

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRÓNICA

E.A.P. DE INGENIERIA ELECTRÓNICA

Sistema de recuperación de imagen ecografica basado en computadora compatible, a partir de un arreglo de cristales piezoelectricos y una tarjeta interfaz controladora.

TESIS Para optar el titulo profesional de INGENIERO ELECTRÓNICO

AUTOR

Carlos Augusto Sánchez Marquez

LIMA – PERU 2005

**SISTEMA DE RECUPERACIÓN DE IMAGEN
ECOGRAFICA BASADO EN COMPUTADORA
COMPATIBLE, A PARTIR DE UN ARREGLO DE
CRISTALES PIEZOELECTRICOS Y UNA
TARJETA INTERFAZ CONTROLADORA**

CARLOS AUGUSTO SÁNCHEZ MÁRQUEZ

CARLOS AUGUSTO SÁNCHEZ MARQUEZ

**SISTEMA DE RECUPERACIÓN DE IMAGEN
ECOGRAFICA BASADO EN COMPUTADORA
COMPATIBLE, A PARTIR DE UN ARREGLO DE
CRISTALES PIEZOELECTRICOS Y UNA
TARJETA INTERFAZ CONTROLADORA**

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería
Electrónica de la Universidad Nacional
Mayor de San Marcos para obtener el Título
Profesional de Ingeniero Electrónico.

Área: Ingeniería Biomédica.

Asesor: Milton Ríos Julcapoma.

Lima – Perú

2005

A MI MADRE ZENOBIA
POR SU APOYO DESMEDIDO
Y SU GRAN MOTIVACIÓN PARA
AVANZAR POR ESTE BUEN CAMINO
Y, A MI ESPOSA MIRIAM
POR SU APOYO Y COMPRENSIÓN
PARA LA CULMINACIÓN DE ESTA TESIS

AGRADECIMIENTOS

Infinitamente, a Zenobia Márquez, mi querida Madre, quien con mucho amor y esfuerzo supo orientarme y educarme, logrando hacer de mi un profesional egresado de la prestigiosa Universidad Nacional Mayor de San Marcos y disponible al servicio del país. A mi esposa Miriam, quien durante todo el desarrollo de este trabajo, me supo apoyar y comprender de manera comedida e incondicional. A don Jaime Miranda y a mis hermanos Yolanda y Jaime, quienes me brindaron su apoyo de manera incondicional.

A mi asesor, el Ing. Milton Ríos Julcapoma, investigador de INICTEL y catedrático de UNMSM, quien dedico muchas horas de su valioso tiempo y supo orientarme sabiamente para la culminación de este trabajo.

Al Ing. Alejandro De la Cruz, de INICTEL, quien me apoyó y orientó bondadosamente durante el desarrollo de mi tesis.

A la Ing. Isabel Guadalupe, de INICTEL, con quien intercambié opiniones y de quien recibí orientaciones que me hicieron crecer profesionalmente.

Al Ing. Sergio Salas, de INICTEL y UPC, de quien recibí orientaciones para el desarrollo de este trabajo.

Al Ing. Víctor Cruz, de INICTEL, por su constante preocupación por el avance de este estudio.

A los Doctores: Jorge Silva, ginecólogo; Fernando Mejía Kanashiro, ginecólogo; José Flores Durand, cardiólogo, hoy radicado en Canadá; quienes apoyaron la idea de esta tesis de manera incondicional.

Al CONCYTEC y al INICTEL, por su gran apoyo, sin el cual no hubiese sido posible culminar este trabajo de tesis.

A mi Alma Mater, la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, en cuyas aulas pude forjarme una profesión.

INDICE GENERAL

Lista de Figuras	I
Lista de Tablas	VIII
Lista de Abreviaturas	IX
Lista de Símbolos	XII
Resumen	
Abstract	

Capítulo I. Necesidad de recuperar imágenes ecográficas.

1.1. Introducción	1
1.2. Justificación	1
1.3. Información ecográfica	2
1.4. Aplicaciones de este estudio	2
1.5. A cerca de nuestro trabajo	2
1.6. Repercusiones de este estudio	2
1.7. Justificaciones para la aplicación de este estudio en el plano médico	3
1.8. Comentarios de los datos estadísticos del estado del Servicio de Ecografía en Perú	3
1.8.1. Densidad demográfica	3
1.8.2. Factor socioeconómico	3
1.8.3. Desnutrición materno-infantil	4
1.8.4. Mortalidad materno-infantil	4
1.8.5. Acceso a los servicios de salud	5
1.8.6. Demanda de servicio de salud	5
1.8.7. Número de establecimientos del sector salud (por área poblacional)	6
1.8.8. Número de equipos del sector salud del país en el Servicio de Ecografía	6
1.8.9. Número de equipos de ecografía del MINSA	6
1.8.10. Recursos humanos	7
1.9. Conclusión	8
1.10. Hipótesis	8

1.11. Metodología de trabajo	8
1.12. Recursos utilizados	8

Capitulo II. Determinación de la mejor alternativa de solución.

2.1. Alternativas de solución	10
2.1.1. Ecógrafo multipropósito	10
2.1.1.1. Tipos de transductores utilizados	10
2.1.1.2. Tipo de tecnología del transductor	10
2.1.2. Ecógrafo Lineal	11
2.1.2.1. Tipos de transductores utilizados	11
2.1.2.2. Tipo de tecnología del transductor	11
2.1.3. Ecógrafos Doppler	11
2.1.3.1. Tipos de transductores utilizados	11
2.1.3.2. Tipo de tecnología del transductor	11
2.2. Criterios para escoger la mejor alternativa de solución	12
2.3. Elección de la mejor alternativa de solución	12

Capitulo III. Fundamentos de los ultrasonidos en ecografía medica.

3.1. Introducción	13
3.2. Características de las ondas ultrasónicas	13
3.2.1. Dirección de propagación	13
3.2.2. Frecuencia	13
3.2.3. Amplitud acústica	14
3.3. Medios de propagación de ultrasonidos	15
3.4. Parámetros de propagación en los medios orgánicos	16
3.4.1. Velocidad de propagación (V)	16
3.4.2. Potencia acústica (W)	16
3.4.3. Intensidad acústica (I)	17
3.4.3.1. Valor absoluto	18
3.4.3.2. Valor relativo	18
3.4.4. Impedancia acústica (Z_{us})	18
3.4.4.1. La velocidad de propagación y la interacción en el medio	19
3.4.4.2. Distancia recorrida en un medio	19

3.4.5. Presión acústica (P)	20
3.5. Propagación de los ultrasonidos en medios orgánicos (Área medica)	20
3.5.1. Interacción entre los medios	21
3.5.2. Fenómenos relacionados a la propagación de ultrasonidos	22
3.5.2.1. Atenuación	22
3.5.2.1.1. Absorción	22
3.5.2.1.1.1. Efectos térmicos	23
3.5.2.2. Reflexión y refracción	24
3.5.2.2.1. Coeficiente de reflexión	25
3.5.2.2.2. Angulo de incidencia	26
3.5.2.2.3. Superficie de incidencia	26
3.5.2.3. Direccionalidad	26
3.6. Generación de ultrasonidos	27
3.6.1. Efecto piezoeléctrico	27
3.6.2. Cristales de cuarzo	27
3.6.2.1. Dilatación lineal	29
3.6.2.2. Campo eléctrico generado	29
3.6.3. Otros cristales naturales y materiales cerámicos	29
3.7. Concepto de transductor de ultrasonido	30
3.7.1. Modelos de transductores de ultrasonido para aplicación médica	30
3.7.1.1. Sectoriales (mecánicos)	31
3.7.1.2. Lineal (electrónico)	31
3.7.1.3. Convexo (electrónico)	32
3.7.1.4. Doppler (electrónico)	32
3.7.2. Tecnología de transductores de ultrasonido	33
3.7.2.1. Tecnología del transductor sectorial del modelo mecánico	34
3.7.2.1.1. El encoder	35
3.7.2.1.1.1. El encoder incremental	35
3.7.2.1.1.2. El encoder absoluto	37
3.7.2.2. Tecnología de los transductores lineales y convexos del modelo electrónico	38
3.7.2.2.1. El material piezoeléctrico	38
3.7.2.2.2. El amortiguador	38

3.7.2.2.3. El adaptador de impedancias	38
3.7.2.3. Modos de funcionamiento de los transductores ultrasónicos	39
3.7.2.3.1. Modo continuo	39
3.7.2.3.2. Modo Eco-Pulso	39
3.7.2.4. Modos de escaneo (barrido)	39
3.7.2.4.1. Escaneo lineal	39
3.7.2.4.2. Escaneo sectorial	40
3.8. El ecógrafo	40
3.8.1. ¿Qué es la ecografía?	41
3.8.2. Clasificación de la ecografía	41
3.8.2.1. Ecografía de alta potencia	41
3.8.2.2. Ecografía de baja potencia	42
3.9. Reflectividad tisular	44
3.9.1. Reflexión especular	44
3.9.2. Reflexión no especular	44
3.10. Resolución de ultrasonidos y calidad de imagen	45
3.10.1. Calidad de la imagen	45
3.10.1.1. Resolución espacial	45
3.10.1.2. Resolución dinámica	46
3.10.1.3. Resolución de contraste	46
3.11. Transmisión y recepción de ultrasonidos	46
3.11.1. Transmisión de ultrasonidos	46
3.11.1.1. Focalización mecánica	47
3.11.1.2. Focalización electrónica	47
3.11.2. Recepción de ultrasonidos	47
3.12. Formación de la imagen ecográfica	47
3.12.1. Representación de la imagen ecográfica	48
3.12.1.1. Modo A	48
3.12.1.2. Modo B	49
3.12.1.3. Modo M	50
3.12.1.4. Modo en Tiempo Real	50
3.12.1.5. Modo Doppler	50
3.12.1.5.1. Doppler color	51
3.12.1.5.2. Doppler continuo	51
3.12.1.5.3. Doppler pulsado	51

5.4.1.2.5. Fuente múltiple de alta tensión	90
5.4.2. Amplificador de video	97
5.4.2.1. Ensayos y diseño del Amplificador de Video	97
5.4.2.1.1. Ensayos con un amplificador de video implementado	97
5.4.2.1.2. Diseño del Amplificador de Video	102
5.4.2.1.3. Cálculos para el diseño del Amplificador de Video	104
5.4.3. Diseño del Extractor de Sincronismo	107
5.4.4. Diseño del Generador de sincronismo de línea	112
5.5. Resultados obtenidos en esta etapa	115
5.6. Especificaciones técnicas	120
5.7. Detalles complementarios	121
5.8. Conclusiones	122

Capítulo 6. Etapa de Digitalización.

6.1. Introducción	123
6.2. Consideraciones para la digitalización	123
6.2.1. Frecuencia de muestreo de la señal de video	124
6.2.1.1. Cálculo de la frecuencia de muestreo	125
6.2.2. Presentación visual y velocidad de imagen	126
6.2.3. Velocidad y distancia entre tejidos	127
6.2.4. Capacidad de Memoria	128
6.2.4.1. Profundidad de acceso	129
6.2.4.2. Cálculo de la profundidad de acceso	130
6.3. Adquisición de Imagen con una Tarjeta de Adquisición de Datos	131
6.3.1. Características eléctricas y de señal de la tarjeta NI5201	
Series de National Instruments	133
6.4. Adquisición de imagen	134
6.4.1. Adquisición de imagen con LabView	137
6.4.2. Descripción del programa en LabView	138
6.4.2.1. Estructura MatLab del programa de adquisición	
de imagen	146
6.5. Resultados de esta etapa	148

Capítulo 7. Diseño del algoritmo del software para la Etapa de Procesamiento de Imagen.

