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 40 y 60 mm.
- B03 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO LINEAL DE 5.5 A 10 MHz, CON LONGITUD DEL ARREGLO ENTRE 35 y 60 mm.
- B04 UN (01) TRANSDUCTOR TRANSVAGINAL DE ARREGLO CONVEXO DE 5 A 7.5 MHz CON ÁNGULO DE APERTURA MAYOR O IGUAL A 120 GRADOS.

C MODOS DE EXPLORACIÓN

- C01 DOS MODOS DE EXPLORACION SIMPLES E INDEPENDIENTES: B Y M.
- C02 DOS MODOS DE EXPLORACION COMBINADOS: B/B Y B/M.

D PROGRAMAS

- D01 MEDICIÓN DE LONGITUD, CIRCUNFERENCIA, AREA, VOLUMEN.
- D02 PAQUETE OBSTÉTRICO CON CALCULOS FETALES: DIAMETRO BIPARIETAL BPD, LONGITUD DE FEMUR, FL, LONGITUD CRANEO-NALGA CRL, CIRCUNFERENCIA DE CABEZA HC, CIRCUNFERENCIA ABDOMEN CA.
- D03 REVISIÓN CINEMATOGRÁFICA NO MENOR A 60 CUADROS

E PERIFÉRICOS

- E01 VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO DE 508 LINEAS x 1024 PUNTOS O MÁS, CON DENSIDAD DE PUNTOS MAYOR A 10 Ptos / mm.

F ACCESORIOS

- F01 INTERRUPTOR DE PEDAL
- F02 SOPORTE PARA CABLES DE TRANSDUCTORES
- F03 UN (01) FRASCO DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 250mL.
- F04 UN (01) RECIPEENTE DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 5 LITROS.
- F05 DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA
- F06 UN (01) ESTABILIZADOR DE ESTADO SÓLIDO CON LÍNEA A TIERRA, PRECISIÓN DE VOLTAJE DE SALIDA MENOR O IGUAL A +/- 3% Y POTENCIA SUPERIOR EN 25 % O MÁS LA POTENCIA NOMINAL DEL EQUIPO.

G REQUERIMIENTO DE ENERGÍA

- G01 220 V ó 230V / 60Hz.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

DENOMINACION DEL EQUIPO: ECÓGRAFO DOPPLER COLOR

UNIDADES FUNCIONALES : ECOGRAFÍA

PACIENTES : ADULTOS / NIÑOS

A GENERALES

- A01 EMPOTRADO EN COCHE MOVIL DE FABRICANTE
- A02 MONITOR DE 14 PULGADAS O MÁS.
- A03 FORMACIÓN DIGITAL DEL HAZ ULTRASÓNICO.
- A04 190 O MÁS CANALES DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL
- A05 TRES O MÁS PUERTOS DE CONEXIÓN PARA TRANSDUCTORES
- A06 DICOM 3.0

B TRANSDUCTORES

(SE ACEPTARA RANGOS DE FRECUENCIA MAYORES A LOS SOLICITADOS O AQUELLOS COMPRENDIDOS DENTRO DE LA TOLERANCIA DE +0.5 MHz EN EL LÍMITE INFERIOR Ó -0.5 MHz EN EL LÍMITE SUPERIOR)

- B01 CINCO (05) TRANSDUCTORES MULTIFRECUENCIALES INDICADOS EN B02 , B03 , B04, B05 Y B06.
- B02 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 2.5 A 4.5-MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 40 Y 60 mm.
- B03 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 5.2 A 7.5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA NO MAYOR A 40 mm.
- B04 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO LINEAL DE 5.5 A 10.5 MHz, CON LONGITUD DEL ARREGLO ENTRE 30 Y 60 mm.
- B05 UN (01) TRANSDUCTOR TRANSVAGINAL DE ARREGLO CONVEXO DE 4.5 A 8 MHz CON ÁNGULO DE APERTURA NO MENOR A 120 GRADOS.
- B06 UN (01) TRANSDUCTOR TRANSRECTAL DE 6 A 7.5 MHz.

C MODOS DE EXPLORACIÓN

- C01 B , B/M
- C02 DOPPLER ESPECTRAL
- C03 DOPPLER COLOR
- C04 TRIPLEX
- C05 VISUALIZACIÓN A COLOR DE VASOS DE FLUJO LENTO INDEPENDIENTEMENTE DEL ANGULO DE EXPLORACION (POWER ANGIO, ANGIO COLOR, etc.)
- C06 IMÁGENES ARMONICAS TISULARES

D PROGRAMAS

- D01 MEDICIÓN DE LONGITUD, CIRCUNFERENCIA, AREA, VOLUMEN, FLUJO, LATIDOS CARDIACOS.
- D02 SOFTWARE DE APLICACIÓN, REPORTES: OBSTÉTRICOS, GINECOLÓGICOS.
- D03 REVISIÓN CINEMATOGRAFICA NO MENOR A 200 CUADROS BLANCO Y NEGRO.
- D04 LÍNEA GUÍA DE BIOPSIA.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

DENOMINACION DEL EQUIPO : ECÓGRAFO DOPPLER COLOR

UNIDADES FUNCIONALES : ECOGRAFÍA

PACIENTES : ADULTOS / NIÑOS

E PERIFÉRICOS

E01 VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO DE 508 LINEAS x 1024 PUNTOS O MÁS, CON DENSIDAD DE PUNTOS MAYOR A 10 Ptos / mm.

E02 VIDEO IMPRESORA A COLOR CON MEMORIA PARA CUATRO CUADROS, RESOLUCION HORIZONTAL MAYOR O IGUAL A 700 LINEAS, FORMATO A5.

E03 SISTEMA DE ALMACENAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES EN DISCO DURO.

F ACCESORIOS

F01 ADAPTADORES DE PUNCIÓN SEGÚN TRANSDUCTORES SOLICITADOS.

F02 INTERRUPTOR DE PEDAL

F03 UN (01) FRASCO DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 250mL.

F04 UN (01) RECIPIENTE DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 5 LITROS.

F05 DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO.

F06 DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA A COLOR.

F07 UN (01) ESTABILIZADOR DE ESTADO SÓLIDO CON LÍNEA A TIERRA, PRECISIÓN DE VOLTAJE DE SALIDA MENOR O IGUAL A +/- 3% Y POTENCIA SUPERIOR EN 25 % O MÁS LA POTENCIA NOMINAL DEL EQUIPO.

G REQUERIMIENTO DE ENERGÍA

G01 220 V ó 230V / 60Hz.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

DENOMINACION DEL EQUIPO : ECÓGRAFO MULTIFUNCIONAL

UNIDADES FUNCIONALES : ECOGRAFÍA

PACIENTES : ADULTOS / NIÑOS

A GENERAL

- A01 EMPOTRADO EN COCHE MÓVIL DEL FABRICANTE.
- A02 MONITOR A COLOR DE 14 PULGADAS O MÁS.
- A03 FORMACIÓN DIGITAL DE HAZ ULTRASÓNICO.
- A04 512 O MÁS CANALES DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL.
- A05 CONVERTORES A/D DE 10 BITS O SUPERIOR.
- A06 TRES O MÁS PUERTOS DE CONEXIÓN PARA TRANSDUCTOR.
- A07 DICOM 3.0

B TRANSDUCTORES

(SE ACEPTARA RANGOS DE FRECUENCIA MAYORES A LOS SOLICITADOS O AQUELLOS COMPRENDIDOS DENTRO DE LA TOLERANCIA DE +0.5 MHz EN EL LÍMITE INFERIOR Ó -0.5 MHz EN EL LÍMITE SUPERIOR)

- B01 SEIS (06) TRANSDUCTORES MULTIFRECUENCIALES INDICADOS EN B02, B03, B04, B05, B06 Y B07.
- B02 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 2 A 5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 40 Y 60 mm.
- B03 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 4.5 A 7.5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 30 Y 50 mm.
- B04 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO LINEAL DE 6 A 12.5 MHz, CON LONGITUD ENTRE 30 Y 45 mm.
- B05 UN (01) TRANSDUCTOR TRANSVAGINAL DE ARREGLO CONVEXO DE 5 A 7.5 MHz CON ÁNGULO DE APERTURA NO MENOR A 120°
- B06 UN (01) TRANSDUCTOR INTRACAVITARIO DE 6 A 7.5 MHz PARA USO TRANSRECTAL.
- B07 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO DE FASE DE 4.5 A 7.5 MHz, NEONATAL.

C MODOS Y TÉCNICAS DE EXPLORACIÓN

- C01 B, B/M.
- C02 DOPPLER ESPECTRAL
- C03 DOPPLER COLOR
- C04 TRIPLEX
- C05 VISUALIZACIÓN A COLOR DE VASOS DE FLUJO LENTO INDEPENDIENTEMENTE DEL ANGULO DE EXPLORACION (POWER ANGIO, ANGIO COLOR, etc.)
- C06 IMÁGENES ARMONICAS TISULARES
- C07 IMÁGENES ARMONICAS DE CONTRASTE
- C08 IMÁGENES PANORÁMICAS
- C09 TRIDIMENSIONAL EN VOLUMEN Y VASCULAR.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

DENOMINACION DEL EQUIPO : ECOGRAFO MULTIFUNCIONAL

UNIDADES FUNCIONALES : ECOGRAFIA

PACIENTES : ADULTOS / NIÑOS

D PROGRAMAS

D01 SOFTWARE DE APLICACIÓN, REPORTE: OBSTÉTRICOS COMPLETOS, GINECOLOGICOS, UROLOGICOS.

D02 REVISIÓN CINEMATOGRAFICA (CINE LOOP) NO MENOR A 500 CUADROS BLANCO Y NEGRO.

D03 LÍNEA GUÍA PARA BIOPSIA.

E PERIFÉRICOS

E01 VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO DE 508 LINEAS x 1024 PUNTOS O MÁS, CON DENSIDAD DE PUNTOS MAYOR A 10 Ptos / mm.

E02 VIDEO IMPRESORA A COLOR CON MEMORIA PARA CUATRO CUADROS, RESOLUCION HORIZONTAL MAYOR A 700 LINEAS, FORMATO A5.

E03 VIDEO GRABADORA SUPER-VHS (NTSC).

E04 SISTEMA DE ALMACENAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES EN DISCO DURO Y DISCO ÓPTICO MAGNETICO.

F ACCESORIOS

F01 ADAPTADORES DE PUNCIÓN SEGÚN TRANSDUCTORES SOLICITADOS.

F02 INTERRUPTOR DE PEDAL.

F03 DIEZ (10) DISCOS OPTICOS DE 540 MB.

F04 UN (01) FRASCO DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 250mL.

F05 UN (01) RECIPEENTE DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 5 LITROS.

F06 DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO.

F07 DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA A COLOR.

F08 UN (01) UPS CON SISTEMA AC/DC/DC/AC (RECTIFICADOR / CHOPPER-BATERIA / INVERSOR) Y TRANSFORMADOR DE BAJA IMPEDANCIA EN LA SALIDA, VOLTAJE DE ENTRADA : 220V +/- 10%, VOLTAJE DE SALIDA : 220V +/- 3%, CAPACIDAD EN LA SALIDA : MAYOR O IGUAL A 1.8 KVA, AUTONOMÍA DE BATERÍA : MINIMO 10 MINUTOS A CARGA MAXIMA.

G REQUERIMIENTO DE ENERGÍA

G01 220 V o 230V / 60 Hz

6.7 Adquisición de los equipos

6.7.1 Inversión a realizar

Se puede determinar la inversión total a realizar, debido a que se tiene conocimiento de la necesidad actual de equipos y el precio referencial de los mismos, tal como se detalla en la tabla 6-9:

Denominación	Cnt.	Precio Referencial (\$)	Monto total (\$)
Ecógrafo de Uso General	27	30,000.00	810,000.00
Ecógrafo Doppler Color	13	145,000.00	1,885,000.00
Ecógrafo Multifuncional	8	320,000.00	2,560,000.00
TOTAL:			5,255,000.00

Tabla 6-9: Inversión total

6.7.2 Consideraciones para la adquisición

Dentro del proceso de adquisición se elaboran las bases administrativas del mismo, con la finalidad de garantizar una óptima compra y un buen servicio post-venta se incluyen las siguientes consideraciones:

- **Capacitación:** Por cada tipo de equipo la empresa proveedora debe realizar la capacitación de los usuarios por un periodo no menor a cinco días en cada lugar de destino de los equipos, asimismo debe realizar la capacitación en servicio técnico dirigido a los ingenieros de mantenimiento de cada centro asistencial, el mismo que tendrá una duración de cinco días.
- **Garantía:** Todos los equipos a adquirirse deben tener una garantía de 3 años, la misma que debe garantizar el correcto funcionamiento de los equipos por ese periodo, en caso contrario la empresa debe solucionar el inconveniente en el menor tiempo, y de ser una falla grave cambiar el equipo.

- **Mantenimiento:** Las empresas proveedoras deben presentar el programa de mantenimiento preventivo por un periodo de tres años. Este programa debe ser remitido de fábrica y debe detallar las actividades a realizar, el tiempo de realización y los instrumentos y herramientas a emplear.
- **Manuales:** A la entrega de cada equipo el proveedor debe entregar un juego de manuales de operación y de servicio técnico originales en idioma inglés y su respectiva traducción.
- **Repuestos:** El fabricante debe emitir un compromiso de provisión de repuestos del equipo vendido, por un periodo no menor a diez años.

6.8 Mantenimiento de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico

El mantenimiento de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico es un proceso vital para asegurar una buena performance de los mismos durante su periodo de vida útil. En ESSALUD se ha catalogado dos tipos de mantenimiento: el mantenimiento preventivo y el mantenimiento correctivo.

6.8.1 Mantenimiento preventivo

El mantenimiento preventivo es el que se realiza con la finalidad de prevenir el malfuncionamiento de los equipos en general, los diferentes centros asistenciales han contratado empresas de mantenimiento que tienen dentro de su cobertura los sistemas de ultrasonido de diagnóstico que se encuentran fuera de su periodo de garantía. Los equipos que aún se encuentran dentro de su periodo de garantía son atendidos directamente por la empresa proveedora.

Debido a la diversidad de marcas de sistemas de ultrasonido existentes en ESSALUD, se ha estandarizado las actividades que deben ejecutar los técnicos para el

mantenimiento preventivo, las mismas que se detallan en la tabla 6-10, y en la tabla 6-11 se detallan los insumos y repuestos a emplear en estas actividades.

ITEM	ACTIVIDAD DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO	Frecuencia de Actividades		
		Técnico. Electromédico		
		Frec	Horas	Nivel Téc.
01	Revisión y limpieza de estructura y superficie externa de componentes del sistema: Sistema de distribución de poder (fuente de poder). Consola de operación, computadora, sistema de procesamiento de imagen, transductores.	T	1	TB
02	Revisión y limpieza de todos los cables de interconexión entre sistemas que se encuentren en perfecto estado, no presentan roturas, así como la compensación de tracción y la instalación correcta.	T	1	TB
03	Revisión y limpieza de estructura interna de sistema de distribución de poder, procesamiento digital de imagen, controles de mando.	T	2	TA TB
04	Revisión y limpieza de estructura interna de Monitor.	T	1	TA
05	Revisión y limpieza de estructura interna de vídeo impresora.	T	1	TA
06	Revisión de seguridad eléctrica según tipo de equipamiento.	T	1	TA
07	Revisión, calibración y/o ajustes de funcionamiento y operación de todo los componentes del sistema, según instrucciones y/o protocolo de pruebas del fabricante.	Sm	8	TE TA
	Tiempo promedio estimado en horas/hombre al año por TE: 16			
	Tiempo promedio estimado en horas/hombre al año por TA: 36			
	Tiempo promedio estimado en horas/hombre al año por TB: 16			
D = Diario S = Semanal M = Mensual T = Trimestral Sm = Semestral A = Anual N = indeterminado				
AU = Antes de usar DEU = Durante el uso DU = Después del uso del equipo				
Nivel técnico: TE = Tec. Especialista TA = Tec. A TB = Tec. B				

Tabla 6-10: Actividades estandarizadas de mantenimiento preventivo

Frec	Cant.	Unid.	Repuestos y Materiales
T	02	Und	Frasco Spray Silicona
T	02	Und	Frasco Spray de Limpieza Electrónico
T	04	Mt	Franela
T	01	Kgr	Trapo Industrial
D = Diario M=Mensual S=Semanal T=Trimestral Sm = Semestral A=Anual N=Indeterminado DU= Después de Uso			

Tabla 6-11: Relación de insumos y repuestos necesarios para las actividades de mantenimiento preventivo.