7.1. Introducción	155
7.2. Teoría de Procesamiento de Imágenes	155
7.2.1. Procesamiento de imagen por el método espacial	156
7.2.2. Procesamiento de imagen por el método de la frecuencia	157
7.3. Etapa de Procesamiento de Imágenes de nuestro estudio	158
7.4. Algoritmo del software de Procesamiento de Imagen	159
7.4.1. Definición de la imagen como función	159
7.4.2. Para el muestreo y la cuantificación	160
7.4.3. Algoritmos del método espacial	161
7.4.3.1. Filtros lineales	161
7.4.3.1. Filtros no lineales	162
7.4.4. Algoritmos del Método de la Frecuencia	163
7.4.4.1. Algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier de una imagen	163
7.4.4.2. Explicación del algoritmo FFT	164
7.4.5. Filtro en el dominio de la Frecuencia	166
7.4.5.1. Filtrado Pasa Bajo (Suavizado)	166
7.4.5.1.1. Filtro pasa bajo Ideal	167
7.4.5.1.2. Filtro pasa bajo NO Ideal (filtro de Butterworth)	168
7.4.5.2. Filtros de paso alto (resaltado)	169
7.4.5.2.1. Filtro Ideal	169
7.4.6. Inversa de la Doble Transformada Rápida de Fourier de una imagen	170
7.5. Programa de Procesamiento de Imagen IECOGRAFO.CPP	170
7.5.1. Consideraciones para el Diseño del Programa IECOGRAFO.CPP	171
7.5.2. Diseño y descripción del programa IECOGRAFO.CPP	171
7.5.2.1. Rutinas de procesamiento	175
7.6. Resultados de la etapa	179

Capítulo 8. Resultados obtenidos.

8.1. Resultados de la Etapa de Procesamiento Analógico	186
8.2. Resultados de la Etapa de Digitalización	192
8.3. Resultados de la Etapa de Procesamiento de Imagen	196
Conclusiones.	208
Anexo A. Estadísticas del servicio de salud en Perú.	210
Anexo B. Antecedentes de desarrollo tecnológico en ultrasonido.	
1. Rasgos históricos de la ecografía medica	220
2. Desarrollos anteriores y similares	222
2.1. Transductores piezoeléctricos para aplicaciones de visualización ultrasónica: diseño, modelado y realización	222
2.1.1. A propósito de CSIC (Consejo Supremo de Investigación Científica)	227
2.2. Diseño y estudio de un emisor de ultrasonidos	232
2.2.1. Introducción	232
2.2.2. Objetivo del proyecto	233
2.3.3. Aplicaciones	233
2.3.4. Resultados obtenidos	233
Anexo C. Estándares internacionales y organismos internacionales de Normalización para equipos de ultrasonido.	
1. Estándares Internacionales para equipos de ultrasonido	236
2. Organismos Internacionales de Normalización	236
3. Estándares internacionales para equipo médicos de ultrasonido	236
Anexo D. Tarjeta de Adquisición de Datos.	
1. Introducción	239
2. Hardware de adquisición de datos	239
2.1. Características	239

2.2. Las entradas analógicas	239
2.3. La conversión analógico-digital	239
2.4. Márgenes dinámicos de entrada	240
2.5. Los sistemas de multiplexación	240
2.6. Las salidas analógicas	240
2.7. Entradas y salidas digitales	240
2.9. Los circuitos de conteo y temporización de entrada y salida	241
3. Software de adquisición de datos	241
3.1. Lenguajes de programación	241
3.1.1. Ensamblador	242
3.1.2. C, visual C++	242
3.1.3. LabView	242
3.1.3.1. Creación de código externo en LabView	241
3.1.3.1.1. Creación de CIN's	241
3.1.3.1.2. Creación de DLL's	242
4. Tarjeta de Adquisición de Datos NI 5102 SERIES	246

Anexo E. Programa de Procesamiento de Imagen ecográfica.

1. Programa IECOGRAFO.CPP	252
2. Lista de las subrutinas de los menús	252
3. Desarrollo del programa	253
4. Algoritmos del Programa	260

Anexo F. Simulación con MatLab.

1. Simulación de la Etapa de Procesamiento Analógico	275
2. Simulación de la Etapa de Digitalización	278
3. Simulación del proceso de formación y recuperación de una imagen ecográfica	281
4. Programa integral de simulación del sistema	294

Anexo G. El estándar DICOM.

1. Introducción	296
2. Los sistemas PACS	297
2.1. Componentes de los sistemas PACS	298
2.2. Estandarización	298

2.2.1. El estándar DICOM	299
2.2.1.1. El estándar DICOM y sus principales características	300
2.2.1.2. Especificaciones para comunicación en red	301
2.2.1.3. Aceptación Clínica	302
2.3. El Futuro de DICOM	303

Anexo H. Análisis de costos.

1. Introducción	306
1.1. Dispositivos para los circuitos	306
1.2. Accesorios	306
1.3. Servicios Profesionales	307
1.3.1. Tiempos de Servicio y Costo Mensual	307
1.3.1.1. Costos totales	307

LISTA DE FIGURAS

3.1. Onda de ultrasonido	14
3.2. Flujo de ultrasonido a través de un área	17
3.3. Las moléculas del tejido atravesado sufren ciclos de expansión y compresión (las barras verticales)	20
3.4. Reflexión y refracción de la onda ultrasónica	25
3.5. Cristales de cuarzo tal como aparecen en la naturaleza	28
3.6. Modelos de corte de los cristales de cuarzo	28
3.7. Elongación y contracción de un disco PZT cuando se le aplica un voltaje	29
3.8. Transductor sectorial (mecánico)	31
3.9. Transductor lineal (electrónico)	32
3.10. Transductor convexo (electrónico)	32
3.11. Transductor Doppler (electrónico)	33
3.12. Cristal envuelto por un polígono focal	33
3.13. Funda del transductor (ventana achurada)	34
3.14. Un motor DC hace girar el eje del cristal piezoeléctrico	35
3.15. Ubicación del encoder dentro del polígono focal	35
3.16. Forma física del encoder	36
3.17. Señales del encoder incremental	36
3.18. Estructura del encoder absoluto	37
3.19. Partes de un transductor del tipo lineal	39
3.20. Tipos de escaneo	40
3.21. Un modelo comercial de ecógrafo médico	41
3.22. Diagrama de bloques de un sistema ecográfico de potencia	42
3.23. Capas de medios orgánicos. Un cristal colocado sobre la superficie del cuerpo humano, aplicará una señal ultrasónica para observarse la parte interna	43
3.24. Un pulso aplicado dentro del organismo humano se refleja desde los tejidos con diferente intensidad y amplitud	43
3.25. Observamos los matices de brillantez de los pulsos reflejados a partir de un tren de pulsos incidentes	44
3.26. Resoluciones espacial y lateral	46
3.27. Campos cercano y lejano del haz ultrasónico	47
3.28. Respuesta en modo A	49

3.29. Respuesta en modo B	49
3.30. Flujo y frecuencia Doppler	52
4.1. Propuesta para las Etapas del Sistema	55
5.1. Proceso de recuperación de una imagen ecográfica	57
5.2. Diagrama general de las Sub-Etapas del Procesamiento Analógico	62
5.3. Diagrama de bloques del Generador de ultrasonidos	63
5.4. Un transductor sectorial mecánico real	64
5.5. Cabezal del transductor sectorial mecánico	65
5.6. Parte interna del transductor, se muestra: el motor, el cristal y el polígono focal	66
5.7. Circuito de un Generador de Pulsos	68
5.8. Señal que entrega el Generador de pulsos al Conmutador de pulsos (Mosfet)	70
5.9. Respuesta del Generador de Pulsos, cuando se aplica al conmutador de pulsos de Alta Tensión	70
5.10. Configuración de Cext y R/C para 74CN221	72
5.11. Circuito de un Generador de Pulso de ancho variable (para pruebas)	74
5.12. Señal modulada entregada por el encoder (5.0 Khz. y 10 Hz)	75
5.13. Señal de pulso de 166 nseg de ancho, a 1 V/div y 100 nseg/Div	75
5.14. Polarización del Conmutador K903 (MOSFET)	77
5.15. Circuito de un Conmutador de pulsos de alta tensión	78
5.16. Respuesta del cristal por efecto del Conmutador de Pulsos de alta tensión	80
5.17. Señal anterior, a escala de 2 v / Div y 200 nseg / Div en el osciloscopio	80
5.18. Comportamiento del MOSFET K903	81
5.19. Curvas del MOSFET K903	82
5.20. Pulso de alta tensión para la excitación del cristal	84
5.21. Señal de ultrasonido generado por el cristal	85
5.22. Tiempo de duración del pulso de excitación	85
5.23. Conmutador MOSFET K903	86
5.24. Conmutación ON y OFF y carga / descarga de C	86
5.25. Circuito final del Generador de pulsos de excitación	89
5.26. Conexión física del conmutador y el cristal	91
5.27. Corriente I y Req (impedancia cristal)	92
5.28. Fuente de alta tensión con 200 v DC de salida	93
5.29. Circuito de la fuente variable de alta tensión (para pruebas)	94
5.30. Señales de excitación y generación de ultrasonido de un ecógrafo comercial	95

5.31. Señales de ultrasonido y de ecos en un ecógrafo comercial	96
5.32. Diagrama de bloques del amplificador de Video	97
5.33. Circuito de un Amplificador de Video (para pruebas)	99
5.34. Primeras señales de Eco (parte sombreada), tomadas en la salida del amplificador de video	101
5.35. La misma señal, a una escala de 2 V/div y 1 useg/Div, en el osciloscopio	101
5.36. Limitador de tensión	102
5.37. Detector de envolvente de pulso de eco	103
5.38. Circuito final del Amplificador de Video	106
5.39. Diagrama de bloques del Extractor de Sincronismo	107
5.40. El encoder y el origen del sincronismo	108
5.41. Señal modulada del encoder (de 5.0 Khz y 10 Hz)	109
5.42. Circuito final del Extractor de Sincronismo	111
5.43. Diagrama de bloques del Generador de sincronismo de línea	112
5.44. Circuito final del Generador de Sincronismo de Línea	114
5.45. Señal modulada emitida por el encoder (Velocidad angular del cristal). A 800mV/ 200 useg. (f = 5.0 Khz y 10 Hz)	115
5.46. Señales de sincronismo y del encoder (Velocidad angular). A escala 500 mV/Div y 200 useg y de 2 V/Div y 200 useg	115
5.47. Señal de pulso de ancho variable (PWM)	116
5.48. Señales de ultrasonido, aplicando 12 v DC. A escala 500 mV/Div y 200 n seg/Div	116
5.49. La señal anterior, con tensión de bajo nivel. A escala 200 mV/ 2 useg/Div.	117
5.50. Señal de ultrasonido (aplicándose la alta tensión:125v DC).	117
5.51. Respuesta del cristal, se advierten ECOS, con un retardo de 12 useg. del pulso de excitación	118
5.52. Señales de ECO obtenidas en la salida del Amplificador de video	118
5.53. Señal de ECO en la salida del amplificador de video. Con un retardo de 8.0 useg del pulso de excitación	119
5.54. Señal de ultrasonido y señal de sincronismo, a escala 1V/Div y 2 V/Div; 50 useg /Div (tomadas del cristal y del encoder)	119
6.1. Diagrama de bloques de la Etapa de Digitalización de las señales de ECO	124
6.2. Frecuencia máxima de muestreo de video	
6.3. Profundidad de acceso en función del tiempo y de la velocidad de propagación en el medio	131

6.4. Trabajo del transductor para la formación de una imagen ecográfica	135
6.5. Proceso de formación de la Imagen	136
6.6. Diagrama de Bloques del proceso de adquisición en LABVIEW	137
6.7. Ventanas de usuario y de comandos de LabView	138
6.8. Estructura MatLab de adquisición	139
6.9. Código de programa de Tabla de Grises	139
6.10. Comando de Usuario de Tabla de Grises	140
6.11. Código de programa de mapa de bits	140
6.12. Código de programa de Espacio para Imagen	140
6.13. Comando de usuario de mapa de bits	141
6.14. Código de programa de punto superior izquierdo	141
6.15. Comando de usuario de punto superior izquierdo	141
6.16. Código de programa de mostrar imagen	142
6.17. Ventana de imagen del usuario	142
6.18. Código de programa de error de salida	142
6.19. Comando de usuario de error de salida	143
6.20. Ventana de usuario en LabView de la adquisición de la imagen	144
6.21. Ventana del Código del Programa en LabView de la adquisición de imagen	145
6.22. Descripción de la estructura en LabView del programa de adquisición	147
6.23. Ventana de captura de Imagen 1, en LabView	148
6.24. Ventana de captura de Imagen 2, en LabView	149
6.25. Señal de los ECOS recepcionada por el transductor que forma un cuadro de imagen	150
6.26. Un cuadro real de imagen ecográfica de un antebrazo adquirida por nuestro sistema	151
6.27. Un cuadro real de imagen ecográfica de un antebrazo adquirido por nuestro sistema (mayor profundidad)	152
6.28. Imagen ecográfica real de un medio coloidal adquirida por nuestro sistema	153
6.29. Otra imagen ecográfica en un medio coloidal con objetos	154
7.1. Entorno 3x3 de un punto (X, Y) de una Imagen	157
7.2. Funcionamiento de un sistema lineal	158
7.3. Diagrama de Bloques de la Etapa de Procesamiento de la Imagen dentro del Sistema	159
7.4. Sub-área de una imagen donde se muestran los valores de los píxeles	161

7.5. Una máscara de 3x3 con coeficientes genéricos	161
7.6. Representación de una mascara de 3x3	162
7.7. Matriz de entrada en el método de doblado sucesivo	166
7.8. Representación gráfica del filtro ideal	167
7.9. Señal del filtro Butterworth	169
7.10. Diagrama de flujo del programa IECOGRAFO.CPP	173
7.11. Continuación de Diagrama de flujo del programa IECOGRAFO.CPP	174
7.12. Imagen ecográfica de un antebrazo adquirida por nuestro sistema con menú de procesamiento Imagen B/N (escala de grises)	179
7.13. Imagen ecográfica de objetos dentro de un compuesto coloidal (gelatina) adquirida por nuestro sistema, con los menús de procesamiento	180
7.14. Imagen ecográfica de un antebrazo adquirida por nuestro sistema, procesada con detector de bordes	181
7.15. Ecografía de un antebrazo adquirida por nuestro Sistema, con menú de procesamiento de filtros espaciales. Muestreada a 5 Mhz	182
7.16. Imagen ecográfica de un antebrazo adquirida por nuestro sistema, con Menú de Contraste	183
7.17. Imagen ecográfica de objetos dentro de un compuesto coloidal (gelatina) adquirida por nuestro sistema. Muestreada a 2.0 Mhz.	184
7.18. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Filtro de Frecuencia. Muestreada a 5 Mhz.	185
8.1. Pulsos de ultrasonido producido por el cristal	186
8.2. Pulsos de ultrasonido y ecos de mayor amplitud	187
8.3. Señal ecográfica de 0.2 segundos de duración	187
8.4. Señal de ecografía para sistemas de elevada ganancia	188
8.5. Señal de ecografía de un antebrazo de 0.1 segundo de duración	189
8.6. Señal ecográfica de un antebrazo de 2.8 milisegundos de duración	189
8.7. Señal de ecografía de un antebrazo de 650 microsegundos de duración	185
8.8. Señal del mecanismo de encoder	191
8.9. Señal del encoder para 1.0 segundo de duración	191
8.10. Imagen 1 de ecografía de un antebrazo	192
8.11. Imagen 2 ecográfica de un antebrazo capturada por nuestro sistema	193
8.12. Imagen de ecografía sobre un patrón sólido (medio coloidal)	194
8.13. Imagen sobre un patrón sólido (medio coloidal) mostrando objetos internos	195
8.14. Ecografía de un antebrazo con menú de procesamiento Escala de Grises	196

8.15. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con filtro de Realce. Muestreada a 5 Mhz	197
8.16. Imagen ecográfica de objetos (tornillos, clavos, y laminas metálicas) dentro de un medio coloidal (gelatina). Procesada con filtro de Realce. Muestreada a 2 Mhz	198
8.17. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con menú Contraste	199
8.18. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Filtro suavizante	200
8.19. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Filtro de Realce	201
8.20. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Detector de Bordes Vertical	202
8.21. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Filtro de frecuencia	203
8.22. Imagen de 2 Mhz, procesada con el menú de Filtros de frecuencia	204
8.23. Imagen procesada aplicando filtro Butterworth pasa alto	205
8.24. Menú: Escala de Grises, detector de bordes: horizontal, vertical	206
8.25. Menú filtros espaciales: suavizante, resaltador y la mediana	206
8.26. Menú de contraste: alto y bajo	207
8.27. Menú de filtros de Frecuencia: Pasa bajo, Pasa alto, Butterworth pasa alto, Butterworth pasa bajo	207
A.1. La población en situación de pobreza	210
A.2. Nivel de pobreza por departamentos	211
A.3. Medición de la pobreza 1997-2000	211
A.4. Desnutrición Infantil y Materna (hasta el año 2000)	212
A.5. Tasa de mortalidad infantil (Año 1996)	212
A.6. Tendencias de las causas en mortalidad materna (proyección hasta el 2001)	213
A.7. Demanda por servicios de salud en el 2000 (población total)	214
A.8. Equipos operativos en el servicio de Ginecología (según descripción)	218
A.9. Equipos operativos en el servicio de Cirugía (según descripción)	218
B.1. Barra operacional principal de una aplicación para el diseño completo de Transductores	223
B.2. Ventana principal de un simulador para el diseño completo de Transductores piezoeléctricos con inclusión de secciones de adaptación mecánica y eléctrica	224
B.3. Fotografía de un array cóncavo de 3.5 Mhz y 96 elementos. Aplicación ecocardiográfica tridimensional	224

B.4. Fotografía de un transductor monoelemento de 5 Mhz y 5 mm de diámetro	225
B.5. Array de 5 Mhz y 16 elementos para un sistema de END desarrollado para TECAL-CASA	225
B.6. Campo acústico impulsivo -simulación y medida- de un array segmentado bidimensional de 2.2 Mhz y 32 elementos	226
B.7. Imagen ecográfica obtenida con el array que se aprecia en la fotografía. 5.0 Mhz, 148 elementos	226
D.1. El panel frontal de un programa de adquisición de datos en LabView	243
D.2. Diagrama del lenguaje Gráfico de programación en LabView	244
D.3. Programa de un sistema multitarea	245
F.1. Onda senoidal de 5.0 Khz. generada por el encoder	275
F.2. Señal de sincronismo de 5.0 Khz.	276
F.3. Señal de pulso variable sincronizada	277
F.4. Señal de Pulso de alta tensión	277
F.5. Señal de ultrasonido generada por el cristal	278
F.6. Periodo de sincronismo	279
F.7. Trama de ecos a digitalizar.	279
F.8. Imagen de 510x510 píxeles en escala de grises.	280
F.9. Señal de salida del encoder (velocidad angular).	281
F.10. Señales de sincronismo del encoder. Se observa desfasaje.	282
F.11. Señal de pulso variable sincronizada.	283
F.12. Pulsos de alta tensión para la excitación del cristal.	284
F.13. Pulsos de ultrasonido generados desde el transductor.	285
F.14. Trama de pulsos de eco.	286
F.15. Cuadro de imagen de ecografía.	287
F.16. Trama real de ecos de ultrasonido.	288
F.17. Trama real de ecos de ultrasonido a menor tiempo	288
F.18. Imagen real de ecografía adquirida por nuestro sistema en estudio.	289
F.19. Imagen ecográfica real utilizada ingresada para procesamiento.	290
F.20. Imagen ecográfica simulada ingresada para procesamiento.	291
F.21. Trama ingresada para formación de la imagen.	292
F.22. Imagen real de un ecógrafo comercial.	293

LISTA DE TABLAS

Tabla 3.1 Valores de V , p y Z para distintos tejidos biológicos	19
Tabla 3.2 Valores de la Velocidad en los tejidos biológicos	19
Tabla 3.3 Coeficientes de absorción para diferentes materiales (a 1 Mhz)	23
Tabla 3.4 Coeficientes de reflexión (u) de diferentes tejidos	26
Tabla 3.5 Parámetros de los cristales y cerámicas piezoeléctricas	30
Tabla 5.1 Dispositivos utilizados en el generador de pulsos	69
Tabla 5.2 Dispositivos utilizados en el conmutador de pulsos	79
Tabla 5.3 Valores de I_{ds} , V_{ds} , V_{gs}	83
Tabla 5.4 Valores de I_{ds} y V_{gs}	83
Tabla 5.5 Dispositivos usados en el circuito amplificador en video	100
Tabla 5.6 Lógica del sector de sincronismo de línea	113
Tabla 6.1 Memoria requerida según el tiempo de acceso y la profundidad	130
Tabla A.1. Densidad poblacional	210
Tabla A.2. Cobertura de la población Nacional asegurada	214
Tabla A.3. Número de establecimientos del sector salud, por área urbano, marginal y rural.	215
Tabla A.4. Número de equipos del Sector Salud en el Servicio de Ecografía (Según departamento).	216
Tabla A.5. Número de equipos de Ecografía del Ministerio del MINSA (Según departamento)	217
Tabla A.6. Recursos humanos del MINSA (Según departamento)	219
Tabla B.1. Terminales y funcionalidad del circuito de PULPRE-A	229
Tabla B.2. Síntesis de dispositivos utilizados en PULPRE-A	231

LISTA DE ABREVIATURAS

[A] Amplitud.

[ADC] Analog Digital Converter (Conversor Analógico-Digital).

[AENOR] Asociación Española de Normalización y Certificación

[AAMI] The Association for the Advancement of Medical Instrumentation (Asociación para el desarrollo de instrumentación médica).

[ANSI/ASA] American National Standards Institute of the Acoustical Society of America (Estandares Nacionales de Estándares Americanos de la Sociedad Acústica de América).

[ANSI] American National Standards Institute (Instituto Nacional de Estándares Americanos).

[ASTM] American Society for Testing and Materials (Sociedad Americana de Ensayos y Materiales).

[ATL] American Technology Laboratory (Laboratorio de Tecnología Americana).
Fabricante de equipo medico.

[BITMAP] Mapa de Bits (Representación binaria de una imagen).

[BSI] British Standards Institution (Instituto Británico de Estandares)

[CAD] Computer Aided Diagnosis (Diagnóstico apoyado por computador).

[CASE] Computer Assisted Software Engineering (Ingeniería de Software Asistido por Computadora).

[CEN] Comité Europeo de Normalización (European Comité for Standarization).

[CENELEC] Comité Europeo de Normalización Electrónica (European Comité for Electrotechnical Standarization).

[CMOS] Complementary Metal-Oxide Semiconductor (Semiconductor de óxido metálico complementario).

[CONCYTEC] Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología.

[CPU] Central Process Unit (Unidad Central de Proceso).

[CSIC] Consejo Supremo de Investigación Científica (de España).

[DICOM] Digital Imagin and Communications in Medicine (Estandard de Imagenes Digitales y Comunicaciones en Medicina).

[DIT] Dirección de Investigación y Tecnología (de INICTEL).

[DSP] Digital Signal Processor (Procesador de Señales Digitales).

[ENAHO] Encuesta Nacional de Hogares (del MINSa).

[ENDES] Encuesta Nacional Demográfica y de Salud (del MINSa).

[FET] Field Effect Transistor (Transistor de Efecto de Campo).

[FFT] Fast Fourier Tranformer (Transformada Rápida de Fourier).

[FPB] Filtro Pasa Bajos.

[FPGA] Field Programmable Gate Arrays (Arsenal de Puerta de Campo Programable)

[IEC] International Electrotechnical Comisión (Comisión Electrónica Internacional).

[IFFT2] Inverted Fast Fourier Double Transformer (Doble Transformada Inversa Rápida de Fourier).

[INE] Instituto Nacional de Estadística (de Perú).

[INICTEL] Instituto Nacional de Investigación y Capacitación en Telecomunicaciones.