6.8.2 Mantenimiento correctivo

El mantenimiento correctivo es el que se realiza con la finalidad de corregir las deficiencias de funcionamiento de los equipos en general, para la realización de este tipo de mantenimiento se contratan empresas especializadas, en el caso que los sistemas de ultrasonido de diagnóstico se encuentran fuera de su periodo de garantía. Los equipos que aún se encuentran dentro de su periodo de garantía son atendidos directamente por la empresa proveedora como parte del cumplimiento de la garantía.

En la actualidad dado el alto grado de integración de los circuitos electrónicos y el empleo de tarjetas multicapas, el mantenimiento correctivo consiste en reemplazar tarjetas electrónicas, transductores y/o módulos.

Para poder determinar la causa del malfuncionamiento de los sistemas de ultrasonido se debe seguir el siguiente procedimiento:

- Determinar el tipo de falla:
 - Falla en la imagen ultrasónica con cualquier modo de representación.
 - Falla en la representación de caracteres o gráficos.
 - Falla en el tiempo de sincronización o en el monitor.
 - Falla en la función u operación general
 - Falla en la fuente de energía, grabación o panel de control.
 - Falla en el transductor.
- Una vez determinada el tipo de falla, verificar en el manual de servicio las tarjetas o módulos involucrados en la misma.
- Verificar el funcionamiento de los transductores, empleando un simulador de prueba (fantomas)

- Verificar los valores de voltajes y formas de ondas de las tarjetas involucradas con el osciloscopio y/o multímetro.
- Emitir reporte señalando los componentes a reemplazar.

6.8.3 Herramientas e instrumentos necesarios para el mantenimiento

A continuación se detalla la relación de herramientas e instrumentos necesarios para la realización de los trabajos de mantenimiento preventivo y/o correctivo:

1. Osciloscopio de 100MHz
2. Multímetro
3. Fuente de alimentación DC, 15V-1A y 5V-0.2A
4. Analizador de seguridad eléctrica
5. Tarjeta de extensión
6. Simulador de prueba (fantomas)
7. Juego de desarmadores estrellas y planos
8. Alicates de punta y de corte
9. Perilleros
10. Laves Allen milimétricas y en pulgadas.
11. Cuchilla
12. Cautil
13. Pulseras antiestáticas

6.8.4 Precauciones para el mantenimiento

Para realizar el mantenimiento de todo equipo biomédico es necesario tomar precauciones de diferente índole, las mismas que se detallan a continuación:

- **Precauciones contra peligros eléctricos**

- Asegurarse de desconectar el equipo antes de proceder a desmontarlo.
- Asegurarse de desactivar la energía del equipo cuando retire partes eléctricas tales como tarjetas, transductores y cables.
- **Precauciones para la seguridad eléctrica**
 - Verificar que el equipo tenga conexión a tierra.
 - Asegurarse de la correcta conexión a tierra y ajuste de los tornillos, la omisión de ello puede causar fugas de corriente, lo cual puede producir descarga eléctrica en el paciente.
- **Precauciones contra peligros mecánicos**
 - Al momento de desmontar el equipo emplear guantes para proteger las manos.
 - Usar únicamente las herramientas apropiadas al trabajo a realizar.
 - Asegurarse de realizar el procedimiento de desmontaje señalado en el manual.
- **Precauciones para mantener la seguridad mecánica**
 - Al ensamblar el equipo, revisar que cada parte se encuentre correctamente ajustada.
 - Usar solamente tuercas y tornillos apropiados, el uso de otros no solo afectaría el rendimiento mecánico, sino también el rendimiento eléctrico.
- **Precauciones contra contagio de gérmenes**
 - .Si se debe revisar un equipo que usa transductores intracorporales (transrectales, transvaginales, transesofágicos, etc.) que necesitan esterilización, se debe tener especial cuidado de proteger las manos contra los gérmenes.
 - Tener cuidado de no tocar directamente componentes que tengan polución de gérmenes.

- Las herramientas empleadas en estos equipos deben ser esterilizadas.
- **Precauciones en la manipulación de tarjetas**
 - .Los componentes no deben ser tocados a menos que sea totalmente necesario.
 - Un circuito integrado o componente que es ensuciado al ser tocado con las manos puede sufrir corrosión. Además partículas extrañas tales como polvo fino de soldadura, pueden ser la causa que los pines del componente se cortocircuiten.
- **Precauciones durante el proceso de reparación**

Para prevenir un nuevo problema (falla secundaria) en el proceso de localización de fallas, el personal a cargo debe tomar las siguientes precauciones:

 - Nunca retire partes del sistema eléctrico, sin antes haber desactivado la energía del equipo.
 - Usar solamente herramientas e instrumentos apropiados para cada caso.
 - Para conectar a tierra un instrumento de medición, es necesario determinar en que etapa se ubica la señal para que la conexión a tierra sea apropiada: analógico, digital, corriente alterna o directa, alto o bajo voltaje.
 - Determinar la ubicación de los circuitos de alto voltaje, para evitar dañar dicho circuito, el instrumento o el operador.

CONCLUSIONES

- El conocimiento de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico ha permitido estandarizar los procedimientos del mantenimiento preventivo y correctivo de los mismos.
- Se ha reducido el costo del mantenimiento debido a que ahora ESSALUD cuenta con personal especializado que puede determinar las fallas de los equipos y determinar la solución de las mismas.
- Se ha revertido la tendencia de una década atrás, mejorando el grado de operatividad de los sistemas de ultrasonido de diagnóstico, gracias a un adecuado mantenimiento preventivo.
- La estandarización de los sistemas a adquirir ha permitido obtener un mayor costo-beneficio para la institución, porque actualmente se adquieren equipos modernos y de calidad.
- El constante estudio de estas tecnologías permitirá que ESSALUD logre la vanguardia en equipamiento biomédico en el ámbito nacional, beneficiando sustancialmente a los asegurados con atención de calidad.
- Gracias a las obligaciones que contraen las empresas proveedoras al vender sus equipos, se ha logrado capacitar a los usuarios en el correcto uso de los equipos y al personal de mantenimiento en el servicio técnico de los mismos.

- Existe la necesidad que las universidades peruanas implementen la Ingeniería Biomédica dentro de sus currículas. Son las Facultades de Ingeniería Electrónica las llamadas a liderar dicha implementación.

ANEXO A
INFRAESTRUCTURA ASISTENCIAL DE ESSALUD

Infraestructura Asistencial de EsSalud

Amazonas

1	El Buen Samaritano (Ex-Bagua Grande)	H - I	14	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R
2	Heroes del Cenepa (Ex. Bagua Chica)	H - I	01	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
3	Higos Urco (Ex Chachapoyas)	H - I	01	ESSALUD	Noble	2	B	B	R	B	B
4	Lamud	PM	10	Alquilado	Noble	2 (*)	B	B	R	R	R
5	Lonya Grande	PM	12	Alquilado	Noble	2 (*)	B	B	B	B	B
6	Ocalli	PM	15	Alquilado	Adobe	1	R	R	B	R	R
7	Pedro Ruiz Gallo	PM	20	Alquilado	Adobe	2	R	R	B	B	R
8	Pomacochas	PM	03	Alquilado	Noble	3 (*)	B	B	B	B	B
9	Rodriguez de Mendoza	PM	12	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
10	Santa Maria Nieva	PM	01	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B

Ancash

11	Chimbote	H - III	37	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	R	B
12	Huaraz	H - II	27	ESSALUD	Noble	2	B	B	R	R	B
13	Cono Sur	H - I	12	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	B	B
14	Caraz	CM	18	Alquilado	Noble	2	R	B	B	R	R
15	Carhuaz	CM	27	ESSALUD	Noble	2	R	B	R	B	B
16	Casma	CM	12	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
17	Coishco	CM	13	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R
18	Huari	CM	21	ESSALUD	Noble	2	R	R	R	R	R
19	Huarmey	CM	16	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	R	R
20	Sihuas	CM	31	Alquilado	Adobe	2	R	R	R	R	R
21	Cabana	PM	05	Convenio	Adobe	2 (*)	B	B	B	B	B
22	Conchucos	PM	41	Convenio	Adobe	1	M	M	M	M	M
23	Pallasca	PM	06	Alquilado	Noble	1	R	R	R	B	R
24	Pampas	PM	40	Alquilado	Adobe	2	M	M	M	M	M
25	Piscobamba	PM	16	Alquilado	Adobe	1	R	B	R	R	R
26	Pomabamba	PM	33	Alquilado	Adobe	2	R	R	R	R	R
27	San Jacinto	PM	11	Alquilado	Noble	2 (*)	B	B	R	B	R
28	Sider Perú	PM	16	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
29	Yungay	PM	11	Alquilado	Noble	1	R	B	R	R	R

Apurimac

30	Abancay	H - II	14	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	R	B
31	Andahuaylas	H - I	18	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	R	B
32	Antabamba (Ax Chalhuanca)	PM	02	Convenio	Noble	2 (*)	B	B	B	B	B
33	Chalhuanca	PM	04	ESSALUD	Adobe	1	B	B	R	R	R
34	Chincheros	PM	04	ESSALUD	Adobe	1	B	B	B	B	B
35	Chuquibambilla	PM	03	ESSALUD	Adobe	1	B	B	B	R	B
36	Curahuasi	PM	02	ESSALUD	Adobe	1	B	B	R	B	B
37	Tambobamba	PM	04	Convenio	Noble	2 (*)	R	R	R	R	R
38	Uripa (Ax Chincheros)	PM	03	ESSALUD	Adobe	1	B	B	R	R	R

(*) P.M. ocupa un nivel

ARQ. = Arquitectura
ESTR. = Estructura
I.S. = Instalaciones Sanitarias
I.E. = Instalaciones Eléctricas
E.G.A. = Equipo General

B = Bueno (Las condiciones son satisfactorias)
R = Regular (Requiere trabajos de menor cuantía para recuperar su estado normal)
M = Malo (Condiciones deplorables, exigen trabajos de monto mayor)

Infraestructura Asistencial de EsSalud

Arequipa

39	HN Carlos Seguin Escobedo - Sector Basico	H - IV	57	ESSALUD	Noble	3	M	R	R	R	R
	Sector Especializado		26	ESSALUD	Noble	8	B	B	R	B	B
40	Yanahuara	H-III	05	ESSALUD	Noble	2	R	B	B	B	B
41	Manuel Torres Muñoz (Mollendo) - Integrado	H - II	33	Convenio	Noble	4	R	R	B	R	R
42	Edmundo Escomel	H - I	03	ESSALUD	Noble	3	R	B	B	B	B
43	Samuel Pastor (Camaná)	H - I	01	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
44	Metropolitano	Polic	19	ESSALUD	Noble	4 (*)	B	B	B	B	B
45	Meliton Salas Tejada	CM	16	Convenio	Noble	1	B	R	R	R	R
46	Acarí	PM	06	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
47	Aplao	PM	13	Alquilado	Noble	2	R	B	R	B	R
48	Atico	PM	13	Convenio	Noble	1	B	R	R	B	R
49	Caravelí	PM	11	Alquilado	Noble	1	B	B	R	B	B
50	Chala	PM	21	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
51	Chivay	PM	19	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
52	Chucarapi	PM	31	Convenio	Noble	1	R	B	R	R	R
53	Chuquibamba	PM	10	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
54	Cono Norte	PM	08	Alquilado	Noble	1	B	B	B	B	B
55	Corire	PM	11	Alquilado	Noble	1	B	R	B	B	B
56	Cotahuasi	PM	14	Alquilado	Noble	2	R	R	R	R	R
57	Huayco Leticia	PM	09	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
58	Hunter	PM	06	Alquilado	Noble	1	B	R	R	R	R
59	La Joya	PM	07	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
60	Matarani	PM	11	Alquilado	Noble	1	R	R	B	B	R
61	Ramiro Priale (Pedregal)	PM	10	Convenio	Noble	1	R	R	B	B	R
62	Santa Rita de Sihuas	PM	08	Convenio	Noble	1	R	R	B	B	R
63	Sihuas (Autodema) (Ax Pedregal)	PM	20	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
64	Vitor	PM	09	ESSALUD	Noble	1	R	M	B	B	R
65	Yura (A cargo Cemento Yura)	PM	40	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R

Ayacucho

66	Huamanga	H - II	13	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
67	Cangallo	PM	80	Alquilado	Adobe	1	R	R	M	R	R
68	Huancasancos	PM	03	Alquilado	Noble	1	B	B	B	B	B
69	Huanta	PM	07	ESSALUD	Noble	1	R	R	B	B	R
70	Mariscal Llerena (Ax H II Huamanga)	PM	150	Alquilado	Adobe	2	R	R	R	R	R
71	San Francisco	PM	15	Alquilado	Noble	2	R	R	M	M	M
72	San Miguel	PM	09	Alquilado	Adobe	2	R	R	R	R	R
73	Vilcashuaman	PM	05	Alquilado	Adobe	2	M	M	R	R	M

Cajamarca

74	Cajamarca	H - II	14	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	B	R
75	Policlinico (Ax H-II Cajamarca)	Polic	04	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
76	Cajabamba	CM	12	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R
77	Celendin	CM	12	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R
78	Bambamarca	PM	02	Alquilado	Noble	1	R	B	B	B	B
79	Bolivar (La Libertad)	PM	31	ESSALUD	Adobe	2	R	M	R	R	M

Infraestructura Asistencial de EsSalud

80	Contumazá	PM	51	Alquilado	Adobe	2	R	M	M	R	M
81	Hualgayóc	PM	120	ESSALUD	Adobe	2	M	M	R	R	M
(*) El Centro Asistencial ocupa dos niveles											
82	San Marcos	PM	30	Alquilado	Adobe	2 (*)	R	R	R	R	R
83	San Miguel	PM	24	Alquilado	Adobe	2 (*)	R	R	R	R	R
84	San Pablo	PM	70	Alquilado	Adobe	2 (*)	R	M	R	B	R
85	Tembladera	PM	26	Alquilado	Adobe	1	R	M	R	R	R

Cusco

86	HNSur -Este Cusco	H - IV	14	ESSALUD	Noble	5	R	R	B	B	R
87	Calca (Integrado)	H - I	27	Convenio	Adobe	1	M	R	R	B	R
88	Espinar	H - I	31	Alquilado	Adobe	3	R	B	R	B	R
89	Quillabamba	H - I	10	ESSALUD	Noble	1	R	B	B	B	B
90	Sicuni	H - I	06	ESSALUD	Noble	2	R	B	B	B	B
91	Urcos	H - I	41	Convenio	Adobe	2	B	B	R	R	R
92	Urubamba (Integrado)	H - I	15	Convenio	Noble	1	R	B	R	B	R
93	San Sebastian	Polic.	06	Convenio	Adobe	1	R	R	B	B	R
94	Acomayo	CM	09	Convenio	Adobe	1	B	R	R	B	R
95	Anta	CM	11	Convenio	Adobe	1	R	B	R	R	R
96	La Recoleta (Cerrado temporalmente)	CM	30	Alquilado	Adobe	1	B	B	B	B	B
97	Machupicchu	CM	06	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
98	Metropolitano	CM	14	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
99	Paucartambo	CM	26	Convenio	Adobe	2	R	R	R	B	R
100	Santiago	CM	21	Convenio	Adobe	1	R	R	R	B	R
101	Aeropuerto (Ax HNSE)	PM		Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
102	Huyro	PM	21	Alquilado	Adobe	1	R	R	R	R	R
103	Pampa Calasaya (Cerrado temporalmente)	PM	05	ESSALUD	Adobe	1	B	B	R	B	B
104	Poder Judicial	PM	36	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
105	Salvación (Madre de Dios)	PM	04	Convenio	Noble	1	M	B	R	B	R
106	San Francisco (Ax Santiago)	PM	200	ESSALUD	Adobe	2	R	R	B	B	R

Huancavelica

107	Huancavelica	H - II	11	ESSALUD	Noble	3	B	B	R	R	R
108	Lircay	CM	100	Alquilado	Adobe	2 (*)	R	B	B	R	R
109	Pampas	CM	38	Alquilado	Noble	2	B	B	B	R	B
110	Acobamba	PM	15	Alquilado	Noble	2 (*)	B	B	B	B	B
111	Castrovirreyna	PM	20	ESSALUD	Adobe	1	R	B	R	R	R
112	Churcampá	PM	26	Alquilado	Adobe	2	B	B	R	B	B
113	Huaytará	PM	09	Alquilado	Noble	2 (*)	B	B	B	B	B

Huánuco

114	Huánuco	H - II	22	ESSALUD	Noble	2	R	B	B	B	B
115	Tingo María	H - I	20	Alquilado	Noble	2	R	R	B	B	R
116	Ambo	CM	20	Alquilado	Noble	2	R	R	R	R	R
117	Aucayacu	PM	15	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	M	R
118	Baños	PM	25	ESSALUD	Adobe	2	R	R	R	R	R
119	La Unión	PM	20	Alquilado	Adobe	1	R	R	R	R	R
120	Llata	PM	15	Alquilado	Adobe	2	R	R	R	R	R

Infraestructura Asistencial de EsSalud

ODC	Centro Asistencial	Nivel	Antig. (Años)	Propiedad	Construcción	Pisos	Situación				
							ARQ.	ESTR.	I.S.	I.E.	E.G.
121	Panao	PM	12	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
122	Santa Lucía (San Martín)	PM	06	Convenio	Noble	1	B	B	R	R	R
123	Tocache (San Martín)	PM	20	Alquilado	Noble	2	R	R	R	M	R
124	Uchiza (San Martín)	PM	25	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
125	Súngaro	PM	06	Convenio	Madera	1	R	R	M	M	R
(*) El Centro Asistencial ocupa un nivel											
126	Huarín (Cerrado temporalmente)	PM	15	ESSALUD	Adobe	1	R	R	R	R	R
Ica											
127	Félix Torrealva	H - III	18	ESSALUD	Noble	4	R	B	R	R	R
128	Rene Toche (Chincha)	H - II	54	ESSALUD	Noble	2	R	B	R	R	R
129	A. Skrabonja (Pisco)	H - I	56	ESSALUD	Noble	2	R	B	R	B	R
130	María Reiche (Marcona)	H - I	44	ESSALUD	Noble	1	R	R	M	R	R
131	Matías Manzanilla	Polic.	57	ESSALUD	Noble	2	R	M	R	R	R
132	Puquio (Ayacucho)	CM	12	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R
133	Cora Cora (Ayacucho)	PM	20	Convenio	Noble	2	R	R	B	R	R
134	Macacona	PM	25	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
135	Nazca	PM	02	Alquilado	Noble	2	B	B	B	B	B
136	Palpa	PM	02	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
137	San Clemente	PM	13	Convenio	Noble	1	R	R	M	R	R
138	Santa Margarita (Santiago)	PM	20	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
139	Tambo de Mora	PM	35	Convenio	Noble	2	B	R	R	R	R
140	Tinguiña	PM	20	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
141	Trapiche (Chavalina)	PM	10	Convenio	Noble	2	R	B	R	B	R
142	Villa Tupac Amaru	PM	10	Convenio	Noble	1	R	R	M	R	R
Junín											
143	Huancayo	H - IV	08	ESSALUD	Noble	5	B	B	B	B	B
144	La Oroya	H - II	54	ESSALUD	Noble	4	M	M	M	M	M
145	Tarma	H - I	38	Alquilado	Adobe	2	R	B	R	B	R
146	La Merced	H - I	06	ESSALUD	Noble	1	R	B	B	B	B
147	Río Negro (Satipo)	H - I	01	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
148	Jauja	Polic.	12	Alquilado	Noble	2	B	B	B	R	B
149	La Oroya (Cerrado temporalmente)	Polic.	40	ESSALUD	Noble	3	M	M	M	M	M
150	Cobriza (Huancavelica)	CM	47	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
151	Concepción	CM	05	Alquilado	Noble	2	B	B	B	B	B
152	Satipo	CM	18	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
153	Andaychagua	PM	33	ESSALUD	Noble	1	M	M	M	M	M
154	Chumpe (Lima - Ax. Yauricocha)	PM	40	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	R	R
155	Corpacancha	PM	34	Convenio	Adobe	1	R	B	R	B	R
156	Junin	PM	35	Convenio	Noble	1	R	B	B	R	R
157	Marh Tunel	PM	18	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	R	R
158	Morococha	PM	54	ESSALUD	Adobe	1	M	M	M	M	M
159	Muquiyayuyo	PM	35	Convenio	Adobe	1	M	M	M	M	M
160	Pachacayo	PM	16	Convenio	Noble	1	B	B	B	R	B
161	San Pedro de Coris (Huancavelica Ax. Cobriza)	PM	25	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	B	B
162	San Cristobal	PM	58	ESSALUD	Adobe	1	R	R	R	R	R

Infraestructura Asistencial de EsSalud

ODC	Centro Asistencial	Nivel	Antig. (Años)	Propiedad	Construcción	Pisos	Situación				
							ARO	ESTR	IS	IE	E.G.
163	San Pedro de Cajas	PM	07	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
164	Yauricocha (Lima)	PM	48	ESSALUD	Noble	1	M	M	M	M	M
La Libertad											
165	Víctor Lazarte Echegaray	H - IV	52	ESSALUD	Noble	2	R	R	R	R	R
166	Chocope	H - II	54	ESSALUD	Noble	1	M	M	M	M	M
167	Albrecht	H - I	25	ESSALUD	Noble	4	R	B	R	R	R
168	Florencia de Mora	H - I	13	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R
169	Pacasmayo	Polic.	12	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	R	R
170	Ascope	CM	13	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	R	B
171	El Porvenir	CM	13	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	R	R
172	La Esperanza	CM	13	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	R	R
173	Moche	CM	13	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
174	Cartavio	PM	20	Convenio	Noble	1	M	R	M	R	M
175	Casagrande	PM	40	Convenio	Noble	1	M	R	M	R	M
176	Cascas	PM	20	Convenio	Adobe	1	R	R	R	R	R
177	Chicama	PM	15	Convenio	Noble	1	R	R	M	M	M
178	Chiquitoy (Cerrado temporalmente)	PM	50	Convenio	Adobe	1	M	M	M	M	M
179	Guadalupe	PM	08	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	B	R
180	Huamachuco	PM	02	Convenio	Noble	2 (*)	B	B	B	B	B
181	Jequetepeque	PM	40	Convenio	Adobe	1	M	M	R	M	M
182	La Soledad	PM	01	Convenio	Noble	2	B	B	B	B	B
183	Laredo	PM	15	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
184	Limoncarro	PM	12	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
185	Malabrigo	PM	12	Convenio	Noble	1 (**)	M	R	M	M	M
186	Otuzco	PM	20	Alquilado	Adobe	1	R	R	R	R	R
187	Quiruvilca	PM	12	Convenio	Madera	1	M	M	M	M	M
188	Salaverry	PM	12	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
189	San José	PM	35	Convenio	Noble	1	B	B	R	R	R
190	San Pedro de Lloc	PM	20	Convenio	Noble	1	R	R	R	B	R
191	Santiago de Chuco	PM	10	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
192	Sausal	PM	50	Convenio	Adobe	1	M	M	M	M	M
193	Sayapullo (Cerrado temporalmente)	PM	02	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
194	Tayabamba	PM	03	Convenio	Noble	1	B	B	B	B	B
195	Víru	PM	06	Alquilado	Noble	2	B	B	R	B	B
Lambayeque											
196	HN. Almanzor Aguinaga Asenjo (Sector Básico	H - IV	61	ESSALUD	Noble	2	M	M	M	M	M
	Sector Especializado		25	ESSALUD	Noble	7	R	B	R	R	R
197	Jaén (Cajamarca)	H - II	06	ESSALUD	Noble	2	B	B	R	B	B
198	Chepén (La Libertad)	H - I	04	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	R	B
199	Ferreñafe (A. Arbulu) - Integrado	H - I	30	Convenio	Noble	1	R	B	R	B	R
200	Naylamp	H - I	02	ESSALUD	Noble	7	B	B	B	B	B
201	Chiclayo -Oeste	Polic.	18	Convenio	Noble	1	R	B	R	B	R
202	C. Castañeda (La Victoria)	Polic.	15	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	B	R
203	A. Gavidia (Lambayeque)	Polic.	14	ESSALUD	Noble	1	R	B	M	B	R
204	M. Manrique Nevado (J. Leonardo Ortiz)	Polic.	14	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	B	B

Infraestructura Asistencial de EsSalud

205 Cayaltí	CM	90	Convenio	Adobe	1	R	M	M	R	M
206 Chota (Cajamarca)	CM	10	Alquilado	Adobe	2	B	R	R	B	R
207 Juan Aita Valle (Ciudad Eten)	CM	08	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R
208 Cutervo (Cajamarca)	CM	13	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	B	R
209 Chongoyape	PM	04	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	B	B
210 Jayanca	PM	10	Alquilado	Noble	1	R	R	R	B	R
211 Mocupe	PM	15	Alquilado	Noble	1	M	B	R	R	R
212 Motupe	PM	13	Alquilado	Noble	1	B	R	R	B	R
213 Olmos	PM	12	Alquilado	Noble	1	R	R	R	B	R
214 Oyotún	PM	05	ESSALUD	Noble	1	B	B	R	B	B

(*) Ocupa el segundo piso

() Ocupa ambiente del Centro de Salud Rásuri - MINSA**

215 Pucará (Cajamarca)	PM	30	Alquilado	Noble	1	B	B	R	B	B
216 San Ignacio (Cajamarca)	PM	12	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
217 Santa Cruz (Cajamarca)	PM	13	Alquilado	Adobe	1	R	R	B	B	R
218 Tucume	PM	13	Alquilado	Adobe	1	M	M	R	R	M

Lima

219 H.N. Edgardo Rebagliati Martins	H - IV	42	ESSALUD	Noble	14	R	R	M	R	R
220 H.N. Guillermo Almenara Irigoyen	H - IV	59	ESSALUD	Noble	5	R	B	M	R	R
221 Alberto Sabogal Sologuren	H - IV	18	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
222 Emergencia Grau	H - III	35	ESSALUD	Noble	10	R	B	R	R	R
223 Angamos	H - II	17	ESSALUD	Noble	10	R	B	M	R	R
224 Cañete	H - II	52	ESSALUD	Noble	1	R	R	M	R	R
225 Gustavo Lanatta	H - II	56	ESSALUD	Noble	2	R	R	M	R	R
226 Vitarte	H - II	30	ESSALUD	Noble	3	R	B	R	R	R
227 Aurelio Díaz Ufano (S JL)	H - I	01	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
228 Carlos Alcántara Butterfield (La Molina)	H - I	01	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
229 Jorge Voto Bernales (Santa Anita)	H - I	01	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
230 Marino Molina Scippa (Comas)	H - I	01	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
231 Obelisco (Ax- H IV Sabogal) - En remodelació	H - I	57	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
232 Uldarico Rocca F. (Villa El Salvador)	H - I	01	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
233 Chincha	Polic.	25	ESSALUD	Noble	9	R	R	M	R	R
234 Chosica	Polic.	43	Alquilado	Noble	3	R	B	R	R	R
235 Clínica Chequeos Larco	Polic.	10	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
236 Fiori	Polic.	08	Alquilado	Noble	2	R	B	B	R	R
237 Francisco Pizarro	Polic.	15	ESSALUD	Noble	2	R	B	R	B	R
238 Hna. María Donrose Sutmoller (Ventanilla)	Polic.	01	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
239 J.J. Rodríguez Lazo (Chorrillos)	Polic.	01	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
240 Luis Negreiros	Polic.	10	ESSALUD	Noble	1	R	R	B	B	R
241 Octavio Mongrut Muñoz (1o de Mayo)	Polic.	15	Convenio	Noble	2	B	R	R	B	R
242 Pablo Bermúdez	Polic.	25	ESSALUD	Noble	9	R	M	B	B	R
243 Pedro Reyes Barbosa (Barranca)	Polic.	01	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
244 Próceres	Polic.	17	ESSALUD	Noble	1	R	B	B	B	R
245 Ramón Castilla	Polic.	18	ESSALUD	Noble	2	R	R	R	R	R
246 San Isidro Labrador	Polic.	30	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	B	R

Infraestructura Asistencial de EsSalud

247 San Luis	Polic.	10	Alquilado	Noble	4	R	B	M	R	R
248 Suarez	Polic.	10	Alquilado	Noble	4	R	R	R	R	R
249 Villa María del Triunfo	Polic.	08	ESSALUD	Noble	1	M	R	R	R	R
250 Ancije	CM	40	Convenio	Adobe	2	B	R	M	R	R
251 Casapalca	CM	40	ESSALUD	Adobe	1	R	R	R	R	R
252 Mala	CM	02	Alquilado	Noble	3	R	R	R	R	R
253 Andahúasi (Ax Sayan)	PM	10	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
254 Bellavista (Ax Casapalca)	PM	25	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
255 Canta (Convenio Minsa)	PM	21	Convenio	Adobe	1	R	R	R	R	R
256 Chancay	PM	16	Alquilado	Noble	2	M	B	R	B	R
257 Construcción Civil	PM	11	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
258 Embarcadero (Ax Casapalca)	PM	15	ESSALUD	Noble	1	M	R	R	R	R
259 Humaya (Ax - Sayan)	PM	25	ESSALUD	Adobe	1	R	R	R	R	R
260 La Quebrada	PM	26	Convenio	Adobe	1	R	R	M	M	M
261 La Villa (Ax Sayan)	PM	05	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
262 Oyón	PM	26	Convenio	Adobe	2	R	B	R	R	R
263 Paramonga	PM	26	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
264 Pedro Arbulú (Huaral)	PM	05	ESSALUD	Noble	2	R	R	R	R	R
265 Piedra Parada (Ax Casapalca)	PM	25	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
266 Raura (Huánuco)	PM	26	Convenio	Noble	1(*)	R	R	R	R	R
267 San Isidro	PM	26	Convenio	Adobe	1	R	R	R	R	R
268 Sayan	PM	26	Alquilado	Adobe	1	R	R	R	R	R
269 Tamboraque (Ax Casapalca)	PM	03	Convenio	Madera	1	M	B	R	R	R