[ISO] Internacional Organization for Standarization (Organización Internacional para la Estandarización).

[MINSa] Ministerio De Salud (de Perú).

[MOSFET] Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor (Transistor de Efecto de Campo de Oxido de Metal).

[NEMA/Medical] Nacional Electrical Manufactures Association (Asociación Nacional de Fabricantes eléctricos).

[PACS] Picture Archiving and Communication Systems (Sistema de Comunicación y Registro de Imagenes).

[PCI] Peripheral Component Interconnect (Puerto de interconexión de periféricos).

[PZT] Polski Związek Tenisowy o Lead Zirconium Titanate (Material Cerámico piezoeléctrica de Circonio-Titanato).

[RA] Resolución Axial.

[RAM] Random Access Memory (Memoria de Acceso Aleatorio).

[RC] Resolución de Contraste.

[RD] Resolución Dinámica.

[RE] Resolución espacial.

[RL] Resolución lateral.

[USB] Universal Serial Bus.

[VHDL] Acrónimo de VHSIC HDL, VHSIC acrónimo de Very High Speed Integrated Circuit, y HDL acrónimo de Hardware Description Language (Lenguaje para modelado y síntesis de circuitos integrados).

LISTA DE SÍMBOLOS

<i>[*ptrdib]</i>	Puntero tipo DIB.
<i>[*ptrVoid]</i>	Puntero de una matriz de N*N de tipo Void.
<i>[C]</i>	Programación en Lenguaje C.
<i>[CH0]</i>	Canal N° 1.
<i>[d]</i>	Distancia recorrida en el medio.
<i>[dB]</i>	Decibelio.
<i>[dE]</i>	Diferencial de Energía.
<i>[DIB.cpp]</i>	Base de datos de subrutinas en entorno de Visual C++.
<i>[double]</i>	Variable tipo flotante
<i>[dt]</i>	Diferencial de tiempo.
<i>[dW]</i>	Diferencial de Trabajo.
<i>[E]</i>	Campo eléctrico generado.
<i>[F(u,v)]</i>	Transformada de Fourier de f(x,y).
<i>[f(x,y)]</i>	Imagen de entrada.
<i>[f]</i>	Frecuencia de la señal.
<i>[Fcomplex]</i>	Función compleja.
<i>[Fm]</i>	Frecuencia de muestreo.
<i>[Fmax]</i>	Valor máximo al aplicar el valor absoluto de la FFT2
<i>[FOR]</i>	Comando de lazo en LabView
<i>[G(u,v)]</i>	Transformada de Fourier de g(x,y).
<i>[g(x,y)]</i>	Imagen procesada.
<i>[GetDocument]</i>	Se accede al documento.
<i>[H(u,v)]</i>	Transformada de Fourier de h(x,y).
<i>[h]</i>	Longitud de onda.
<i>[Height]</i>	Largo de la imagen.

<i>[I]</i>	Intensidad acústica.
<i>[IMAG]</i>	Matriz de datos de las señales ecográficas.
<i>[Int]</i>	Entero
<i>[Kc]</i>	Factor de acoplamiento.
<i>[Lo]</i>	Grosor del disco piezoeléctrico.
<i>[Mhz]</i>	Megahertzios.
<i>[mseg]</i>	Milisegundo.
<i>[MSps]</i>	Millones de Muestras por segundo.
<i>[N]</i>	Lado de la imagen.
<i>[Np]</i>	Nepers.
<i>[nseg]</i>	Nanosegundo.
<i>[OnDrawn]</i>	Se visualiza el mapa de bits.
<i>[p]</i>	Densidad.
<i>[P]</i>	Presión acústica.
<i>[pDC]</i>	Puntero de cuadro de imagen.
<i>[pDoc]</i>	Puntero de documento
<i>[Picture]</i>	Imagen.
<i>[Pt]</i>	Presión acústica total.
<i>[ptrA]</i>	Puntero de A
<i>[ptrP]</i>	Puntero de P
<i>[PULPRE-A]</i>	Excitador de transductores piezoeléctricos.
<i>[S]</i>	Dilatación lineal.
<i>[Sen a1]</i>	Seno del ángulo de incidencia.
<i>[Sen b]</i>	Seno del ángulo de refracción.
<i>[SiO2]</i>	Bióxido de Silicio.
<i>[SubVI]</i>	Sub programas en LabView.
<i>[Tm]</i>	Tiempo de muestreo.

<i>[TRG-A]</i>	Disparo de niveles TTL para el pulser canal A
<i>[u]</i>	Coefficiente de reflexión.
<i>[Unsigned]</i>	Sin signo
<i>[useg]</i>	Microsegundo.
<i>[Vp]</i>	Velocidad de Propagación.
<i>[W]</i>	Potencia acústica. Trabajo efectuado en unidad de tiempo.
<i>[WHILE]</i>	Comando de condición en Labview
<i>[Width]</i>	Ancho de imagen.
<i>[Width]</i>	Ancho de la imagen.
<i>[Zus]</i>	Impedancia acústica.
$[W = \frac{dE}{dt}] :$	Velocidad de cambio de la Energía en un sistema.
$[T = R \times C]:$	Tiempo de carga del condensador.
$[dW = F \times ds]:$	Diferencial de trabajo que una fuerza realiza en una diferencial de espacio, viene a ser una diferencial de trabajo.
$[Z_{us} = p \cdot V]:$	La impedancia acústica es el producto de la densidad del tejido por la velocidad del haz ultrasónico al atravesarlo.
$[I = 2\pi^2 f^2 A^2 \rho v]:$	Valor absoluto de Intensidad acústica en función de la frecuencia, la amplitud, densidad y la velocidad de propagación.
$[I(db) = 10 \log \frac{I}{I_0}]:$	Valor relativo de la Intensidad acústica.
$[d = \frac{\lambda}{2} \cdot V \cdot t]:$	Distancia recorrida en el medio.
$[P = Z_{us} \times V]:$	Presión acústica, en función de la Impedancia acústica por la velocidad de propagación.

$[P_t = P_r + P_i]:$	Presión total, igual a la presión reflejada más la presión refractada.
$[u = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)}]:$	Coefficiente de reflexión en función de las impedancias de los medios.
$[A = A_o \cdot e^{-k \cdot a \cdot x}]:$	Amplitud y coeficiente de absorción.
$[I = I_o \cdot e^{-2 k \cdot a \cdot x}]:$	Intensidad y coeficiente de absorción.
$[a \Big _{Np} = -\frac{1}{X} \ln \frac{A}{A_o}]:$	Coefficiente de absorción en Nepers.
$[P = Z_{us} \times V]:$	Presión acústica.
$[\frac{\text{Sen } a}{\text{Sen } b} = \frac{V_1}{V_2} = u]:$	Coefficiente de reflexión.
$[S = \frac{L}{L_o} = d \cdot E]:$	Dilatación lineal.
$[h \cdot f = 2 \cdot f_o \cdot \frac{V}{C} (\cos \theta)]:$	Ecuación del Efecto Doppler.
$[Nm = Fm \times Tm]:$	Numero de muestras.
$[T a = \frac{\text{distancia (cm)}}{\text{Velocidad en el medio}}]:$	Tiempo de acceso de la onda de ultrasonido.
$[SPT]:$	Variable que toma 500,000 muestras.
$[imag(fil,col) = \text{round}((\text{abs}(\text{vector}(i)-\text{media})*255))]:$	Matriz de datos de la imagen.
$[g(x,y) = T[f(x,y)]]:$	Procesamiento de la imagen en el dominio espacial.
$[g(x,y) = h(x,y) * f(x,y)]:$	Convolución de una imagen con un operador (filtro).
$[G(u, v) = H(u, v) F(u, v)]:$	Transformadas de la imagen y del operador.

RESUMEN

Este trabajo de tesis es un estudio, para el diseño e implementación de un sistema de recuperación de imágenes ecográficas, basado en computadora. A futuro, puede servir como una base para obtener un prototipo final. Este es un campo poco desarrollado en nuestro país, por ello he tomado como referencia, datos de manuales técnicos de equipos de ecografía, sugerencias de especialistas internacionales en desarrollo de accesorios y equipos de ultrasonido; y las publicaciones de algunos investigadores en este campo. Luego de los estudios, diseños y ensayos en laboratorio, he conseguido obtener imágenes ecográficas de medios orgánicos.

Este trabajo ha sido estructurado a nivel de hardware y de software. A nivel de Hardware, se hicieron uso de un transductor de ultrasonidos comercial, una tarjeta de adquisición de datos, circuitos electrónicos para el procesamiento analógico y una computadora.

A nivel de Software, los lenguajes Visual C++ para el programa de Procesamiento de Imagen; MatLab, LabView para la adquisición de Imagen y Eagle para los circuitos.

Los resultados de este trabajo, nos indican que es posible poder desarrollar una tecnología propia, a futuro, favoreciendo al desarrollo del país y directamente al sector salud, que estadísticamente muestra muchas carencias en cuanto a unidades de ecógrafos.

Este trabajo de tesis, además puede servir como referencia a futuras investigaciones en este campo.

ABSTRACT

This work is a study, for the design and implementation of an sonography images recovery system, based on computer. To future, it can serve as a base to obtain a final prototype. This one is a field little developed in our nation, because of it I have taken as a reference, data of technical manuals of ultrasound scan, suggestions of international specialists in development of accessories and ultrasound equipments; and the publications of some investigators in this field. After the studies, designs and trials in laboratory, I have managed to obtain sonography images of organic media.

This work has been structured to level of hardware and of software.

To level of Hardware, they made use of a commercial ultrasounds transducer, a data acquisition device, electronic circuits for the analogical processing and a computer.

To level of Software, the Visual C++ languages for the Processing Images program; Mat Lab, Lab View for the Image Acquisition and Eagle for the circuits.

The obtained results indicate us that is possible to future we can develop own technology, favoring the development of the nation and directly the health sector, which statistically it shows many lacks as for quantities ultrasound scanners.

This work can serve as reference to future investigations in this field.

CAPITULO 1

NECESIDAD DE RECUPERAR IMÁGENES ECOGRAFICAS

1.1. Introducción.-

El presente estudio, materia de esta tesis, trata acerca de un método técnico para la recuperación de imágenes a partir de señales de ultrasonido, es decir, de imágenes ecográficas.

Técnicamente nuestra idea es emplear una computadora y adquirir un cuadro de imagen ecográfica, con un transductor de ultrasonido comercial y una tarjeta de adquisición de datos

Este trabajo de tesis se ha llevado a cabo a partir de mi participación en un Proyecto de Investigación en INICTEL y apoyado por el CONCYTEC, los estudios, evaluaciones, simulaciones, diseños y ensayos han sido efectuados en los laboratorios de la División de Desarrollo Tecnológico (DDT) de la Dirección de Investigación y Tecnología (DIT) de INICTEL donde la Telemedicina es una de sus áreas de interés.

Para el desarrollo de este estudio, se han podido emplear otras alternativas tecnológicas como por ejemplo un DSP o un FPGA. Siendo este un estudio inicial, se prefirió el uso de una Tarjeta de Adquisición de Datos como interfaz para el procesamiento y control de las señales ecográficas. Las otras alternativas podrían emplearse en desarrollos de prototipos finales.

La importancia de esta tesis radica en que mi investigación se ha orientado hacia el estudio de los sensores de ultrasonido aplicados a la ecografía médica, un tema de la Ingeniería Biomédica que en nuestro medio muy poco se ha trabajado.

Esperado que esta investigación ayude como consulta para futuras investigaciones similares y en proyectos de desarrollo tecnológico, paso a continuación a la descripción de la tesis.

1.2. Justificación.-

La demanda de generación de información de imágenes a bajo costo para análisis en áreas específicas de investigación, industria y medicina, justifican la necesidad de estudiar una técnica alternativa para este fin.

1.3. Información ecográfica.-

A partir de la correcta interpretación de una imagen ecográfica, podemos tener información de la posición (profundidad), tamaño, forma etc, de medios de naturaleza metálica, acuosa, orgánica y gaseosa (entre otros) que nos permitan conocer características internas de los medios bajo observación.