Loreto

270 Iquitos	H - III	25	ESSALUD	Noble	1	R	B	B	R	R
271 Yurimaguas	CM	08	ESSALUD	Noble	1	M	R	R	M	R
272 Caballococha	PM	09	ESSALUD	Madera	1	R	R	R	B	R
273 Nauta	PM	08	ESSALUD	Noble	1	R	B	B	R	R
274 Requena	PM	07	ESSALUD	Noble	1	R	B	R	R	R

Madre de Dios

275 Víctor Alfredo Lazo Peralta	H - I	01	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
276 Iberia	PM	07	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
277 Mazuko	PM	17	ESSALUD	Metal	1	R	R	R	R	R

Moquegua

278 Ilo (Integrado)	H - II	39	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
279 Moquegua	H - II	01	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
280 Omate	PM	10	Convenio	Noble	1	B	B	R	R	R

Pasco

281 Pasco	H - II	47	ESSALUD	Noble	2	R	R	M	M	R
282 Huariaca	H - I	47	ESSALUD	Noble	3	R	B	R	R	R
283 Oxapampa	H - I	01	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
284 Animon	PM	27	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
285 Atacocha	PM	37	Convenio	Noble	2	R	B	R	R	R
286 Chicrin	PM	35	Convenio	Noble	2	R	B	R	R	R
287 Colquijirca	PM	32	Convenio	Noble	1	R	B	R	R	R

Infraestructura Asistencial de EsSalud

ODC	Centro Asistencial	Nivel	Antig. (Años)	Propiedad	Construcción	Pisos	Situación				
							ARQ.	ESTR.	I.S.	I.E.	E.G.
288	Huarón	PM	27	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
289	Huayllay	PM	32	Convenio	Noble	2	R	M	M	M	M
290	Milpo	PM	37	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
291	Paucartambo	PM	08	Alquilado	Noble	2	R	B	B	B	B
292	Pozuzo	PM	14	Alquilado	Noble	2	B	B	B	R	B
293	Pto. Bermudez	PM	17	Alquilado	Noble	1	M	R	M	M	M
294	San Juan	PM	15	ESSALUD	Noble	3	B	B	R	B	B
295	Villa Rica	PM	12	Alquilado	Noble	2	B	R	B	R	R
296	Yanahuanca	PM	17	Convenio	Noble	2	R	M	R	M	M

Piura

297	Cayetano Heredia (Integrado)	H - III	28	Convenio	Noble	6	B	R	M	R	R
298	Talara (Integrado)	H - II	34	Convenio	Noble	2	B	B	R	B	B
299	Jorge Reategui	H - II	50	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	R	R
300	Sullana	H - I	14	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
301	Paita	H - I	16	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
302	Castilla	CM	12	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
303	El Alto	CM	20	Alquilado	Noble	2	B	B	R	B	B

(*) Ocupa dos ambientes del Hospital Santa del asiento minero Raura

304	La Unión	CM	26	ESSALUD	Noble	1	R	R	B	B	R
305	Ayabaca	PM	40	Alquilado	Adobe	1	R	B	B	R	R
306	Canchaque	PM	06	Convenio	Noble	3	B	B	B	B	B
307	Chulucanas	PM	03	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
308	Huancabamba	PM	40	Alquilado	Adobe	2	R	R	M	R	R
309	Ignacio Escudero	PM	15	Alquilado	Adobe	1	R	M	M	M	M
310	Los Organos	PM	30	Alquilado	Noble	1	B	B	B	B	B
311	Morropón	PM	45	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
312	Negritos	PM	30	Alquilado	Noble	2	R	M	R	B	R
313	Sechura	PM	10	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
314	Tambo Grande	PM	10	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R

Puno

315	Juliaca	H - III	05	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
316	Puno	H - III	05	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
317	Lampa	H - I	05	ESSALUD	Noble	2	R	B	R	R	R
318	Universitario	H - I	02	Convenio	Noble	5	B	B	B	B	B
319	Azángaro	Polic.	10	Alquilado	Noble	3	B	B	B	B	B
320	Ilave	Polic.	15	Convenio	Noble	3	B	B	B	B	B
321	Juliaca	Polic.	15	ESSALUD	Noble	3	R	B	B	R	R
322	Puno	Polic.	100	Convenio	Noble	2	R	R	R	R	R
323	Acora	PM	04	Convenio	Noble	1	R	B	R	R	R
324	Ayaviri	PM	18	Alquilado	Adobe	1	R	B	B	B	B
325	Desaguadero	PM	05	Convenio	Noble	1	B	B	R	R	R
326	Huancané	PM	10	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	B	R
327	Juli	PM	10	ESSALUD	Noble	3	R	B	B	R	R
328	Macusani	PM	50	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
329	Moho	PM	11	Convenio	Noble	2	R	B	R	R	R

Infraestructura Asistencial de EsSalud

330 San Gaban	PM	04	Convenio	Noble	1	B	R	B	B	R
331 San Rafael	PM	13	Convenio	Noble	1	R	R	R	R	R
332 Sandiá	PM	11	Convenio	Noble	2	R	R	R	R	R
333 Yunguyo	PM	08	ESSALUD	Adobe	1	B	B	B	B	B

San Martín

334 Tarapoto (Integrado)	H - II	34	Convenio	Noble	1	R	M	R	M	M
335 Rioja (Integrado)	H - I	36	Convenio	Noble	1	R	M	M	R	M
336 Moyobamba (Integrado)	H - I	29	Convenio	Noble	1	R	M	R	R	R
337 Juanjuí (Integrado)	H - I	38	Convenio	Noble	1	R	R	R	M	R
338 Moyobamba (Ax H I) (Cerrado temporalmer	CM	13	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	R	R
339 Rioja (Ax H I) (Cerrado temporalmente)	CM	13	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	R	R
340 Tarapoto (Ax H II) (Cerrado temporalmente)	CM	13	ESSALUD	Noble	1	B	R	R	R	R
341 Bellavista	PM	25	Convenio	Noble	1	R	M	R	R	R
342 Lamas	PM	35	Alquilado	Adobe	1	R	R	R	R	R
343 Saposoa	PM	30	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R

Tacna

344 D. Alcides Carrión	H - III	11	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	B	B
345 Cono Sur	H - I	10	Alquilado	Noble	2	R	B	B	B	B
346 Locumba	PM	25	Alquilado	Noble	1	B	B	B	B	B
347 Tarata	PM	15	Alquilado	Noble	1	B	B	B	B	B

Infraestructura Asistencial de EsSalud

Tumbes

348 Tumbes	H - I	13	ESSALUD	Noble	1	R	R	R	R	R
349 Zarumilla	CM	05	ESSALUD	Noble	1	B	B	B	R	R
350 La Cruz	PM	12	Alquilado	Noble	1	R	R	R	R	R
351 Zorritos	PM	10	Alquilado	Noble	3	R	R	R	R	R

Ucayali

352 Pucallpa	H - II	11	ESSALUD	Noble	3	B	B	B	B	B
353 Aguaytía	PM	13	Alquilado	Noble	2	B	B	B	B	B
354 Alameda	PM	09	ESSALUD	Madera	1	R	R	B	B	B
355 Atalaya	PM	16	Alquilado	Madera	1	R	R	B	B	R
356 Contamana	PM	08	Alquilado	Noble	1	B	R	B	R	R
357 Neshuya (San Jorge)	PM	06	Alquilado	Noble	1	B	R	B	B	B

- CENTROS ESPECIALIZADOS

Instituto Nacional del Corazón

(Ubicado dentro del HNGAI)

59	ESSALUD	Noble	1	R	B	M	R	R
----	---------	-------	---	---	---	---	---	---

Instituto Peruano de Oftalmología

(Ubicado dentro del H III Cayetano Heredia de Piura)

26	ESSALUD	Noble	1	B	R	M	R	R
----	---------	-------	---	---	---	---	---	---

Centro de Hemodiálisis

07	ESSALUD	Noble	2	B	B	B	B	B
----	---------	-------	---	---	---	---	---	---

ANEXO B
REPORTE DE SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO

REPORTE DE SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNOSTICO

Equipo : ECOGRAFO DOPPLER COLOR

ODC	CENTRO ASISTENCIAL	MARCA	MODELO	CNT.	ESTADO	
ANCASH	CHIMBOTE	MEDISON	SA 6000	2	Operativo	Regular
HNAAA	HNAAA	KONTRON	SIGMA IRIS 440	1	Inoperativo	Reparar
HNGAI	HNGAI	PHILIPS	P600	5	Operativo	Regular
HNSUR	HNSUR	ALOKA	SSD-1700	1	Operativo	Bueno
ICA	FELIX TORREALVA	PHILIPS	P600	4	Operativo	Regular
LIMA	SABOGAL	ATL	HDI 1500	0	Operativo	Bueno
PUNO	JULIACA	PHILIPS	P600	4	Operativo	Regular
TOTAL EQUIPOS = 7						

REPORTE DE SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNOSTICO

Equipo : ECOGRAFO DE USO GENERAL

ODC	CENTRO ASISTENCIAL	MARCA	MODELO	CNT.	ESTADO	
AMAZONAS	BAGUA CHICA	ALOKA	SSD-1100	1	Operativo	Bueno
AMAZONAS	HEROES DEL CENEP	ALOKA	SSD-1100	2	Operativo	Bueno
AMAZONAS	HIGOS URCO	ALOKA	SSD-1100	1	Operativo	Bueno
ANCASH	CHIMBOTE	ATL-ULTRAMARK	4-PLUS	7	Operativo	Regular
ANCASH	CHIMBOTE	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
ANCASH	HUARAZ	ATL-ULTRAMARK	UM-1	8	Operativo	Regular
ANCASH	HUARAZ	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
ANCASH	HUARAZ	TOSHIBA	JUST VISION 400	0	Operativo	Bueno
ANCASH	HUARI	KONTRON	SIGMA-20	21	Operativo	Regular
APURIMAC	ABANCAY	SHIMADZU	SDL-310B	7	Operativo	Bueno
APURIMAC	ANDAHUAYLAS	SHIMADZU	SDL-310B	9	Operativo	Bueno
AREQUIPA	CAMANA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
AREQUIPA	METROPOLITANO	SHIMADZU	SDL-310-A	8	Operativo	Bueno
AREQUIPA	YANAHUARA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
AREQUIPA	YANAHUARA	SHIMADZU	SDL-310-A	6	Operativo	Regular
AREQUIPA	YANAHUARA	SHIMADZU	SDU 400	3	Operativo	Bueno
AYACUCHO	HUAMANGA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
AYACUCHO	HUAMANGA	SHIMADZU	SDL-310B	8	Operativo	Bueno
CAJAMARCA	CAJAMARCA	PHILIPS	SDR 1550 XP	5	Inoperativo	Reparar
CAJAMARCA	CAJAMARCA	SHIMADZU	SDU-350A	3	Operativo	Bueno
CUSCO	CUSCO	ALOKA	SSD-1400	1	Operativo	Regular
CUSCO	CUSCO	SHIMADZU	SDL 310	7	Operativo	Bueno
CUSCO	SICUANI	ALOKA	SSD-1000	1	Operativo	Bueno
HNA	HNA	SHIMADZU	SLD-310A	8	Operativo	Regular
HNA	HNA	SHIMADZU	SLD-310A	8	Operativo	Regular
HNERM	HNERM	ALOKA	SSD-1400	2	Operativo	Bueno
HNERM	HNERM	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
HNERM	HNERM	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
HNERM	HNERM	SHIMADZU	SLD-310A	8	Operativo	Baja
HNERM	HNERM	SHIMADZU	SLD-310A	8	Operativo	Baja
HNERM	HNERM	SHIMADZU	SLD-310A	8	Operativo	Baja
HNERM	HNERM	SHIMADZU	SDU-500	8	Operativo	Baja
HNGAI	HNGAI	ALOKA	SSD-1400	2	Operativo	Bueno
HNGAI	HNGAI	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
HNGAI	HNGAI	SIEMENS	SONOLINE SI-250	5	Operativo	Regular
HNSUR	HNSUR	ALOKA	SSD-1400	2	Operativo	Bueno
HNSUR	HNSUR	KONTRON	SIGMA 55	12	Operativo	Baja
HNSUR	HNSUR	SHIMADZU	SDL 310	9	Operativo	Regular
HUANCAVELICA	HUANCAVELICA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno

REPORTE DE SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNOSTICO

ODC	CENTRO ASISTENCIAL	MARCA	MODELO	CNT.	ESTADO	
HUANCAVELICA	HUANCAVELICA	SHIMADZU	SDL-310B	7	Operativo	Bueno
HUANUCO	HUANUCO	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
HUANUCO	HUANUCO	SHIMADZU	SDL-310-A	9	Operativo	Bueno
HUANUCO	TINGO MARIA	PIE MEDICAL	41494	6	Operativo	Bueno
ICA	FELIX TORREALVA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
ICA	MARIA REICHE	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
ICA	MARIA REICHE	SHIMADZU	SDL-300	20	Operativo	Regular
ICA	RENE TOCHE	SHIMADZU	SLD-310B	5	Operativo	Bueno
ICA	SKRABONJA	KONTRON	SIGMA-20	12	Operativo	Regular
JUNIN	HUANCAYO	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
JUNIN	HUANCAYO	SHIMADZU	SDU 350 A	4	Operativo	Regular
JUNIN	HUANCAYO	SIEMENS	SONOLINE SI-250	7	Operativo	Regular
JUNIN	LA MERCED	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
JUNIN	OROYA	SIEMENS	SONOLINE SI-250	7	Operativo	Regular
LA LIBERTAD	LUIS ALBRECHT	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LA LIBERTAD	VICTOR LAZARTE	KONTRON	SIGMA 55	15	Operativo	Baja
LA LIBERTAD	VICTOR LAZARTE	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LA LIBERTAD	VICTOR LAZARTE	SIEMENS	SONOLINE SI-250	8	Operativo	Regular
LAMBAYEQUE	CHEPEN	SHIMADZU	SDL-310B	4	Operativo	Bueno
LAMBAYEQUE	CHICLAYO OESTE	PHILIPS	SD240	2	Operativo	Regular
LAMBAYEQUE	JAEN	SIEMENS	SONOLINE SI-250	4	Operativo	Bueno
LAMBAYEQUE	LA VICTORIA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LAMBAYEQUE	LA VICTORIA	PHILIPS	SDR 1550 XP	9	Operativo	Bueno
LAMBAYEQUE	NAYLAMP	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	ANGAMOS	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	ANGAMOS	SHIMADZU	SDU-350	2	Operativo	Bueno
LIMA	BARRANCA	SIEMENS	SONOLINE SI-250	7	Operativo	Bueno
LIMA	C. ARENALES	PHILIPS	SDR 1550 XP	7	Operativo	Regular
LIMA	C. ARENALES	PHILIPS	SDR 1550 XP	15	Operativo	Regular
LIMA	C. ARENALES	SHIMADZU	SDL310	8	Operativo	Baja
LIMA	CAÑETE	SHIMADZU	SDL 310	4	Operativo	Bueno
LIMA	CASTILLA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	CHINCHA	SIEMENS	SONOLINE SI-250	13	Operativo	Bueno
LIMA	CHORRILLOS	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	DIAZ UFANO	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	FIORI	SIEMENS	SONOLINE SI-250	3	Operativo	Bueno
LIMA	GRAU	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	GRAU	SHIMADZU	SDL310B	5	Operativo	Bueno
LIMA	GRAU	SHIMADZU	SDU350A	2	Operativo	Regular
LIMA	HUACHO	ALOKA	SSD-1000	0	Operativo	Bueno
LIMA	LA MOLINA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno

REPORTE DE SISTEMAS DE ULTRASONIDO DE DIAGNOSTICO

ODC	CENTRO ASISTENCIAL	MARCA	MODELO	CNT.	ESTADO	
LIMA	MARINO MOLINA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	PABLO BERMUDEZ	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	PIZARRO	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	PROCERES	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	SABOGAL	TOSHIBA	JUST VISION 400	0	Operativo	Bueno
LIMA	SABOGAL	ALOKA	SSD-1100	2	Operativo	Bueno
LIMA	SAN ANITA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	SAN LUIS	TOSHIBA	SSA-22A	3	Operativo	Regular
LIMA	VENTANILLA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	VILLA EL SALVADOR	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LIMA	VILLA MARIA	PHILIPS	SDR 1550 XP	15	Inoperativo	Reparar
LIMA	VITARTE	SHIMADZU	SDL 310 B	8	Operativo	Regular
LIMA	VITARTE	SIEMENS	SONOLINE SI-250	5	Operativo	Bueno
LORETO	IQUITOS	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
LORETO	IQUITOS	SIEMENS	SONOLINE SI-250	2	Operativo	Bueno
MADRE DE DIOS	PUERTO MALDONADO	TOSHIBA	JUST VISION 400	0	Operativo	Bueno
MOQUEGUA	H. INTEGRADO MOQUEGUA	SHIMADZU	SDL-310-A	5	Operativo	Bueno
MOQUEGUA	ILO	SHIMADZU	SDL-310-A	19	Operativo	Regular
MOQUEGUA	MOQUEGUA	TOSHIBA	JUST VISION 400	0	Operativo	Bueno
PASCO	HUARIACA	PHILIPS	SDR 1550 XP	20	Operativo	Regular
PASCO	PASCO	MEDISON	SA-600	22	Operativo	Regular
PASCO	PASCO	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
PASCO	PASCO	PHILIPS	SDR 1550 XP	29	Operativo	Malo
PIURA	CAYETANO HEREDIA	ALOKA	SSD 1000	1	Operativo	Bueno
PIURA	CAYETANO HEREDIA	HONDEX	HS310	4	Operativo	Regular
PIURA	JORGE REATEGUI	HILL MED	HM-305	15	Operativo	Malo
PIURA	JORGE REATEGUI	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
PUNO	JULIACA	KONTRON	SIGMA-21	4	Operativo	Regular
PUNO	PUNO	SIEMENS	SONOLINE SI-250	6	Operativo	Bueno
SAN MARTIN	TARAPOTO	SHIMADZU	SDL-310-B	6	Operativo	Bueno
TACNA	CARRION	PHILIPS	SD-240	1	Operativo	Bueno
TACNA	CARRION	PHILIPS	SDR 1550 XP	9	Operativo	Malo
TUMBES	TUMBES	HONDEX	HS-370	9	Operativo	Baja
TUMBES	TUMBES	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
UCAYALI	PUCALLPA	MEDISON	SA 5500	0	Operativo	Bueno
UCAYALI	PUCALLPA	SIEMENS	SONOLINE SI-250	6	Operativo	Bueno
TOTAL EQUIPOS = 116						

ANEXO C
CUDROS COMPARATIVOS DE CUMPLIMIENTO DE
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL		
DENOMINACION DEL EQUIPO : ECOGRAFO DE USO GENERAL	PROVEEDOR	CYE MEDICA	ELECTROMEDICA PERUANA	TECNASA
	MARCA	GENERAL ELECTRIC	SHIMADZU	ALOKA
	MODELO	LOGIQ 500	SDU-400	SSD 5000
A GENERALES				
A01	EMPOTRADO EN COCHE MOVIL DE FABRICANTE	SI	SI	SI
A02	MONITOR DE 12 PULGADAS O MAS.	12 PULGADAS	12 PULGADAS	12 PULGADAS
A03	TECLADO ALFA NUMERICO	SI	SI	SI
A04	DOS O MAS PUERTOS DE CONEXIÓN PARA TRANSDUCTORES	2 PUERTOS	2 PUERTOS	2 PUERTOS
B TRANSDUCTORES				
(SE ACEPTARA RANGOS DE FRECUENCIA MAYORES A LOS SOLICITADOS O AQUELLOS COMPRENDIDOS DENTRO DE LA TOLERANCIA DE +0.5 MHz EN EL LÍMITE INFERIOR Ó -0.5 MHz EN EL LÍMITE SUPERIOR)		SI	SI	SI
B01	TRES (03) TRANSDUCTORES MULTIFRECUENCIALES INDICADOS EN B02, B03 Y B04.	SI	SI	SI
B02	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 2.5 A 5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 40 y 60 mm.	2 A 5 MHz / R60mm	2.5 A 5 MHz / R60mm	2 A 5 MHz / R60mm
B03	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO LINEAL DE 5.5 A 10 MHz, CON LONGITUD DEL ARREGLO ENTRE 35 y 60 mm.	5.2 A 10 MHz / L56mm	5 A 10 MHz / L40mm	5 A 10 MHz / L40mm
B04	UN (01) TRANSDUCTOR TRANSVAGINAL DE ARREGLO CONVEXO DE 5 A 7.5 MHz CON ANGULO DE APERTURA MAYOR O IGUAL A 120 GRADOS.	5 A 7.5 MHz / 120°	5 A 7.5 MHz / 120°	5 A 8 MHz / 120°
C MODOS				
C01	DOS MODOS DE EXPLORACION SIMPLES E INDEPENDIENTES: B Y M.	SI	SI	SI
C02	DOS MODOS DE EXPLORACION COMBINADOS: B/B Y B/M.	SI	SI	SI
D PROGRAMAS				
D01	MEDICION DE LONGITUD, CIRCUNFERENCIA, AREA, VOLUMEN.	SI	SI	SI

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL		
DENOMINACION DEL EQUIPO : ECOGRAFO DE USO GENERAL	PROVEEDOR	CYE MEDICA	ELECTROMEDICA PERUANA	TECNASA
	MARCA	GENERAL ELECTRIC	SHIMADZU	ALOKA
	MODELO	LOGIQ 500	SDU-400	SSD 5000
D02	PAQUETE OBSTETRICO CON CALCULOS FETALES: DIAMETRO BIPARIETAL BPD, LONGITUD DE FEMUR, FL, LONGITUD CRANEO-NALGA CRL, CIRCUNFERENCIA DE CABEZA HC, CIRCUNFERENCIA ABDOMEN CA.	SI	SI	SI
D03	REVISION CINEMATOGRAFICA NO MENOR A 60 CUADROS	SI	SI	SI
E	PERIFERICOS			
E01	VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO DE 508 LINEAS x 1024 PUNTOS 6 MAS, CON DENSIDAD DE PUNTOS MAYOR A 10 Ptos / mm.	SI	SI	SI
F	ACCESORIOS			
F01	INTERRUPTOR DE PEDAL	SI	SI	SI
F02	SOPORTE PARA CABLES DE TRANSDUCTORES	SI	SI	SI
F03	UN (01) FRASCO DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 250mL.	SI	SI	SI
F04	UN (01) RECIPENTE DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 5 LITROS.	SI	SI	SI
F05	DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA.	SI	SI	SI
F06	UN (01) ESTABILIZADOR DE ESTADO SOLIDO CON LINEA A TIERRA, PRECISION DE VOLTAJE DE SALIDA MENOR O IGUAL A +/- 3% Y POTENCIA SUPERIOR EN 25 % O MAS LA POTENCIA NOMINAL DEL EQUIPO.	SI	SI	SI
G	REQUERIMIENTO DE ENERGIA			
G01	220 V 6 230V / 60Hz.	SI	SI	SI

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL				
DENOMINACION DEL EQUIPO :	PROVEEDOR	PHILIPS PERUANA	TECNASA	COMSA	SIEMENS	CYE MEDICA
	MARCA	ATL	ALOKA	TOSHIBA	SIEMENS	GENERAL ELECTRIC
	MODELO	HDI 3500	SSD 5000	SSA-370A	OMNIA	LOGIQ 500
A GENERAL						
A01	EMPOTRADO EN COCHE MOVIL DE FABRICANTE	SI	SI	SI	SI	SI
A02	MONITOR DE 14 PULGADAS O MAS.	15 PULGADAS	15 PULGADAS	15 PULGADAS	14 PULGADAS	15 PULGADAS
A03	FORMACION DIGITAL DEL HAZ ULTRASONICO.	SI	SI	SI	SI	SI
A04	256 O MAS CANALES DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL	256 CANALES	256 CANALES	256 CANALES	192 CANALES	128 CANALES
A05	TRES O MAS PUERTOS DE CONEXION PARA TRANSDUCTORES	3 PUERTOS	3 PUERTOS	3 PUERTOS	3 PUERTOS	3 PUERTOS
B TRANSDUCTORES						
(SE ACEPTARA RANGOS DE FRECUENCIA MAYORES A LOS SOLICITADOS O AQUELLOS COMPRENDIDOS DENTRO DE LA TOLERANCIA DE +0.5 MHz EN EL LÍMITE INFERIOR Ó -0.5 MHz EN EL LÍMITE SUPERIOR)		SI	SI	SI	SI	SI
B01	CINCO (05) TRANSDUCTORES MULTIFRECUENCIALES INDICADOS EN B02 , B03 , B04, B05 Y B06.	SI	SI	SI	SI	SI
B02	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 2.5 A 4.5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 40 Y 60 mm.	2 A 5 MHz / R40mm	2.5 A 6 MHz / R60mm	3 A 6 MHz / R50mm	2.5 A 4.5 MHz / R40mm	2 A 5 MHz / R55mm
B03	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 5.2 A 7.5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA NO MAYOR A 40 mm.	4 A 7 MHz / R40mm	3 A 7.5 MHz / R40mm	5.7 A 8 MHz / R20mm	5 A 9.5 MHz / R13.8mm	3.5 A 7 MHz / R40mm
B04	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO LINEAL DE 5.5 A 10.5 MHz, CON LONGITUD DEL ARREGLO ENTRE 30 Y 45 mm.	5 A 12 MHz / L36mm	5 A 10 MHz / L42mm	6 A 11 MHz / L32mm	6.5 A 12.5 MHz / L32mm	6 A 13 MHz / L39mm
B05	UN (01) TRANSDUCTOR TRANSVAGINAL DE ARREGLO CONVEXO DE 4.5 A 8 MHz CON ANGULO DE APERTURA NO MENOR A 120 GRADOS.	4 A 8 MHz / 135°	3 A 9 MHz / 180°	4.5 A 7.5 MHz / 144°	4 A 8 MHz / 125°	4.5 A 9 MHz / 121°
B06	UN (01) TRANSDUCTOR TRANSRECTAL DE 6 A 7.5 MHz.	5 A 9 MHz / 147°	3 A 9 MHz / 180°	4 A 8 MHz / 121°	4 A 6.5 MHz / 113°	4.5 A 9 MHz / 121°
C MODOS DE EXPLORACION						
C01	B , B/M	SI	SI	SI	SI	SI
C02	DOPPLER ESPECTRAL	SI	SI	SI	SI	SI
C03	DOPPLER COLOR	SI	SI	SI	SI	SI
C04	TRIPLEX	SI	SI	SI	SI	SI

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL				
DENOMINACION DEL EQUIPO :	PROVEEDOR	PHILIPS PERUANA	TECNASA	COMSA	SIEMENS	CYE MEDICA
	MARCA	ATL	ALOKA	TOSHIBA	SIEMENS	GENERAL ELECTRIC
	MODELO	HDI 3500	SSD 5000	SSA-370A	OMNIA	LOGIQ 500
ECOGRAFO DOPPLER COLOR						
C05	VISUALIZACION A COLOR DE VASOS DE FLUJO LENTO INDEPENDIEMENTE DEL ANGULO DE EXPLORACION (POWER ANGIO, ANGIO COLOR, etc.)	SI	SI	SI	SI	SI
C06	IMÁGENES ARMONICAS TISULARES	SI	SI	SI	SI	SI
D PROGRAMAS						
D01	MEDICION DE LONGITUD, CIRCUNFERENCIA, AREA, VOLUMEN, FLUJO, LATIDOS CARDIACOS.	SI	SI	SI	SI	SI
D02	SOFTWARE DE APLICACIÓN, REPORTES: OBSTETRICOS, GINECOLOGICOS.	SI	SI	SI	SI	SI
D03	REVISION CINEMATOGRAFICA NO MENOR A 200 CUADROS BLANCO Y NEGRO.	220 CUADROS	256 CUADROS	255 CUADROS	180 CUADROS	160 CUADROS
D04	LINEA GUIA DE BIOPSIA.	SI	SI	SI	SI	SI
E PERIFERICOS						
E01	VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO DE 508 LINEAS x 1024 PUNTOS ó MAS, CON DENSIDAD DE PUNTOS MAYOR A 10 Ptos / mm.	SI	SI	SI	SI	SI
E02	VIDEO IMPRESORA A COLOR CON MEMORIA PARA CUATRO CUADROS, RESOLUCION HORIZONTAL MAYOR O IGUAL A 700 LINEAS, FORMATO A5.	SI	SI	SI	SI	SI
F ACCESORIOS						
F01	ADAPTADORES DE PUNCION SEGÚN TRANSDUCTORES SOLICITADOS.	SI	SI	SI	SI	SI
F02	INTERRUPTOR DE PEDAL	SI	SI	SI	SI	SI
F03	UN (01) FRASCO DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 250mL.	SI	SI	SI	SI	SI
F04	UN (01) RECIPENTE DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 5 LITROS.	SI	SI	SI	SI	SI
F05	DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO.	SI	SI	SI	SI	SI
F06	DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA A COLOR.	SI	SI	SI	SI	SI

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL				
DENOMINACION DEL EQUIPO : ECOGRAFO DOPPLER COLOR	PROVEEDOR	PHILIPS PERUANA	TECNASA	COMSA	SIEMENS	CYE MEDICA
	MARCA	ATL	ALOKA	TOSHIBA	SIEMENS	GENERAL ELECTRIC
	MODELO	HDI 3500	SSD 5000	SSA-370A	OMNIA	LOGIQ 500
F07 UN (01) ESTABILIZADOR DE ESTADO SOLIDO CON LINEA A TIERRA, PRECISION DE VOLTAJE DE SALIDA MENOR O IGUAL A +/- 3% Y POTENCIA SUPERIOR EN 25 % O MAS LA POTENCIA NOMINAL DEL EQUIPO.		SI	SI	SI	SI	SI
G REQUERIMIENTO DE ENERGIA						
G01 220 V o 230V / 60 Hz		SI	SI	SI	SI	SI