En nuestro caso, el estudio se orienta hacia el apoyo a desarrollos de prototipos ecográficos aplicados a medicina.

1.4. Aplicaciones de este estudio.-

Dado que el campo de la ecografía es variado, la aplicación de este estudio puede dirigirse al desarrollo tecnológico de:

1. Ecógrafos de alta Potencia.- Para aplicaciones industriales.
2. Ecógrafos de baja Potencia.- Para aplicaciones en medicina (seres humanos) y veterinaria (animales).

1.5. A cerca de nuestro trabajo.-

Este estudio trata de un procedimiento para la **recuperación de imágenes ecográficas en una computadora** orientado al desarrollo futuro de equipos de ecografía aplicadas a la medicina.

1.6. Repercusiones de este estudio.-

1. Este estudio servirá en el futuro como material de consulta para desarrollos, en el tema de Ecografía médica.
2. Servirá como base para el desarrollo de prototipos de ecógrafos, siendo recomendable su aplicación en medicina.
3. Ello, ayudará en la búsqueda de solución al déficit de equipamiento hospitalario del país.
4. Favorecerá a que los resultados se orienten al futuro desarrollo de ecógrafos a ser usados en zonas rurales, zonas urbano-marginales (de difícil acceso a los servicios de salud) debido a su bajo costo.
5. Aplicables en investigaciones de telemedicina.

1.7. Justificaciones para la Aplicación de este Estudio en el Plano Médico.-

NOTA: Todos los números entre corchetes {n}, indican la **referencia bibliográfica**, que se encuentra al final del libro.

Las justificaciones en el plano médico son las siguientes:

1. Los datos estadísticos (MINSA, INE) del sector salud en Perú no son favorables **{36}** y **{38}**.
2. La falta de equipos médicos, es una de las causantes para ello.
3. La escasez de ecógrafos en las zonas urbanas, zonas urbano-marginales y en zonas rurales (a nivel estatal) perjudican los servicios de ecografía en los hospitales y los centros de salud.
4. La elevada tasa de mortalidad materno infantil **{14}**.

Por ello, observamos que estamos ante una necesidad muy grande: “la falta de equipos para exámenes médicos”.

1.8. Comentarios a los Datos estadísticos del estado del Servicio de Ecografía en Perú.-

1.8.1. Densidad demográfica.-

Datos del año 2002, nos decían que el país tenía una densidad demográfica de 20.8 habitantes por Km² (Tabla 1, anexo A), ubicando al Perú debajo del promedio de América Latina, de 22 habitantes por Km² , y del promedio mundial, de 39 habitantes por Km² .

1.8.2. Factor socioeconómico.-

La población en situación de pobreza, tiene un 54.8% en el año 2001 con relación a un 42.7% en 1997; de estos, el 30.4% tienen ingresos que le permiten a sus integrantes adquirir una canasta básica, a diferencia del 24.4% que sobreviven en condición de extrema pobreza, es decir, sin los recursos necesarios para poder adquirirla (Figura 1, Anexo A), **{9}** y **{10}** .

La población rural constituye el problema social más grave que afecta nuestro país, en donde la pobreza total se elevó de 66.3% a 78.3% en el mismo período.

A nivel departamental, las últimas estimaciones del INEI señalan que los departamentos mas pobres son: Huancavelica (88%), Huanuco (78.9%), Apurímac (78%), Puno (78%) y Cajamarca (77.8%), (Figura 2, Anexo A).

La medición de la pobreza en la población con al menos una Necesidad Básica

Insatisfecha (NBI) presenta una situación más optimista. En el ámbito nacional se redujo del 45.7% en 1997 al 41.9% en el 2001 y mejor aún en el sector rural, la reducción fue de 77.1% al 68.7% en el mismo período (Figura 3, Anexo A).

1.8.3. Desnutrición infantil y materna.-

La prevalencia de la desnutrición crónica infantil se ha mantenido casi en el promedio de 1996: 25.4% versus 25.8% respectivamente, según ENDES 2000. Al no haberse reducido este indicador en los cuatro últimos años de la década pasada demuestra la crítica situación de la salud infantil (Figura 4, Anexo A).

Peores aún son los resultados de los estudios realizados en las zonas rurales del país. Estos demuestran que entre 1996 y el año 2000, la desnutrición crónica se ha incrementado llegando a niveles de 75 y 80% del total de niños menores de 5 años. El 50% de los niños examinados tenía anemia, siendo de 71% en el Cuzco, 63% en Tacna y el 62% en Puno.

1.8.4. Mortalidad materno-infantil.-

La tasa de mortalidad infantil estimada para el año 2002 es de 30 por 1000 nacidos vivos, la cual ha tenido una reducción efectiva de 66 puntos en relación con la observada en el año 1972. Según la Encuesta Nacional Demográfica y de Salud ENDES en los quintiles de menores ingresos, la mortalidad infantil se incrementó en el período 1996 al 2000, lo que significa que el promedio nacional mejoró porque la mortalidad infantil descendió en los quintiles de mayores ingresos y en relación inversa con las poblaciones de menores ingresos.

Según ENDES 2000, el promedio nacional de mortalidad infantil se redujo a 33 por mil nacidos vivos, 10 puntos por debajo de lo que fue en 1996.

En 1996, la tasa de mortalidad para niños menores de 5 años fue de 59 por mil nacidos vivos y la tasa de mortalidad infantil de 43 por mil nacidos vivos. Mientras que en Lima estas tasa fueron de 31 y 26 por mil nacidos vivos respectivamente (Figura 5, Anexo A).

En Huancavelica fueron de 145 y 109. El 58% del total de muertes infantiles ocurre en el ámbito rural.

La tasa de mortalidad infantil en Perú es una de las mas altas de América Latina, sólo superada por la de República Dominicana, Nicaragua, Bolivia y Haití, países que tienen un ingreso per cápita similar al de Perú tienen tasas de mortalidad infantil menores: la mitad en Colombia, tres veces menos en Costa Rica y cuatro veces en

Cuba. Dentro de las principales causas de la mortalidad infantil, se encuentran las enfermedades de origen perinatal, las infecciones respiratorias agudas, las enfermedades diarreicas, las anomalías congénitas y las deficiencias nutricionales. Las causantes de la mortalidad materna proyectada hasta el 2001 (según ENDES 2000), son entre otros: Hemorragia (47%), Otras (19%), Infección (19%), Hipertensión (12%), Aborto (5%), TBC /parto obstruido (1%), (Figura 6, Anexo A).

1.8.5. Acceso a los servicios de salud.-

Subsisten algunas barreras al acceso de la población a los servicios de salud, así como para ejercer plenamente el derecho a la salud. Las más importantes son las barreras económicas, que según la encuesta nacional de hogares (ENAH) representaron el 49.4% en el año 1999. Después se constituyen las barreras geográficas con el 8%, determinadas por la existencia de muchas zonas del país donde predominan poblaciones dispersas, dificultades de comunicación y transporte básico especialmente en zonas rurales.

Según la Escuela Nacional de Niveles de Vida, la cobertura del aseguramiento es muy baja en nuestro país; en el 2000 fue sólo de 33% de la población, con la distribución siguiente: 20.1% con EsSalud, 9,3% con seguros públicos, 2.0% con seguros privados y 1.3% en la Sanidad las FFAA y PNP (Tabla 2, Anexo A). El 9.3% de la población refirió tener un seguro público debido a la elevada proporción de población en pobreza (55%) y porque en nuestro país el aseguramiento depende de contribuciones en la planilla de pago de los trabajadores, hecho que no se condice con el alto nivel de informalidad en el mercado de trabajo.

Sin embargo, según la misma fuente, en EsSalud el 43% no solicita atención, debido a una serie de factores: demoras en la atención, ausencia de servicios en las zonas rurales, tendencia al cuidado especializado en desmedro de la atención primaria, por lo que buscan los servicios del MINSA (21.5%) y los privados (8%).

Situación similar ocurre con el personal de las sanidades de las FFAA y PNP, del cual sólo el 51.4% utiliza sus servicios. Es importante resaltar que un 25% de quienes tienen algún seguro privado utiliza los servicios del MINSA.

1.8.6. Demanda de servicios de salud.-

Según la encuesta nacional sobre medición de niveles de vida 2000, en general la demanda insatisfecha es mayor en la zona rural, debido a factores económicos (47%), percepción de no necesidad de consulta (41.9%); a diferencia de Lima

Metropolitana con 28.5% y 21.2% respecto a los mismos factores; en tanto que en el ámbito nacional corresponden a 51.4% y 26.8% respectivamente.

Del total de enfermos que consultaron en servicios de salud el año 2000, el 54.5% acudió a establecimientos del MINSA (18.5% a hospitales y 36.0% al primer nivel de atención), 17.9% a EsSalud, 14.2% al sector privado, 9.5% a las farmacias y boticas, y 1% a la sanidad policial, existiendo diferencias entre Lima Metropolitana y el resto del país (Figura 7, Anexo A).

1.8.7. Número de Establecimientos del Sector Salud (por área poblacional).-

El sub sector público reúne el 52% del total de hospitales, el 69% de los centros de salud y al 99% de los puestos de salud, siendo el Ministerio de Salud el que cuenta con el mayor número de establecimientos a nivel nacional.

Así tenemos que (Tabla 3, Anexo A), en:

Área Urbana (Censo de 1996 – MINSA) se cuenta con 433 hospitales, 1,306 centros de salud, 885 puestos de salud y 65 otros servicios.

Área Urbano-Marginal (Censo de 1996 - MINSA) se cuenta con 25 hospitales, 351 centros de salud, 494 puestos de salud y 38 otros servicios.

Área Rural (Censo de 1996 – MINSA) se cuenta con 14 hospitales, 192 centros de salud, 3,489 puestos de salud y 14 otros servicios

Se puede observar, que el número de establecimientos resultan insuficientes para el área marginal y rural.

1.8.8. Número de equipos del Sector Salud en el servicio de Ecografía.-

Para el caso de los equipos ultrasonido, con referencia al Censo de Infraestructura Sanitaria y Recursos del Sector Salud (datos estadísticos), de 1996, efectuado por el MINSA, se presentan estadísticas tanto a nivel rural como urbano, en donde claramente se puede apreciar las deficiencias en cuanto al número de equipos del servicio de ultrasonido según departamento, especialmente en equipos como: Ecógrafo lineal, modelo mas utilizado en casi todos los departamentos, se cuenta al menos con un equipo; en ecógrafo multipropósito, hay menos unidades de este modelo; y en cuanto al modelo Doppler color es el mas escaso, representan casi el 11.2 % aproximadamente de todas las unidades en el sector (Tabla 4, Anexo A) .

1.8.9. Número de equipos de ecografía del Ministerio de Salud (MINSA).-

El número total de equipos del MINSA en el servicio de Ecografía {8}, según departamento (1996), se puede determinar a partir de las estadísticas registradas

en el Censo de Infraestructura Sanitaria y Recurso del Sector Salud (Tabla 5, Anexo A), y se puede resumir de la siguiente manera:

Ecógrafos lineales: operativos: 62, inoperativos: 9.

Ecógrafos multiprósito (endovaginales, sectoriales): operativos 34, inoperativos: 5.

Ecógrafos Doppler color: operativos: 5, inoperativos 1.

En el cuadro comparativo de equipos operativos en el servicio de ginecología del MINSA (1996), según descripción, se observa que existen 56 ecógrafos lineales contra 188 del Sector Salud (el total); 20 ecógrafos multipropósito (endovaginales, sectoriales, modo M) contra 114 del Sector Salud (el total); en otras palabras, los del MINSA representan solo el 30 % del todo el sector para ecógrafos lineales y el 18% de todo el sector para los ecógrafos multipropósito (Fig. 8, Anexo A).