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL			
DENOMINACION DEL EQUIPO : ECOGRAFO MULTIFUNCIONAL	PROVEEDOR	PHILIPS PERUANA	CYE MEDICA	SIEMENS	TECNASA
	MARCA	ATL	GENERAL ELECTRIC	SIEMENS	ALOKA
	MODELO	HDI 5000	LOGIQ 700	ELEGRA	SSD 5000
A GENERAL					
A01	EMPOTRADO EN COCHE MÓVIL DEL FABRICANTE.	SI	SI	SI	SI
A02	MONITOR A COLOR DE 14 PULGADAS O MAS.	15 PULGADAS	14 PULGADAS	15 PULGADAS	15 PULGADAS
A03	FORMACIÓN DIGITAL DE HAZ ULTRASÓNICO.	SI	SI	SI	SI
A04	512 O MAS CANALES DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL.	512 CANALES	1024 CANALES	576/1152	256 CANALES
A05	A/D CONVERSORES DE 10 BITS O SUPERIOR.	10 BITS	12 BITS	10 BITS	12 BITS
A06	TRES O MAS PUERTOS DE CONEXIÓN PARA TRANSDUCTOR.	3 PUERTOS	4 PUERTOS	3/4 PUERTOS	3 PUERTOS
A07	DICOM 3.0	DICOM 3.0	DICOM 3.0	DICOM 3.0	DICOM 3.0
B TRANSDUCTORES					
(SE ACEPTARA RANGOS DE FRECUENCIA MAYORES A LOS SOLICITADOS O AQUELLOS COMPRENDIDOS DENTRO DE LA TOLERANCIA DE +0.5 MHz EN EL LÍMITE INFERIOR Ó -0.5 MHz EN EL LÍMITE SUPERIOR)		SI	SI	SI	SI
B01	SEIS (06) TRANSDUCTORES MULTIFRECUENCIALES INDICADOS EN B02, B03, B04, B05, B06 Y B07.	SI	SI	SI	SI
B02	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 2 A 5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 40 Y 60 mm.	2 A 5 MHz / R40mm	2 A 5 MHz / R40mm	CX5-2 / R45mm	2.5 A 6 MHz / R60mm
B03	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO CONVEXO DE 4.5 A 7.5 MHz, CON RADIO DE CURVATURA ENTRE 30 Y 50 mm.	4 A 7 MHz / R40mm	4 A 7 MHz / R40mm	4.5 A 8 MHz / R30mm	3 A 7.5 MHz / R40mm
B04	UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO LINEAL DE 6 A 12.5 MHz, CON LONGITUD ENTRE 30 Y 45 mm.	5 A 12 MHz / L38mm	6 A 13 MHz / L39mm	6 A 12 MHz / L38.5mm	5 A 10 MHz / L42mm
B05	UN (01) TRANSDUCTOR TRANSVAGINAL DE ARREGLO CONVEXO DE 4.5 A 7.5 MHz CON ANGULO DE APERTURA NO MENOR A 120°	4 A 8 MHz / 135°	4 A 9 MHz / 120°	4.5 A 7.2 MHz / 140°	3 A 7.5 MHz / 120°
B06	UN (01) TRANSDUCTOR INTRACAVITARIO DE 6 A 8 MHz PARA USO TRANSRECTAL	5 A 9 MHz / 147°	4 A 9 MHz / 120°	4 A 8 MHz / 132°	3 A 7.5 MHz / 120°

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL			
DENOMINACION DEL EQUIPO : ECOGRAFO MULTIFUNCIONAL	PROVEEDOR	PHILIPS PERUANA	CYE MEDICA	SIEMENS	TECNASA
	MARCA	ATL	GENERAL ELECTRIC	SIEMENS	ALOKA
	MODELO	HDI 5000	LOGIQ 700	ELEGRA	SSD 5000
B07 UN (01) TRANSDUCTOR DE ARREGLO DE FASE DE 4.5 A 7.5 MHz. NEONATAL.		4 A 7 MHz	5 A 10 MHz	4.5 A 7.2 MHz	3.75 A 7.5 MHz
C MODOS Y TECNICAS DE EXPLORACION					
C01 B, B/M.		SI	SI	SI	SI
C02 DOPPLER ESPECTRAL		SI	SI	SI	SI
C03 DOPPLER COLOR		SI	SI	SI	SI
C04 TRIPLEX		SI	SI	SI	SI
C05 VISUALIZACION A COLOR DE VASOS DE FLUJO LENTO INDEPENDIEMENTE DEL ANGULO DE EXPLORACION (POWER ANGIO, ANGIO COLOR, etc.)		SI	SI	SI	SI
C06 IMÁGENES ARMONICAS TISULARES		SI	SI	SI	SI
C07 IMÁGENES ARMONICAS DE CONTRASTE		SI	SI	SI	SI
C08 IMÁGENES PANORAMICAS		SI	SI	SI	SI
C09 TRIDIMENSIONAL EN VOLUMEN Y VASCULAR.		SI	SI	SI	SI
D PROGRAMAS					
D01 SOFTWARE DE APLICACIÓN, REPORTES: OBSTÉTRICOS COMPLETOS, GINECOLOGICOS, UROLOGICOS.		SI	SI	SI	SI
D02 REVISIÓN CINEMATOGRAFICA (CINE LOOP) NO MENOR A 500 CUADROS BLANCO Y NEGRO .		800 CUADROS	600 CUADROS	350/1024 CUADROS	
D03 LÍNEA GUÍA PARA BIOPSIA.		SI	SI	SI	SI
E PERIFERICOS					
E01 VÍDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO DE 508 LINEAS x 1024 PUNTOS 6 MAS, CON DENSIDAD DE PUNTOS MAYOR A 10 Ptos / mm.		SI	SI	SI	SI
E02 VÍDEO IMPRESORA A COLOR CON MEMORIA PARA CUATRO CUADROS. RESOLUCION HORIZONTAL MAYOR A 700 LINEAS, FORMATO A5.		SI	SI	SI	SI
E03 VIDEO GRABADORA SUPER-VHS (NTSC).		SI	SI	SI	SI

CUADRO COMPARATIVO DE ESPECIFICACIONES TECNICAS

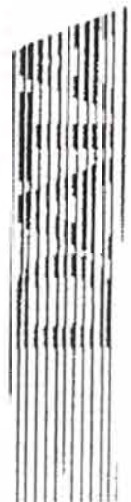
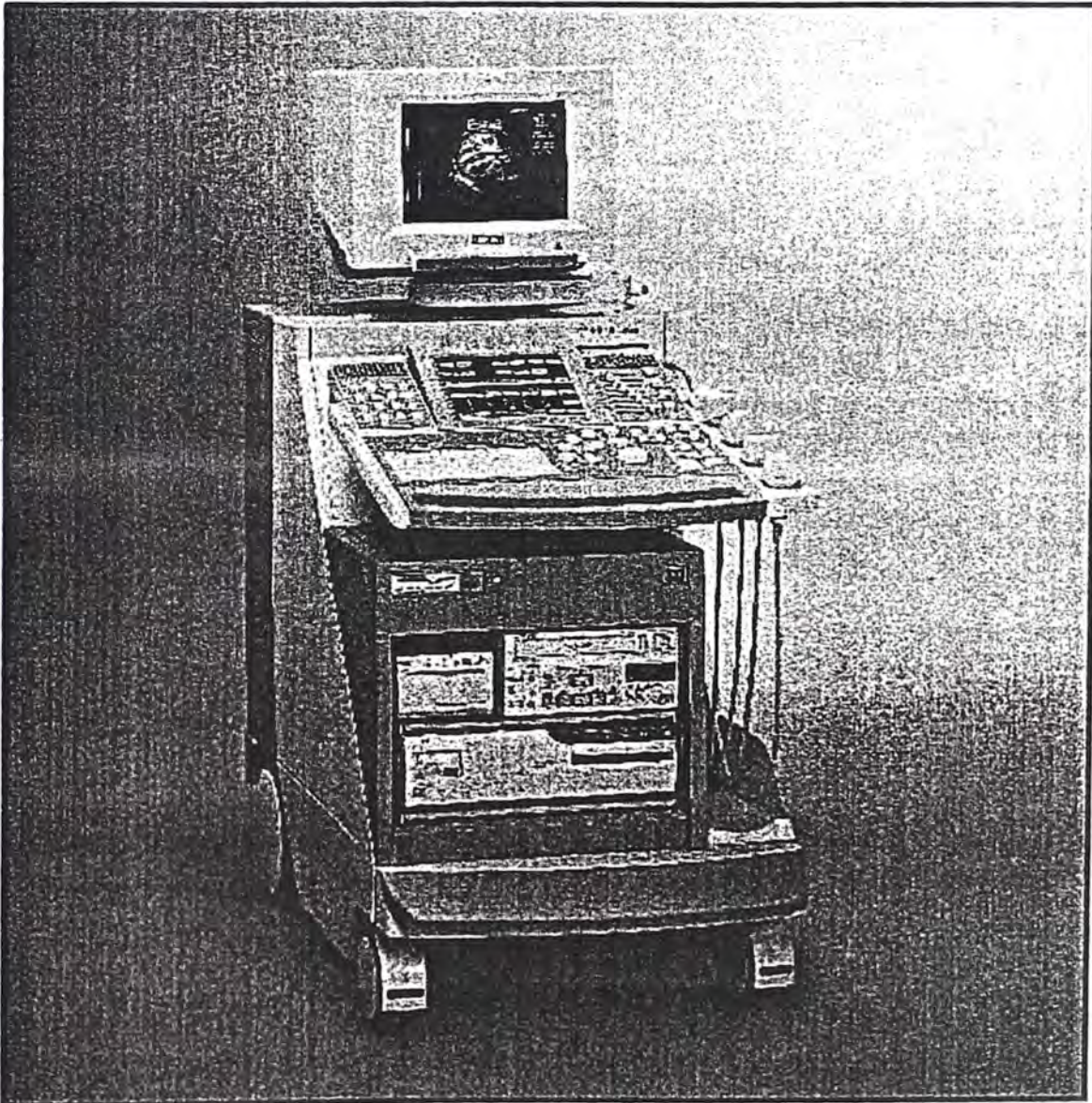
ESPECIFICACIONES TECNICAS		MERCADO NACIONAL			
DENOMINACION DEL EQUIPO : ECOGRAFO MULTIFUNCIONAL	PROVEEDOR	PHILIPS PERUANA	CYE MEDICA	SIEMENS	TECNASA
	MARCA	ATL	GENERAL ELECTRIC	SIEMENS	ALOKA
	MODELO	HDI 5000	LOGIQ 700	ELEGRA	SSD 5000
E04	SISTEMA DE ALMACENAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES EN DISCO DURO Y DISCO ÓPTICO MAGNETICO.	SI	SI	SI	SI
F	ACCESORIOS				
F01	ADAPTADORES DE PUNCIÓN SEGÚN TRANSDUCTORES SOLICITADOS.	SI	SI	SI	SI
F02	INTERRUPTOR DE PEDAL.	SI	SI	SI	SI
F03	DIEZ (10) DISCOS OPTICOS DE 540 MB.	SI	SI	SI	SI
F04	UN (01) FRASCO DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 250mL.	SI	SI	SI	SI
F05	UN (01) RECIPE NTE DE GEL CONDUCTOR ACUSTICO DE 5 LITROS.	SI	SI	SI	SI
F06	DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA BLANCO Y NEGRO.	SI	SI	SI	SI
F07	DIEZ (10) ROLLOS DE PAPEL PARA VIDEO IMPRESORA A COLOR.	SI	SI	SI	SI
F08	UN (01) UPS CON SISTEMA AC/DC/DC/AC (RECTIFICADOR / CHOPPER- BATERIA / INVERSOR) Y TRANSFORMADOR DE BAJA IMPEDANCIA EN LA SALIDA, VOLTAJE DE ENTRADA : 220V +/- 10%, VOLTAJE DE SALIDA : 220V +/- 3%, CAPACIDAD EN LA SALIDA : MAYOR O IGUAL A 1.8 KVA, AUTONOMIA DE BATERIA : MINIMO 10 MINUTOS A CARGA MAXIMA.	SI	SI	SI	SI
G	REQUERIMIENTO DE ENERGIA				
G01	220 V o 230V / 60 Hz	SI	SI	SI	SI

ANEXO D
CATÁLOGOS DE EQUIPOS DE ULTRASONIDO DE DIAGNÓSTICO

SIEMENS

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

US



SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

THE SONOLINE ELEGRA PLATFORM

The SONOLINE® Elegra platform provides a new level of ultrasound imaging technology and versatility. The flexible, scalable design offers premium performance and configuration flexibility designed to maximize clinical value. The platform delivers optimum performance today and is designed to incorporate future, more advanced beamforming and image processing algorithms.

Wideband RF Digital Beamformer

- The Advanced Digital Beamformer combines individual channel data into ultrasound beams using patented techniques. The electronics accurately, precisely and dynamically control the ultrasound beam profile. A faster clock cycle preserves both detail and contrast resolution. The high speed beamformer produces a finely sampled ultrasound beam with superior spatial resolution. Following beam formation, the digital signal processing chain applies powerful algorithms to extract the maximum amount of information for display and quantification.

- The SONOLINE Elegra system employs high dynamic range analog to digital converters. Operating at 36 MHz and having 10 bits of resolution, these A/D converters collect high-fidelity ultrasound information. Each channel has its own dedicated A/D converter along with special filters that are fine-tuned to optimize digitized information. This fine-tuning provides superior contrast resolution, while the high sampling rate provides superb detail resolution.
- Dual Channel Processing provides increased frame rates for gray scale or color by forming two receive beams from one transmitted beam.
- MicroEcho Imaging: MicroEcho Differentiation controls all imaging parameters on every channel to differentiate tissue signal noise, providing enhanced contrast and detail resolution of minute structures. Productivity and diagnostic confidence are increased.

SONOLINE Elegra: Choose the configuration that is right for you

The SONOLINE Elegra platform is available in different configurations to provide the best clinical and budgetary solutions for your practice. Optional field upgrades address your growing clinical requirements.

SONOLINE Elegra Mainframe

Includes:

- Up to 576 channels of real-time digital ultrasound imaging
- Linear, curved and phased array technology image displays in linear, sector, steered or trapezoid formats.
- Electronic transducer selection
- Imaging frequency range of 2.0 to 12.0 MHz
- Color and pulsed Doppler frequency range of 2.0 to 9.0 MHz

Mainframe Upgrades: Factory or Field Installable

- Advanced Imaging Package Upgrade package for SONOLINE Elegra to increase imaging performance. Includes:
 - Up to 1152 channels of real-time digital ultrasound imaging
 - Upgradeable to Multi-D™ Array transducer technology for precise beam elevation control
- DICOM Networking (Print/Store)
- DICOM Worklist Management
- Crescendo™ Multi-Dimensional Image Processor
- SieScape™ Panoramic Imaging
- Color SieScape™ Imaging
- Ensemble™ Tissue Harmonic Imaging
- Ensemble™ Contrast Imaging
- Axis™ Auto OB Measurements
- 3-Scape™ Real-Time 3D Imaging
- Photopic™ Ultrasound Imaging
- SieFlow™ Grayscale Flow Imaging

Optional Upgrades

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

Imaging Platform Processing Power

The super-computational power and speed of the SONOLINE Elegra, providing more than 100 billion operations per second, allows the real-time processing of data using Siemens patented image formation algorithms.

- Micron Tissue Sampling Technology uses the temporal and spatial signatures of tissue speckle data to produce exceptional contrast resolution.
- Zero Loss Flow Processing uses 100% of the acoustic samples to produce exceptional low-flow color display.
- Multi-Spectrum Synthesizer samples, analyzes and compounds multiple Doppler data sets to produce highly sensitive and accurate Doppler flow estimation.

Crescendo™ MultiDimensional Image Processor (Option)

- The optional Crescendo™ MultiDimensional Image Processor provides a fully integrated, highly flexible image processor. This device provides super-computer processing power supporting a number of real-time image analysis, quantification and reconstruction techniques. The programmable nature of these electronics provides the foundation for easy integration and faster delivery of new processing and analysis algorithms.

Channel Matched Transducer Technology

- Wideband channel matched transducers are designed to preserve acoustic signal fidelity on both transmit and receive.
- High-density array transducers optimize and balance frequency, aperture and scan format for each intended application.
- Each high-density transducer provides up to five imaging frequencies. Linear and small aperture arrays can work in multiple formats (steerable linear and trapezoidal). This allows all transducers to cover a variety of examinations and body types.

High-resolution Display

- The SONOLINE Elegra system's optimized and high-fidelity ultrasound data is displayed on a proprietary, high-resolution, non-interlaced monitor.

SYSTEM DESIGN

Control Panel

- SONOLINE Elegra provides a user-centered control panel design.
- SONOLINE Elegra system provides an industry-exclusive control panel featuring Heads-Up display. This feature provides a replica of the active touch panel menu and an icon of the user's hand on the monitor below the real-time image, allowing users to keep their eyes on the image throughout the exam.
- Imaging controls are highlighted with multiple levels of backlighting for ease of use during mixed-mode operation.
- Unique CINE wheel combines frame and loop operation into one control.
- The control panel can be raised and lowered 6.35 cm (2.5 inches), rotated ± 30 degrees and extended toward the user, allowing the system to adapt to the clinical environment. The touch screen portion of the control panel is angled for optimal viewing.

Monitor

- 15-inch, high-resolution, non-interlaced, 68 Hz display
- 768-line monitor with custom phosphor to enhance ultrasound images
- The display matrix is 1,024 x 768 pixels with a recordable image size of 888 x 666 pixels.
- Monitor can tilt (± 15 degrees), swivel (270 degrees) and extend; left or right mounting option.
- Monitor tint can be preset to brown or blue hue.

Audio Speakers/Microphone

- Integrated audio speakers move with the control panel to focus the sound toward the user.
- Microphone for voice recording on videotape

Transducer Ports

- Instant access to three (SONOLINE Elegra) or four (SONOLINE Elegra with Advanced Option) imaging transducers and one dedicated CW transducer with electronic selection

Transducer Storage

- On-board storage for specialty transducers and cable management provides easy access and increased security.
- Four transducer holders integrated into console with a unique locking design to secure transducer and cables during transit
- Gel holder

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

General

- Locking brakes; footrest; configurable storage drawers
- On-board support for up to three documentation devices; e.g. color printer, b/w thermal printer, SVHS VCR
- Standard magneto-optical disk drive

APPLICATIONS

SONOLINE Elegra has been developed for use in a wide range of applications. Imaging presets for each application have been carefully selected for increased productivity. Up to five user-programmable presets are available for each application/transducer combination to customize the system for specific clinical needs. Selected applications include Pictograms, Annotation Labels, User-defined Annotations, Worksheets and Reports.

- Abdominal
- Renal
- Obstetrics
- Gynecology
- Small parts (breast, testicle, thyroid)
- Musculoskeletal
- Cerebrovascular
- Peripheral vascular (arterial and venous)
- Digital
- Transcranial Imaging and Doppler
- Urology (pelvis, penile, prostate)
- Pediatrics (neonatal head, neonatal hip, and abdomen)

TRANSDUCER TECHNOLOGY

A comprehensive range of transducers ensures optimum imaging for all patient types and exams. The WIDEBAND, HIGH DENSITY, MULTIFREQUENCY transducers deliver a new standard of precision in detail resolution. Each transducer provides up to five imaging and three Doppler frequencies, expanding the clinical capability of a single transducer.

- Multi-D Array™ Transducer Technology for precise beam elevation control.
- Linear, curved and phased array technology allows image displays in linear, sector, steered linear or trapezoidal formats.
- Electronic transducer selection
- Frequency range: 2.0 to 12.0 MHz
- Color and pulsed Doppler frequency range: 2.0 to 9.0 MHz

SIGNAL PROCESSING

- A total system dynamic range of up to 159 dB provides superb contrast resolution throughout the image.
- SynAps technology provides receive apertures two to three times larger than conventional ultrasound scanners.
- Dual Channel Processing provides double the frame rate of conventional systems.
- Latest technology, including digital electronics miniaturization
- Multi-frequency transmit on all transducers
- Independent receive gain, transmit power and transmit frequency controls for all dedicated modes and mixed-mode displays
- Optimized preset parameters for each application allow greater consistency within exams across all patients.
- The unique Res/Speed control provides a one-touch intelligent approach for image optimization.
- Frame rates up to 150 fps
- Scan Converter: 3 x (888 x 666 x 8 bit)

IMAGING MODES

General

Signal Processing Controls

- Independent receive gain, line density, transmit power and transmit frequency controls for all modes
- Multi-frequency transmit capability on all transducers
- Depth Gain Compensation: eight DGC controls can be configured to control gain evenly across the current image depth or across the maximum image depth for the transducer in use.

Focusing

- Up to eight transmit focal zones
- Auto focus or manual focus
- Continuous dynamic receive focusing

B Mode

- B-mode line density up to 512 lines
- Persistence: five levels
- Edge enhancement: four levels
- Display dynamic range: 30 to 70 dB in five-decibel increments
- Gain: -20 to 60 dB in two-decibel increments
- Seven user-selectable gray maps

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

PW Doppler

The Multi-Spectrum Synthesizer samples, analyzes and compounds multiple Doppler data sets producing wide dynamic range Doppler with high sensitivity and accurate flow estimation.

- Available on all transducers
- FFT processing: 64 to 256 points
- FFT speed: up to 550 FFTs per second at the highest sweep speed
- Four factory-defined gray maps
- Display dynamic range: 25 to 60 dB in five-decibel increments
- Gain: 0 to 84 dB in two-decibel increments
- PRF range: 1,100 to 37,500 Hz
- Angle correction 0–85° in one-degree increments
- Gate size: from 0.1 to 2.25 cm, depending on transducer
- Wall filters for PW Doppler: 25 to 400 Hz
- Velocity range: 0.3 cm/sec to 1200 cm/sec (with High PRF) at angle correction 0°
- Six levels of baseline shift
- Spectral invert
- Derived waveform Doppler Trace function analyzes frozen Doppler spectra for mean and maximum velocity information. Waveform may be set to trace above baseline, below baseline or both.
- Automatic Waveform Trace simplifies Doppler measurement by automatically calculating PS, ED, MD, TAMx, TAMn, PI, RI and S/D after selection of a cardiac cycle.

Continuous Wave Doppler

- Supports 4 MHz and 8 MHz transducers

Color Doppler

Patented Zero Loss Flow Processing technology processes 100% of the phase and amplitude data for excellent low flow detection and high spatial resolution.

- Available on all imaging transducers
- Twelve user-selectable color maps
- PRF range: 200 to 20,000 Hz
- Up to 512 color samples per color flow data line
- Gain: 0 to 100 dB in one-decibel increments
- Peak hold display
- Four filter selections
- Velocity Range: 0.025 cm/sec to 770 cm/sec
- Up to 256 B-mode lines plus 170 color flow lines
- Sixteen levels tissue/color priority

- Five levels of color smoothing
- Flow states: General, Low, High for all applications
- Color ensemble size range: user-selectable 6 to 20 transmit pulses per color line
- Color persistence: eight levels
- Color invert

Power Doppler T.E.M.™ Imaging (Transparent Energy Mode)

Transparent Energy Mode provides improved sensitivity, angle independence and freedom from aliasing.

- Available on all imaging transducers
- Background color on and off
- Persistence: eight levels
- Color ensemble size range: user-selectable 6 to 20 transmit pulses per color line
- PRF range: 200 to 20,000 Hz
- Gain: 0 to 100 dB in one-decibel increments
- Nine wall filters for power Doppler
- Sixteen levels tissue/color and tissue/power Doppler priority
- Five levels of color smoothing
- Twelve color power maps
- Flow states: General, Low, High for all applications

M Mode

- Available on all transducers
- M-mode zoom: eight levels
- Edge enhancement: four levels
- Display dynamic range: 30 to 70 dB in five-decibel increments
- Gain: -20 to 60 dB in two-decibel increments

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

3-Scape Real Time 3D Imaging (Option)

The dawn of clinically practical Ultrasound, 3-Scape provides the first Real Time 3D Ultrasound fully integrated into a premium system.

Fully Integrated

- 3-Scape is fully integrated into the Elegra Platform. No additional User Interface or Hardware is necessary.
- Storage and retrieval of 3-Scape volumes to the on-board 9GB Hard Drive or Magneto Optical (MO) Disk
- Bookmarks allow storage of a particular slice with the volume for quick recall.
- Standard system controls can be used in conjunction with interacting with and optimizing the 3-Scape volume: Zoom, Priority, B and Power Map selection, Dynamic Range controls, Footswitch

Real Time

- Real Time construction during free hand acquisition
- Simultaneous acquisition of B- and Power-mode volume that can be independently reviewed
- Four-quadrant display of volume and orthogonal views
- Display of Maximum and Minimum Intensity Projection of the acquired volume
- Surface and volume rendering in Gradient and Opacity mode are available for reconstructing 3-D images. An electronic scalpel enables the user to edit the volume for further optimization.
- Sensorless measurements on the 3.5C40 and 75L40 allow fast volume determination (except systems shipped in the USA - pending FDA approval).
- Interactive Arbitrary slicing to create any view of the anatomy
- 360-degree rotation of volume and slices for optimal viewing

Clinically Practical

- Volumes up to 20cm in length can be acquired
- Fast interaction reduces time
 - Volume Rotation up to 12 frames per second
 - Arbitrary slicing up to 12 frames per second

3-Scape™ Real Time 3-D Imaging is available on: 3.5C40, 75L40, 5C50, VFX13-5 Multi-D™ Array, VF13-5, 7.5PL13, 2.5PL20, CX5-2 and 6.5EV13 transducers covering the following applications:

- OB/GYN
- Abdominal
- Renal
- Small Parts (Breast, Thyroid, Testes)
- Musculoskeletal

- Transcranial
- Neonatal head
- Endovaginal

3-Scape Real Time 3D Imaging operates on the Crescendo MultiDimensional Image Processor.

SieScape™ Imaging (Option)

Large field of view images are acquired with real-time, high-resolution gray scale imaging. These images present ultrasound information in anatomical context, eliminating the need to mentally piece together successive images of a scan.

- SieScape™ imaging available on all imaging transducers.
- SieScape™ images may be created up to 60 cm in length or 180 degrees.
- Position-sensing attachments are not required.
- A unique CINE display provides review capability of the individual data frames that make up the SieScape™ image.

Color SieScape™ Imaging (Option)

Color SieScape™ imaging is a combination of live SieScape™ imaging and live Power mode acquisition. Color SieScape™ adds physiologic flow information to the SieScape™ panoramic images. The peak power signal is saved for the compounded Color SieScape™ image. SieScape™ and Color SieScape™ operate on the Crescendo™ MultiDimensional Image Processor.

Ensemble Harmonic Imaging (Options)

Ensemble Harmonic Imaging combines:

- Wideband Harmonics,
 - Multi-Frequency capability,
 - Multiple transducers, and
 - Phase Inversion Technology
- to provide the most comprehensive Harmonic Imaging utility possible.

Ensemble Tissue Harmonic Imaging

Ensemble Tissue Harmonic Imaging enhances imaging in difficult-to-image patients. Images obtained using this technique demonstrate dramatic improvements in contrast and spatial resolution. Ensemble Tissue Harmonic Imaging operates on the Elegra and Elegra Advanced Systems. Ensemble Tissue Harmonic Imaging is available for the 3.5C40, 75L40, 6.5EV13, 2.5PL20, CX5-2 and 5.0C50 Transducers, and is activated by a single user action.

Ensemble Contrast Imaging

Ensemble Contrast Imaging detects the harmonic response of contrast agents to the Ultrasound waveform.

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

Wideband harmonics are utilized to process the unique harmonic spectra of contrast agents as they travel through the vascular system. Specific flow-optimization settings are available for B, Color and Power mode imaging. A single user action activates Stimulated Acoustic Emission (SAE), used to burst bubbles to enhance visibility. Ensemble Contrast Harmonic Imaging is initially introduced on the 3.5C40, 7.5L40, 5.0C50, CX5-2 and 2.5PL20 transducers, and is activated by a single user action.

Photopic™ Ultrasound Imaging (Option)

Photopic™ Ultrasound Imaging is a revolutionary, new real-time, adaptive contrast optimization algorithm that allows for optimal presentation of ultrasound data resulting in improved contrast resolution. Using a sophisticated image-enhancement algorithm, Photopic Ultrasound instantly recognizes the histogram of a standard, grayscale ultrasound image, balances it and translates it into a color enriched image for improved differentiation and identification of subtle tissue changes. The algorithm optimizes the image for photopic (or bright light) viewing conditions.

- Photopic™ Ultrasound Imaging operates on the Crescendo™ MultiDimensional Image Processor.
- Photopic™ Ultrasound Imaging is available on all transducers.

SieFlow™ Grayscale Flow Imaging (Option)

SieFlow™ Grayscale Flow Imaging allows direct visualization of flow in B-Mode. Providing enhanced lumen definition and diagnosis of subtle soft plaques or stenotic lesions. Aids in recognition of ulcerated plaques and irregularities in the vessel walls.

- SieFlow™ Grayscale Flow Imaging benefits from Phase Inversion technology (high spatial and contrast resolution)

SieFlow™ Grayscale Flow Imaging is available on the 7.5L40 transducer.

IMAGE DISPLAY

B Mode

- Full screen, dual B
- All formats can be inverted (U/D) and flipped (L/R).
- Image Depth up to 24.0 cm, in 1-cm increments, 0.5-cm increments for VF, VFX transducers
- Sector: selectable field of view from 15 up to 90 degrees, in 5-degree increments
- Trapezoidal: selectable field of view up to 90 degrees, in 5-degree increments, on linear transducers
- Steerable Linear: variable steering angles of the B-mode, Color and Doppler
- Curved: selectable field of view from 15 to 140 degrees, in 5-degree increments, depending upon transducer
- Read/write zoom with image pan
 - Available on live imaging
 - Preserves full image resolution within the zoom ROI
 - Up to 8x read/write zoom
- Read-only zoom with image pan
 - Available on frozen images and CINE images
 - Magnifies the current on-screen image
 - Up to 8x read-only zoom
- On-screen transmit power indicator
- On-screen acoustic power indicator (AIUM/NEMA output display standard)

M Mode

- Full screen, B/M Mode
- Three sweep rates (1.8 cm/sec, 3.7 cm/sec, 7.4 cm/sec)
- Four imaging formats: 1/3-2/3, 2/3-1/3, 1/2-1/2, 40-60 side by side

Spectral Doppler

- Full screen, B/D Mode, simultaneous, Duplex and update
- Three sweep rates (1.8 cm/sec, 3.7 cm/sec, 7.4 cm/sec)
- Four imaging formats: 1/3-2/3, 2/3-1/3, 1/2-1/2, 40-60 side by side

Color Doppler and Power Doppler T.E.M.™ (Transparent Energy Mode) Imaging

- B/C Mode, dual B/C Mode
- B/C/D Mode (simultaneous triplex), B/C/D Mode (update)
- B/C/M Mode simultaneous

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

GENERAL MEASUREMENTS AND CALCULATIONS

B Mode (six cursor sets on frozen image, one set on a live image)

- Measurements are available in all exams on live/frozen images and CINE playback.
- Distance, depth from Skin Line
- Area and circumference: two-point ellipses and trace
- Volume (one cursor set): single plane volume using ellipse, biplane volume using distance, flow volume using diameter or area method

M Mode (one cursor set)

- Distance
- Heart rate

Doppler (one cursor set)

- Velocity/frequency, slope; time averaged max velocity (TAMx); time averaged mean velocity (TAMn); heart rate; resistive index (RI); pulsatility index (PI); S/D ratio, flow volume using diameter or area
- Automatic waveform trace function to simplify Doppler measurements

EXAM-SPECIFIC MEASUREMENTS AND CALCULATIONS

Obstetrics

- Menstrual Age and Estimated Date of Confinement by LMP or IVF
- Menstrual Age by Single Parameter: Gestational Sac Diameter (GSD), Crown Rump Length (CRL), Biparietal Diameter (BPD), Head Circumference (HC), Abdominal Circumference (AC), Femur Length (FL), Humerus Length, Foot Length, Tibial Length, Ulnar Length, Binocular Distance
- User defined OB tables
- Menstrual Age by Multiple Parameters
- Estimated Date of Confinement by Ultrasound Age
- Estimated Fetal Weight (EFW)

Growth Evaluation

- Ratios: Cephalic Index (CI), HC/AC, FL/AC, FL/HC, FL/BPD, LVW/HW, TCD/AC
- Curves: CRL, BPD, HC, AC, FL, Humerus, EFW
- Percentile display on report

B-mode Measurements

- Amniotic Fluid Index, Anterior-posterior Abdominal Diameter (APAD), Cervix Length, Cisterna Magna,

Clavicle, Fibula Length, Hemispheric Width (HW), Lateral Ventricular Width (LVW), Nuchal Thickness, Ocular Diameter, Occipital-frontal Diameter (OFD), Placental Thickness, Radius, Anterior-posterior Renal Diameter, Renal Length, Transverse Abdominal Diameter (TAD), Transcerebellar Diameter (TCD), Thoracic Circumference (TC), Umbilical Vein Diameter (Um VD), Binocular Distance

Doppler Measurements

- Arcuate Artery, Fetal Aorta, Fetal Heart Rate, Middle Cerebellar Artery (MCA), Ovarian Artery, Uterine Artery, Umbilical Artery, Ductus Venosus, Ductus Arteriosus

M-mode Measurements

- Fetal Heart Rate

Worksheet and Report

Axis™ Automatic OB Calipers (Option)
Axis™ Automatic OB Calipers provides automatic caliper placement and subsequent calculation of Fetal Head Circumference, Bi-Parietal Diameter, Occipito-Frontal Diameter, Abdominal Circumference and Femur Length Measurements obtained using Axis™ Automatic OB Calipers can be seamlessly transferred to the OB Package. Axis™ Automatic OB Calipers is driven by sophisticated image and object recognition technology.