En el servicio de cirugía, existen otros equipos que forman parte de la infraestructura. El número de equipos (MINSA / Sector), en esa área es: mesa de operaciones (453 / 1136), máquina de anestesia (258 / 653), monitor de signos vitales (103 / 451), oxímetro (100 / 346), equipo de reanimación cardiaca (64 / 289), máquina de anestesia con ventilador (78 / 276), (figura 9, Anexo A).

1.8.10. Recursos humanos.-

El problema de los recursos humanos en la salud, no es de cantidad sino de distribución y desconcentración. Durante los últimos años, los programas de focalización han colocado a más de 10,000 trabajadores de salud en zonas menos favorecidas. Pese a los incentivos económicos y a la sobre oferta temporal de los trabajadores de salud, la rotación de personal en las zonas remotas es elevada, porque los sueldos más altos no compensan el efecto de atracción vinculada a la especialización médica.

En 1980 se contaba con 7.2 médicos por cada 10,000 habitantes y en 1996 con 10.3 médicos para la misma cantidad de población; sin embargo, se observa una mayor concentración de médicos, enfermeras, obstetras y odontólogos en los departamentos de mayor desarrollo. Para 1996, los departamentos con menor cantidad de médicos fueron Puno, Huancavelica, Apurímac, Cajamarca y Amazonas, mientras que en Lima y Callao había en promedio 20 médicos por cada 10,000 habitantes (Tabla 6, Anexo A).

1.9. CONCLUSION.-

Luego de los comentarios a las estadísticas, se puede concluir que los servicios de salud en Perú son deficientes en donde una de las causantes es la escasez de equipos y servicios de ecografía, especialmente en las zonas rurales y pueblos del interior del país. Por tanto, esto justifica orientar esfuerzos hacia la solución del **Problema tecnológico de Recuperación de Imágenes Ecográficas basado en Computadora**, el cual es tema de esta tesis.

1.10. HIPOTESIS.-

Esta tesis plantea la siguiente hipótesis:

“Es posible implementar en una computadora compatible, un procedimiento para la recuperación de imágenes de ecografía para aplicación médica”

1.11. Metodología de trabajo.-

La lista que sigue, son los modos de trabajo en el estudio:

1. Búsqueda bibliográfica en bibliotecas, revistas, libros e Internet.
2. Búsqueda de información en: empresas de venta de equipo médico, hospitales, clínicas e instituciones de salud del estado.
3. Búsqueda de instituciones y de particulares interesados en el desarrollo de este trabajo de tesis.
4. Estudio de la implicancia de los estándares técnicos internacionales para equipos de ultrasonido adecuado a nuestra realidad.
5. Estudio de los algoritmos de las señales de ultrasonido y de las respuestas a un estímulo, con el objetivo de simularlas en MatLab.
6. Simulaciones en MatLab.
7. Elaboración de programas en MatLab y Visual C++.

1.12. Recursos utilizados.-

Este trabajo de tesis esta centrado en el estudio del aprovechamiento de los recursos técnicos de una computadora para procesar señales ecográficas generadas, transmitidas y recepcionadas por un transductor de ultrasonidos. Con una tarjeta de adquisición de datos se adquiere las imágenes que luego se visualiza en pantalla.

Para ello, hemos hecho uso de los siguientes recursos:

- Una computadora Pentium III compatible y programas de simulación (MatLab).
- Instrumentos de medición: Osciloscopio digital de 100 Mhz, Osciloscopio analógico de 100 Mhz, Multímetro digital con memoria, Generador de señales de 0 – 2 Mhz y 0 – 22 Mhz, Fuentes de alimentación de diferentes voltajes.
- Tarjeta de adquisición de datos NI5201 Series de Nacional Instruments de 15 Mhz, a 8 bits de resolución.
- Transductor de ultrasonido de 3.0 Mhz, modelo Sectorial Muscular-Abdominal, marca ATL, con un elemento piezoeléctrico.
- Manuales técnicos de equipos de ecografía.
- Herramientas: cautines, desarmadores, alicates de punta y de corte, sierra, taladro, martillo, sujetador de mesa.

CAPITULO 2

DETERMINACIÓN DE LA MEJOR ALTERNATIVA DE SOLUCION

2.1. Alternativas de solución.-

El censo de infraestructura efectuado por el MINSA, en el año 1996, nos ha permitido conocer el número de unidades de ecógrafos en el sector salud, de acuerdo a sus propósitos. Así, el Ministerio de Salud (MINSA), los clasifica de la siguiente manera:

2.1.1. Ecógrafos Multipropósito.- Sus transductores permiten efectuar pruebas variadas, entre ellas: Abdominales, Vaginales, Cardiacas, Musculares, entre otros.

2.1.1.1. Tipos de transductores utilizados.-

1. Transductor de ultrasonido Sectorial (mecánico) con ángulo de irradiación pequeña (típico 120°), con un elemento simple piezoeléctrico.
2. Transductor de ultrasonido Sectorial (mecánico) con ángulo de irradiación amplio (típico 270°), con un elemento simple piezoeléctrico.
3. Transductor de ultrasonido Convexo (electrónico), con un arreglo de varios elementos piezoeléctricos (típico 128).
4. Transductor de ultrasonido Lineal (electrónico), con arreglo de varios elementos piezoeléctricos (típico 128).

2.1.1.2. Tipo de tecnología del transductor.-

Son del tipo mecánico y electrónico, tanto los transductores del tipo 1 y 2 son utilizados para escaneo Muscular-Abdominal y Endo-Vaginal, estos modelos, han sido los pioneros, a partir de un diseño mecánico sencillo para la generación de ultrasonidos (uso de motores dc, encóderes y un solo elemento piezoeléctrico); y aún se encuentran en el mercado a bajo costo. Posteriormente con la innovación tecnológica, han evolucionado hacia un diseño electrónico que es de mayor complejidad, a partir de arreglos de varios piezoeléctricos, los denominados

transductores: Convexo, Lineal, Doppler. Estos últimos, han mejorado la calidad de la imagen pero son de mayor costo.

2.1.2. Ecógrafos Lineales.- Sus transductores permiten efectuar pruebas específicas, y precisas, entre ellas: a gestantes para medir diámetros, longitudes, etc.

2.1.2.1. Tipo de transductor utilizado.-

Transductor de ultrasonido Lineal (electrónico), con arreglo de varios elementos piezoeléctricos (típico 128).

2.1.2.2. Tipo de tecnología del transductor.- Son exclusivamente de tecnología electrónica, es decir, tienen un arreglo de varios piezoeléctricos (cristales o cerámicas especiales) conformando un sólo bloque que varían la dirección del haz de ultrasonidos de un modo electrónico. Presentan buena calidad de imagen y son muy costosos.

2.1.3. Ecógrafos Doppler.- Sus transductores son exclusivamente para pruebas Doppler para visualizar flujos sanguíneos, arteriales, entre otros.

2.1.3.1. Tipo de transductor utilizado.-

Transductor de ultrasonido Doppler (electrónico), con arreglo de varios elementos piezoeléctricos (típico 128).

2.1.3.2. Tipo de tecnología del transductor.- Igual que los lineales, son de tecnología electrónica, con la diferencia de que el arreglo de cristales tiene dos grupos diferenciados, uno para la transmisión y otro para la recepción de los ecos.

En ese sentido, existen varias alternativas de solución al problema de la recuperación de imágenes ecográficas, en cuanto a la elección del transductor se refiere, a saber:

- Transductor de ultrasonido Sectorial (mecánico) con ángulo de irradiación pequeña (típico 120°), con un elemento simple piezoeléctrico.
- Transductor de ultrasonido Sectorial (mecánico) con ángulo de irradiación amplio (típico 270°), con un elemento simple piezoeléctrico.
- Transductor de ultrasonido Convexo (electrónico), con un arreglo de varios elementos piezoeléctricos (típico 128).
- Transductor de ultrasonido Lineal (electrónico), con arreglo de varios elementos piezoeléctricos (típico 128).

- Transductor de ultrasonido Doppler (electrónico), con arreglo de varios elementos piezoeléctricos (típico 128).

2.2. Criterios para escoger la mejor alternativa de solución.-

Se han considerado los siguientes criterios:

- La alternativa que se elija deberá significar la menor complejidad técnica para el estudio.
- Teniendo en cuenta una aplicación futura en Ecografía se debe considerar que en nuestro medio los ecógrafos lineales y multi-propósitos son los de mayor uso y demanda (ver anexo A, Tabla 4).
- Los transductores elegidos deberán de preferencia ser de bajo costo, favorables a los ciclos de pruebas y estar disponible en nuestro medio.

2.3. Elección de la mejor alternativa de solución.-

Siendo una tecnología de menor complejidad técnica para facilitar el estudio y siendo de menor costo, como parte muy importante de los ecógrafos multipropósito de gran demanda y en nuestro medio, en comparación con el transductor de ultrasonido lineal de los ecógrafos lineales de características técnicas mas complejas (mas costosos), lo mismo que los ecógrafos Doppler, la mejor alternativa de solución al problema de recuperación de imágenes resulta en utilizar un:

“Transductor de ultrasonido Sectorial (mecánico) con ángulo de irradiación pequeña, con un elemento simple piezoeléctrico”

CAPITULO 3

FUNDAMENTOS DE LOS ULTRASONIDOS EN ECOGRAFIA MÉDICA

3.1. Introducción.-

En esta parte, se describe la física de los ultrasonido. Se mencionan también los rasgos históricos, y las aplicaciones en equipos de ecografía para uso médico. En el **Anexo B** se describen algunos antecedentes de desarrollos similares (con sugerencias técnicas de un Instituto de investigación en ultrasonido).

En estos últimos tiempos, el avance de la tecnología en este campo han sido vastos. Hoy en día, existen gran variedad de diseños de prototipos y aplicaciones, de transductores y de ecógrafos, cuyos principios precisamente se basan en la física del ultrasonido.

3.2. Características de las ondas ultrasónicas.-

Los ultrasonidos son ondas sonoras, es decir, corresponden a una energía que altera la posición de equilibrio de las partículas de un medio, cambiando transitoriamente la densidad del entorno por donde la energía se trasmite.

Para que se propaguen por un medio, este debe tener dos propiedades: la inercia y la elasticidad. A mayor frecuencia, la onda necesita una mayor *densidad / soporte* del medio para su transmisión. Por su naturaleza ondulatoria, los ultrasonidos presentan los fenómenos de reflexión, refracción, difracción e interferencia **{29} y {43}**.

Sus características fundamentales son:

3.2.1 Dirección de propagación.- Los ultrasonidos, se transmiten en forma de ondas de presión, se propagan en forma de ondas longitudinales, donde la dirección de propagación coincide con la de vibración (ver Figura 3.1). La onda se transmite en forma de ciclos sucesivos.

3.2.2. Frecuencia (f).- Es el numero de oscilaciones (vibración o ciclo) de una partícula por unidad de tiempo (segundo). La frecuencia se mide en Hertzios (Hz).

Un hertzio es una oscilación (ciclo) por segundo. Como los ultrasonidos son ondas de alta frecuencia, se utiliza como medida básica el Megahercio (Mhz) que es igual a un millón de hertz.

Las frecuencias de ultrasonido son superiores a los 20 KHz. (20.000 Hz). Al igual que sucede en el espectro luminoso, también encontramos un amplio rango de frecuencias en las vibraciones acústicas (ondas sonoras), este espectro sonoro se extiende desde la región audible: 10 - 20000 Hz hasta la región de ultrasonidos con frecuencias superiores a los 20 KHz. La producción y recepción de ultrasonidos se realiza por medio de transductores.

La distancia que existe entre dos puntos que se encuentran en el mismo estado de vibración (Figura 3.1), se denomina longitud de onda y el tiempo de una oscilación completa, es decir lo que tarda el ultrasonido en recorrer una longitud de onda, se denomina período. Donde **h** es la longitud de onda, **f** la frecuencia, la flecha indica la dirección de propagación de la onda y **Vp** es la velocidad de propagación. Se relacionan con la siguiente formula: $f = Vp / h$.