Gynecology

B-mode Measurements

- Ovarian Dimension, Cervical Length, Endometrial Thickness, Uterus Dimension, Gestational Sac Diameter (GSD), Crown Rump Length (CRL), Yolk Sac Diameter, Pre- and Post-Void Bladder Volume, Cyst Diameter

Doppler Measurements

- Arcuate Artery, Ovarian Artery, Uterine Artery

Worksheet and Report

Cerebrovascular

B-mode and Doppler Measurements

- Innominate Artery, Subclavian Artery, Vertebral Artery, Internal Carotid Artery, External Carotid Artery, Common Carotid Artery

Worksheet and Report

- Ratio: ICA/CCA

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

Peripheral Vascular

B-mode and Doppler Measurements

- Profunda Femoral Artery, Superficial Femoral Artery, Common Femoral Artery, External Iliac Artery, Iliac Artery, Dorsalis Pedis Artery, Peroneal Artery, Post Tibia Artery, Anterior Tibia Artery, Popliteal Trunk, Popliteal Artery

Arterial Report

Transcranial

B-mode and Doppler Measurements

- Ophthalmic Artery, Vertebral Artery, Internal Carotid Artery, Confluence, Basilar Artery, Posterior Cerebral Artery, Anterior Cerebral Artery, Middle Cerebral Artery
- Ratio: MCA/ICA

Worksheet and Report

IMAGE REVIEW, DOCUMENTATION AND STORAGE

CINE Review

CINE feature offers post-acquisition optimization of a number of imaging parameters.

- In mixed mode (B/M, B/D, B/C/D), individual modes can be played back independently.
- Standard CINE Memory: 36 megabytes providing up to 350 images
- Optional CINE Memory: 96 megabytes providing up to 1,024 images
- Up to 380 seconds Doppler CINE, or up to 170 seconds M-mode CINE
- Six playback speeds (six for B,B/C; two for D,M)

Post Processing Features (Freeze Frame or CINE)

- B Mode
 - Zoom/pan
 - Dynamic range
 - Gray map
 - Measurements/annotations/pictograms
- Color
 - Zoom/pan

- Color map
- Color invert
- Color baseline shift
- Color display on/off
- Color priority
- Peak hold
- Measurements/annotations/pictograms
- Doppler
 - Baseline shift
 - Spectral dynamic range
 - Gray map
 - Angle correct
 - Derived Waveform Doppler trace
 - Spectral invert
 - Measurements/annotations/pictograms
- M Mode
 - Dynamic range
 - Measurements/annotations/pictograms
- Report Printing
 - Measurement reports and OB graphs to laser printer

Digital Storage

Allows users to save and recall color and black/white images on the system's hard drive and Magneto-Optical disks. Both DICOM and DEFF image formats are supported. Each image stored to the MO disk or the network (DICOM users) is duplicated on the hard drive for data safety.

Hard drive

- 9GB Hard Drive (Standard)
 - Stores 1500 images, color or black/white
 - Stores up to 600 3-Scape Volumes

Magneto-Optical (MO) Drive

- 3.5-inch, 640-MB MO drive; reads/writes 128-MB, 230-MB and 640-MB disks
- Allows storage of images and user presets
- Supports system software upgrades

Exam Review

Image display of digitally stored images in 4-on-1 and 9-on-1 screen formats. Exam Review allows the selection of images for printing and deletion, review of the current exam in progress and archived exams on either the system hard drive or Magneto Optical disk. Exam sorting/search can be done by Name, ID, Exam Type and Date/Time.

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

Documentation Devices

All available in NTSC or PAL Format

- Sony SVO-9500MDP/MD SVHS VCR
- Visiplex CCM 601 Multiformat Camera B/W
- Sony UP-5600MD Digital Color Printer
- Sony UP-890MD B/W Thermal Printer
- Mitsubishi CP-700 Analog Color Printer

DICOM Connectivity (Options)

Allows the user to send images and data to either a DICOM-compatible picture Archiving and Communications Systems (PACS), i.e. Workstation, File Server or Archive device or a recommended DICOM-compatible printer.

Allows the user to receive patient demographics from a DICOM Worklist server to eliminate the need to type in all patient information before an exam. No external acquisition unit is required on the SONOLINE Elegra Platform.

Network connections supported

- 10-baseT Ethernet (RJ-45 Connector)
- 10-base2 thinwire Ethernet (BNC connector)
- Fiber optic

DICOM Storage Class

- Allows connectivity to PACS
- Allows storage of digital black/white and color images with patient demographic data

DICOM Print Class

- Allows connectivity to DICOM-compatible laser cameras and printers

DICOM Worklist & MPPS

The DICOM Modality Worklist Management allows the user to query and retrieve demographics from a Hospital or Radiology Information System's Worklist server. From a Worklist server that supports DICOM Modality Perform Procedure Step (MPPS), Scheduled Procedure Step information can also be retrieved and Perform Procedure Step information can be returned from the system to the Network's Modality Perform Procedure Step Server. These features improve workflow efficiency and increase

the accuracy of patient data entered into the SONOLINE Elegra

- DICOM Worklist and MPPS Management are available on SONOLINE Elegra configured with the DICOM option.

A DICOM Worklist server / Modality Performed Procedure Step server, respectively, is required for these features.

Siemens Ultrasound Group's Elegra DICOM Conformance Statement is available on the Siemens Ultrasound World Wide Web site at:

<http://www.siemensultrasound.com/prod/dicom/dicom.html>

SYSTEM SOFTWARE

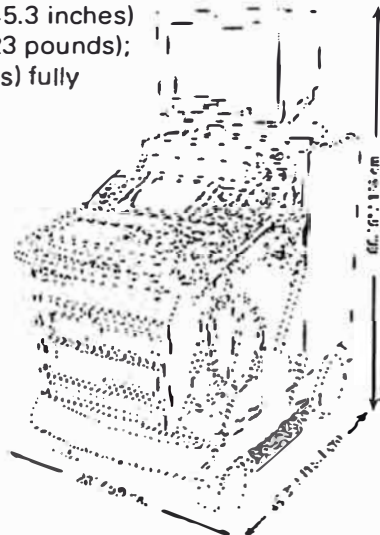
SONOLINE Elegra is a software-driven flexible platform. This platform is designed to be upgraded over time to provide additional features, image processing algorithms and performance enhancements. Software upgrades are provided through an integrated magneto-optical disk drive that is standard with SONOLINE Elegra.

- The system software provides exam-specific applications and transducer-specific imaging presets.
- The image screen, control panel text and operator's manuals are available in English, German and French.

SONOLINE Elegra Digital Ultrasound System

SYSTEM DIMENSIONS

- Height: 153 cm (60.15 inches)
- Width: 69 cm (26 inches)
- Depth: 115.1 cm (45.3 inches)
- Weight: 238 kg (523 pounds);
276 kg (608 pounds) fully
configured



ELECTRICAL/ENVIRONMENTAL SPECIFICATIONS

- Voltage: 100 V, 115 V, 200 V, 230 V (50/60 Hz)
- Integrated AC line conditioner
- Built-in AC isolation transformer
- Power connections:
 - 100 V version: 90–110 VAC;
 - 115 V version: 98–132 VAC;
 - 200 V version: 170–230 VAC;
 - 230 V version: 196–264 VAC
- Power consumption: maximum 1.8 kVA
(may vary with configuration)
- Atmospheric pressure range: 700–1060 hPa
(up to 3,050 meters)
- Ambient temperature: +10° C to +33° C
- Humidity: 30–75%, non-condensing
- Maximum heat output: 4788 BTU/hr

SYSTEM INPUT/OUTPUT

- Input: NTSC or PAL; R, G, B, Sync; Audio (R/L);
SVHS (Y/C)
- Output: NTSC or PAL; SVHS (Y/C); R, G, B, Sync;
Composite (B/W or Color); Audio (R/L); Ethernet;
RS-232; RJ-11 (service modem)
- Video Standard
 - NTSC/EIA: 525 lines, 60 Hz
 - PAL/CCIR: 625 lines, 50 Hz
- Internal modem for remote system diagnostics in
selected geographical regions
- Stereo headphone jack

SAFETY/REGULATORY REQUIREMENTS

The SONOLINE Elegra System meets the requirements of the Medical Device Directive and carries the CE Mark.



- EN 60601-1
- EN 60601-1-2
- EN 29001 Quality Systems
- EN 46001 Medical Quality Systems Applications

U.S. and other

- UL 2601-1
- CSA C22-2 No. 601.1
- 21 CFR 820 Good Manufacturing Practices

SieScape™ imaging: U.S. Patent No. 5,575,286. Other U.S. and foreign patents pending.

Siemens medical
Solutions that help

Siemens reserves the right to modify the design and specifications contained herein without prior notice. Please contact your local Siemens Medical Systems Sales Representative for the most current information.

Siemens Medical Systems, Inc.
Ultrasound Group
P.O. Box 7002
Issaquah, WA 98027-7002 U.S.A.
Telephone: 1-800-477-6627

From outside the U.S.A.
call 1-425-557-8704
Europe: +49 9131 84 0
E-mail: hotline@sqi.com
www.siemensultrasound.com

Siemens Aktiengesellschaft
Medical Engineering Group
Henkestrasse 127
D-91052 Erlangen, Germany
Telephone: (+9131) 84 0

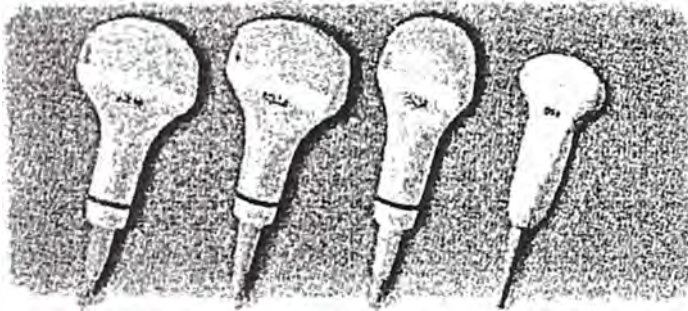
A91004 M2460G062 08-4A00
DA 0100

© 1996-2000 Siemens Medical Systems, Inc.
Printed in U.S.A.

US

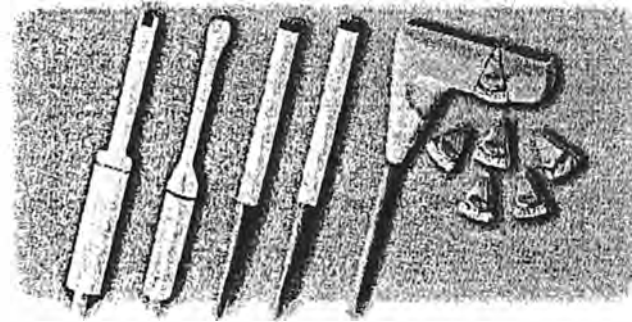
Transducer Solutions

Curved Array



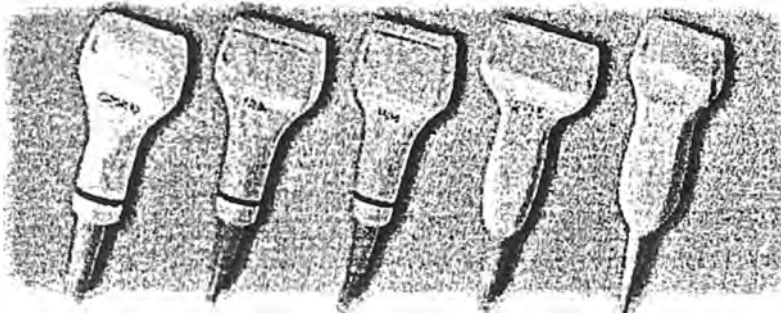
3.5C40H 5.0C50 7.5C30 CX5-2

Specialty



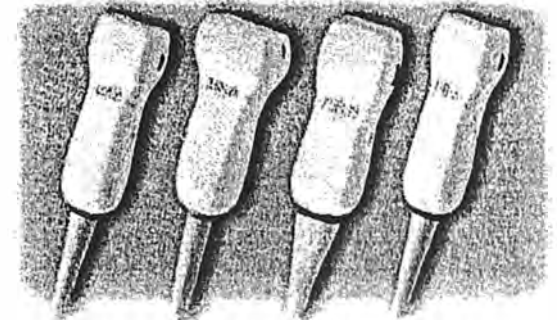
6.5EC10 6.5EV13+ 4CW 8CW LB5-2

Linear



5.0HDPL40 5.0L40 7.5L40 VF13-5 VFX13-5

Phased Sector



2.5PL20 3.5PL28 7.5PL13 P8-3

BIBLIOGRAFÍA

1. DIAGNOSTIC ULTRASOUND

Frederick W. Kremkau

W.B. Saunders Company, quinta edición, 1998

2. ENSEMBLE TISSUE ARMONIC IMAGING

Raymond L. Powis

Siemens, 1998

3 HARMONIC IMAGING: PRINCIPLES AND POTENCIAL APLICACIONES

Peter N. Burns

Hewlwt Packard, 1997

4. ULTRASOUND PHYSICS AND INSTRUMENTATION

Wayne R. Hedrick, David L. Hykes, Dale E, Starchman

Mosby, tercera edición, 1995

5. MANUAL DE RADIOLOGIA PARA TECNOLOGOS

Stewart C. Bushong

Mosby, quinta edición, 1993

6. IMAGING SYSTEMS FOR MEDICAL DIAGNOSTICS

Erich Krestel

Siemens Akiengesellschaft, 1990