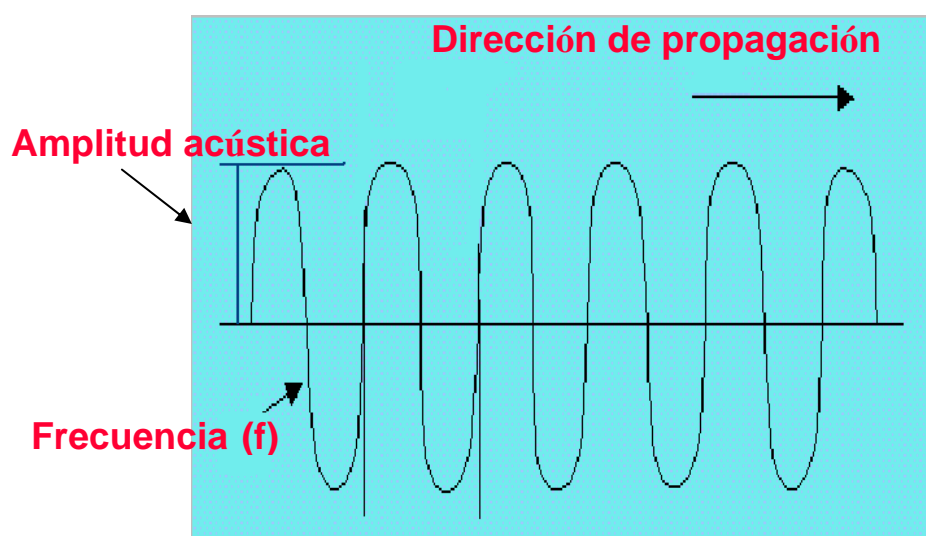


Figura 3.1. Onda de ultrasonido.

Debido a que la velocidad es constante para cada medio y para cada frecuencia de emisión (si la temperatura es constante), con la fórmula podemos calcular la longitud de onda **h** del haz.

3.2.3. Amplitud acústica (A).- Es el máximo cambio producido en la presión de la onda de ultrasonido, es decir la distancia máxima que alcanza la partícula vibratoria

desde su posición inicial de reposo (altura de la curva sinusoidal).

La amplitud se relaciona con la Intensidad acústica (I). De este modo si aumentamos la intensidad de una onda determinada aumentaremos su amplitud.

Para determinar la unidad de medida de la amplitud acústica, partimos del concepto de Intensidad acústica (I), con el cual esta directamente relacionado:

$$I = 2 \rho^2 f^2 A^2 \rho v \quad (3.1)$$

Conociendo las magnitudes físicas expresadas en unidades básicas de:

$$\text{Potencia: } W = \text{m}^2 \cdot \text{Kg} \cdot \text{s}^{-3} \quad (3.2)$$

$$\text{Densidad: } \rho = \text{Kg} \cdot \text{m}^{-3} \quad (3.3)$$

$$\text{Además: } I = \frac{W}{\text{m}^2} \quad (3.4)$$

Igualando (3.1) y (3.4) y despejando A, resulta:

$$A^2 = \frac{W}{2 \cdot \rho \cdot f^2 \cdot \rho \cdot v \cdot \text{cm}^2} \quad (3.5)$$

$$A^2 = \frac{\text{m}^2 \cdot \text{Kg} \cdot \text{s}^{-3}}{2 \cdot \rho \cdot (1/\text{s}^2) \cdot \text{Kg} \cdot \text{m}^{-3} \cdot (\text{m}/\text{s}) \cdot \text{cm}^2} \quad (3.6)$$

Haciendo: $2 \cdot \rho = K$ (constante), y $1 \text{cm} = \left[\frac{\text{m}}{10} \right]^2$, tenemos:

$$A^2 = \frac{10^2 (\text{m}^2)}{K} \Rightarrow \mathbf{A = 10 (K)(m) = K_1 (m)}$$

Donde: K_1 (nueva constante).

Deducimos que el valor absoluto de la amplitud A, siempre estará dado en unidades de metros.

3.3. Medios de propagación de los ultrasonidos.-

Se define como medios de propagación de los ultrasonidos a cualquier sector interno o externo de un volumen orgánico u inorgánico, dentro del cual se puede encontrar capas con material de diferente composición las cuales influyen en la velocidad y el

grado de reflexión de una onda ultrasónica. Por ejemplo, puede ser una caldera, un tanque de agua, el organismo humano, áreas gaseosas, entre otros, y que presentan una característica propia como por ejemplo: azúcar, oxígeno, agua, óxido ferroso, músculo, cartílago, metano, grasa, etc. Así, podemos clasificar los medios de propagación en: medios industriales, medios orgánicos y medios naturales {39}.

Entre dos medios diferentes hay una interfase, que se denomina interfase entre los medios.

3.4. Parámetros de propagación en medios orgánicos.-

Los siguientes son los parámetros para la propagación de los ultrasonidos en medios orgánicos:

3.4.1.- Velocidad de propagación (Vp): La velocidad de los ultrasonidos en un tejido determinado depende de la densidad y elasticidad del medio que a su vez varían con la temperatura. Es constante para cada medio y para cada frecuencia de emisión, si la temperatura es constante. La velocidad de propagación del sonido en aire seco a una temperatura de 0 °C es de 331,6 m/s. Al aumentar la temperatura aumenta la velocidad del sonido; por ejemplo, a 20 °C, la velocidad es de 344 m/s. Los cambios de presión a densidad constante no tienen prácticamente ningún efecto sobre la velocidad del sonido. En muchos otros gases, la velocidad sólo depende de su densidad. Si las moléculas son pesadas, se mueven con más dificultad, y el sonido avanza más despacio por el medio. Por ejemplo, el sonido avanza ligeramente más deprisa en aire húmedo que en aire seco, porque el primero contiene un número mayor de moléculas más ligeras. Generalmente, el sonido se mueve a mayor velocidad en líquidos y sólidos que en gases.

La velocidad del sonido en agua es de unos 1.500 m/s a temperaturas ordinarias, pero aumenta mucho cuando sube la temperatura. La velocidad del sonido en el cobre es de unos 3.500 m/s a temperaturas normales y decrece a medida que aumenta la temperatura.

3.4.2.- Potencia acústica (W).- Es el trabajo efectuado por una partícula de ultrasonido en una unidad de tiempo. Esto es equivalente a la velocidad de cambio de energía en un sistema o al tiempo empleado en realizar un trabajo, según queda definido por:

$$W = \frac{dE}{dt} \quad (3.7)$$

Donde: W es la potencia, E es la energía o trabajo y, t es el tiempo.

La unidad de potencia es el **Vatio**, el cual es equivalente a un **Joule por segundo**.

En mecánica, el **trabajo** efectuado por una fuerza aplicada durante un cierto desplazamiento se define como el producto escalar del vector fuerza por el vector desplazamiento.

Para calcular el trabajo que una fuerza realiza a lo largo de una trayectoria curvilínea se utiliza el cálculo diferencial. El trabajo que la fuerza realiza en un elemento diferencial **ds** de la trayectoria es:

$$dW = F \times ds \quad (3.8)$$

Para calcular el trabajo a lo largo de toda la trayectoria basta con integrar entre los puntos inicial y final de la curva.

El concepto de trabajo está ligado íntimamente al concepto de energía y ambas magnitudes se miden en la misma unidad: el Joule.

El **Joule (J)** es la unidad de energía y trabajo. Se define como el trabajo realizado por la fuerza de 1 Newton en un desplazamiento de 1 metro.

3.4.3.- Intensidad acústica (I).-

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

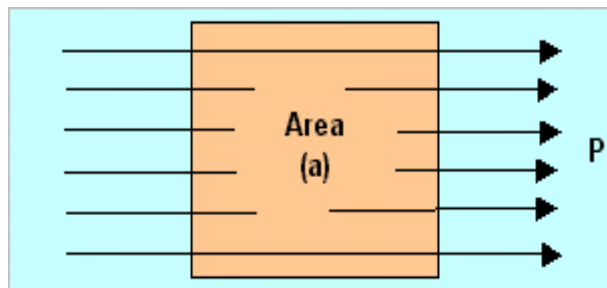


Figura 3.2. Flujo de ultrasonidos a través de un área.

3.4.3.1. Valor absoluto.- La razón entre una unidad de Potencia con una unidad de área nos da una unidad de Intensidad acústica. La unidad más usual es el Vatio por centímetro cuadrado (W/cm^2), pero, ya que la rapidez de flujo de energía de las ondas sonoras es extremadamente pequeña, el microwatt (μW) se sustituye frecuentemente como la unidad de potencia.

La intensidad de sonido también está dada por: $I = 2 p^2 f^2 A^2 \rho v$.

Frecuencia = f

Velocidad del sonido (v) en un medio de Densidad (ρ)

Amplitud = A

3.4.3.2. Valor relativo.- Otra unidad de nivel de intensidad que se usa frecuentemente es la décima parte de un Bel, o **decibel** (dB).

$$I(db) = 10 \log \frac{I}{I_0} \quad (3.9)$$

I_0 = es el umbral de audición ($10^{-10} \mu W/cm^2$), es una intensidad de referencia.

Para el caso del sonido en el aire el nivel de referencia tomado arbitrariamente es de $10^{-12} W/m^2$.

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

$$Z_{us} = \rho \cdot V \quad (3.10)$$

donde:

Z_{su} : impedancia acústica

ρ : densidad del tejido

V : velocidad del haz ultrasónico al atravesarlo

Tabla 3.1. Valores de V, p y Zus para distintos tejidos biológicos.

Tejido	V(m/s)	p(g/cm ³)	Z(g/cm ² s) ^{10 exp5}
Grasa	1470	0.97	1.42
Medula	1700	0.97	1.65
Músculo	1568	1.04	1.63
Cerebro	1530	1.02	1.56
Hueso compacto	3600	1.7	6.12
Hueso poroso	-	-	2.2 a 2.9
Agua (20°C)	1492	0.9982	1.489
Aire	331	0.0013	0.00043

3.4.4.1. La velocidad y la interacción en el medio.-

Los siguientes son los valores de la velocidad de los ultrasonidos en los diferentes medios que atraviesa. Se podrá advertir que son distintos para cada medio.

Tabla 3.2. Valores de la Velocidad en los tejidos biológicos.

Tejido	V(m/s)
Grasa	1470
Medula	1700
Músculo	1568
Cerebro	1530
Hueso compacto	3600
Hueso poroso	-
Agua (20°C)	1492
Aire	331

3.4.4.2. Distancia recorrida en el medio.-

La relación entre el tiempo (t) que tarda en regresar el eco y la distancia (d) a la que se encuentra la interfase que la generó, se puede establecer fácilmente, pues se conoce la velocidad de propagación en el medio (V).

Como el trayecto se recorre dos veces, la relación es:

$$d = \frac{1}{2} V \cdot t \quad (3.11)$$

Por ejemplo, un eco recibido a 50 useg., después de su transmisión corresponde a una interfase ubicada a 3.85 cm del transductor, si ha viajado únicamente a través del tejido blando.

3.4.5. Presión Acústica (P).- Se define como la Impedancia acústica por unidad de Velocidad de propagación de la partícula al desplazarse.

La presión aumenta con la velocidad y además depende de las propiedades del medio. La constante de proporcionalidad que las relaciona se conoce como impedancia acústica Z_{us} :

$$P = Z_{us} \cdot v \quad (3.12)$$

3.5. Propagación de los ultrasonidos en medios orgánicos (Área médica).-

La característica mas útil del ultrasonido para el área medica es su capacidad de reflexión, debido a ello, un haz ultrasónico que atraviese diferentes medios orgánicos se reflejará parcialmente generando de esta manera información de las características de los medios atravesados.

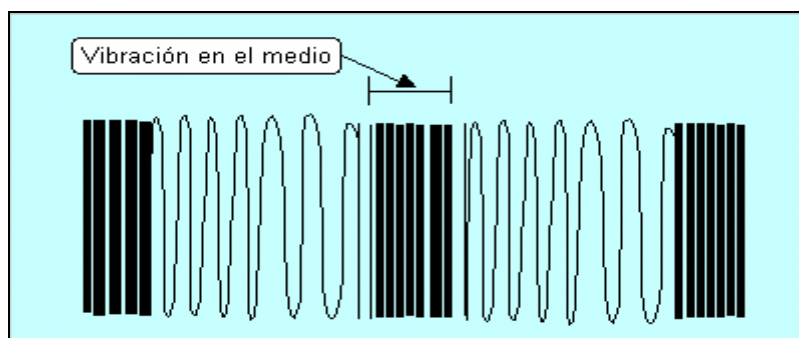


Figura 3.3. Las moléculas del tejido atravesado sufren ciclos de expansión y compresión (las barras verticales).

Esta onda, el llamado “ECO”, podrá ser detectada e interpretada, obteniéndose en este caso una imagen en dos dimensiones que nos va a permitir deducir las características de los medios atravesados (ecografía en modo B).

3.5.1. Interacción entre los medios.-

En una onda de ultrasonido que se propaga no deben existir discontinuidades ni de velocidad ni de presión; esto se satisface con las dos siguientes condiciones:

$$P_t = P_r + P_i \quad (3.13)$$

Donde: P_t = Presión total, P_r = Presión refractada y P_i = Presión reflejada.

$$V_i \cos\theta_i - V_r \cos\theta_r = V_t \cos\theta_t \quad (3.14)$$

Sustituyendo $V = P / Z$ se tiene:

$$\frac{P_i \cos\theta_i}{Z_i} - \frac{P_r \cos\theta_r}{Z_r} = \frac{P_t \cos\theta_t}{Z_t} \quad (3.15)$$

Se puede resolver este sistema de ecuaciones simultaneas para obtener las siguientes relaciones:

$$(3.16) \quad \begin{aligned} P_r &= \frac{Z_2 \cos\theta_i - Z_1 \cos\theta_t}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t} P_i \\ P_i &= \frac{Z_2 \cos\theta_i - Z_1 \cos\theta_t}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t} P_i \end{aligned}$$

Que se reduce para el caso:

$$\theta_r = \theta_i = \theta_t = \theta \quad \text{a:}$$

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (3.17)$$

Las relaciones equivalentes para la intensidad acústica se obtienen sustituyendo:

$I = P / Z$; definido a partir del concepto de energía por unidad de area.

$$u_r = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \quad u_t = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (3.18)$$

Como ejemplo considérese la interfase: tejido biológico (1) – aire (2)

$$p_1 = 1000 \text{ Kg/m} \quad V_1 = 1540 \text{ m/s}$$

$$p_2 = 1.2 \text{ Kg/m} \quad V_2 = 343 \text{ m/s}$$

El coeficiente de reflexión será:

$$u_r = \frac{(1.2 \times 343 - 1000 \times 1540)}{(1.2 \times 343 + 1000 \times 1540)} = 0.9988.$$

Lo que significa que toda la intensidad incidente se reflejará.

3.5.2. Fenómenos relacionados a la propagación de ultrasonidos.-

Los siguientes son fenómenos que se presentan durante la propagación de los ultrasonidos entre los medios internos del organismo (tejidos biológicos).

3.5.2.1. Atenuación.-

Es la pérdida de energía que sufren los ultrasonidos al atravesar tejidos. Las ondas ultrasónicas, a diferencia de las electromagnéticas, necesitan un soporte material para su propagación. Sin embargo, esta se produce sin que se transporte materia sino energía. Durante la transmisión de las ondas, por efecto de su interacción con el medio (en los tejidos), la energía ultrasónica emitida por el transductor se va debilitando, característica conocida como atenuación (disminución de la amplitud). La disipación de la energía de una onda (principalmente en forma de calor o luz) tiene una caída geométrica y depende del medio (se mide en decibeles símbolo: dB). Para los fines prácticos en este uso médico, la atenuación es del orden de 1 dB/ Mhz por cada cm de penetración en los tejidos. Este orden de magnitud señala la importancia que tiene la frecuencia de emisión de los ultrasonidos: a mayor frecuencia, mayor es la atenuación y, por tanto, con menos energía (menor frecuencia) se puede obtener mayor penetración en los tejidos **{40}**.

Esto se debe a la interacción de la onda con el tejido, ya que durante su propagación, la onda pierde energía limitándose su penetración en el tejido. Los dos mecanismos fundamentales de esta pérdida son:

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

La relación exponencial que describe el fenómeno de absorción es aplicable a la intensidad acústica (I) y a la amplitud (A) de otros parámetros de la onda, como la presión o la velocidad:

$$A = A_0 \cdot e^{-k \cdot a \cdot x} \quad (3.19)$$

$$I = I_0 \cdot e^{-2 k \cdot a \cdot x} \quad (3.20)$$

Donde **a** es el coeficiente de absorción, **k** es una constante de proporcionalidad dependiente de las unidades empleadas y **A₀** e **I₀** son las amplitudes e intensidades iniciales respectivamente.

Tomando logaritmo natural a ambos lados se obtiene:

$$a_{Np} = -\frac{1}{X} \cdot \ln \frac{A}{A_0} \quad (3.21)$$

Donde **a** es el **coeficiente de absorción** en Nepers/cm, que puede expresarse en dB/cm a través de la siguiente relación:

$$a_{dB} = 8.686 \cdot a_{Np} \quad (3.22)$$

a depende de la composición del medio y de la frecuencia de excitación, en una relación que puede ser lineal o cuadrática.

Tabla 3.3. Coeficientes de absorción para diferentes materiales, a 1 Mhz.

Medio	a dB (dB/cm)	Función de f
Sangre	0.18	Lineal
Grasa	0.6	Lineal
Músculo	1.2	Lineal
Cristalino	2	Lineal
Hueso	20	Cuadrática
Pulmón	40	--
Hígado	0.9	Lineal
Cerebro	0.85	Lineal
Agua	0.0022	Cuadrática
Acrílico	2	Lineal

3.5.2.1.1.1. Efectos Térmicos.- El aumento de la temperatura del tejido producida por la absorción del ultrasonido varía de acuerdo al tejido al cual el ultrasonido es aplicado tanto como de la frecuencia, intensidad, y duración del ultrasonido. La tasa promedio de calentamiento es proporcional al coeficiente de absorción del tejido en el que se aplica una frecuencia de ultrasonido.

Cuando el coeficiente de absorción es alto, el aumento de la temperatura es distribuido en un pequeño volumen en tejidos más superficiales que cuando el coeficiente de absorción es bajo, cuando se cambia el coeficiente de absorción se altera la distribución del calor pero no cambia la cantidad total de calor que esta siendo entregada.

Como promedio la temperatura del tejido blando a demostrado aumentos de 0,2° Celsius por minuto, con ultrasonido entregado a 1 W/cm² a 1 Mhz. El número de las variables desconocidas incluyendo la tensión de cada tejido, la cantidad de circulación, y la distancia de reflexión de las interfases tejido blando - hueso, hacen difícil predecir de manera exacta el aumento de temperatura que se producirá clínicamente cuando el ultrasonido es aplicado al paciente.

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

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

Cuando el haz de ultrasonidos en su propagación se encuentra con una interfase entre dos medios cuya Impedancia acústica (Z_{us}) es diferente parte del haz atravesará la interfase sufriendo una refracción y parte se reflejará formando el eco (reflexión). El mecanismo es similar al que sufre una onda luminosa. De este modo, si el haz ultrasónico incide en la interfase con un ángulo a_1 con respecto a la normal parte del haz se refleja con un ángulo a_2 (igual al ángulo de incidencia) y parte se refracta con un ángulo b (Figura 3.4). Cuanto menor sea el ángulo a menor será el ángulo b . Si el haz incide perpendicularmente, tanto la reflexión como la refracción siguen el mismo camino que el haz incidente. Además del ángulo de incidencia (a_1), el ángulo de refracción (b) depende de la velocidad de los ultrasonidos en los dos medios de acuerdo con la **Ley de Snell**:

$$\frac{\text{Sen } a_1}{\text{Sen } b} = \frac{V_1}{V_2} = u \quad (3.23)$$

Donde, u : coeficiente de reflexión.

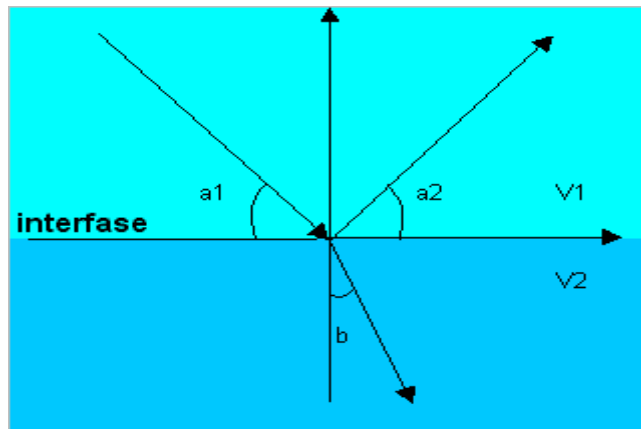


Figura 3.4. Reflexión y refracción de la onda ultrasónica.

Donde:

a_1 : Ángulo incidencia.

a_2 : ángulo de reflexión.

b : ángulo de refracción.

V_1 : Velocidad del ultrasonido en el primer medio.

V_2 : Velocidad del ultrasonido en el segundo medio.

Además:

Sen a_1 : Seno del ángulo de incidencia.

Sen b : Seno del ángulo de refracción.

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

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

3.5.2.2.1. Coeficiente de reflexión (u).- Depende de la impedancia acústica de ambos medios.

Tabla 3.4. Coeficientes de Reflexión (u), entre diferentes tejidos.

	Grasa	Músculo	Piel	Cerebro	Hígado	Sangre	Hueso	Plexiglas
Agua	0.047	0.02	0.029	0.007	0.065	0.007	0.57	0.35
Grasa		0.67	0.076	0.064	0.049	0.047	0.61	0.39
Músculo			0.009	0.013	0.015	0.02	0.56	0.33
Piel				0.022	0.061	0.029	0.56	0.32
Cerebro					0.028	0	0.57	0.39
Hígado						0.028	0.56	0.32
Sangre							0.57	0.35
Hueso								0.29

3.5.2.2.2. Ángulo de incidencia.- La incidencia óptima del haz es la perpendicular. De este modo, la nitidez y amplitud del haz reflejado (eco) que alcanzará nuestro transductor dependerá sólo del coeficiente de reflexión de los medios y de la superficie de incidencia y de la longitud de onda. Cuanto más nos alejemos de esta perpendicular, menor será la amplitud del eco.

3.5.2.2.3. Superficie de incidencia.- En ella debemos considerar su posible curvatura y el tipo de superficie que posea. Desde el punto de vista ecográfico, una superficie es lisa cuando sus rugosidades o irregularidades son menores a la longitud de onda del haz. Cuanto más irregular sea una superficie en comparación con la longitud de onda empleada, mayor será la dispersión y menor será la amplitud y nitidez del eco. Si la superficie es curva, el ángulo de incidencia del haz aunque teóricamente sea perpendicular, no va a serlo en toda la superficie de incidencia y se producirán ecos que tenderán a ser divergentes si la superficie es convexa, produciendo ecos nítidos pero de menor amplitud, o a ser convergentes si es cóncavo produciendo ecos nítidos y de mayor amplitud.

3.5.2.3. Direccionalidad.- Se debe más que nada al tamaño de la fuente de irradiación, formando un haz que puede ser concentrado mediante lentes focales, de un modo análogo a lo que sucede con una onda luminosa, se pueden aplicar lentes acústicas que pueden modular el haz ultrasónico. Esto permite focalizar nuestro haz sobre la zona a explorar, quedando fuera de foco las que

están situadas por delante o detrás de ese punto, es decir, lo mismo que en las ondas luminosas, existe el concepto de *profundidad de foco*, que se aplicaría a todas las estructuras que quedan enfocadas utilizando un haz de unas características determinadas.

3.6. Generación de los ultrasonidos.-

Los ultrasonidos se generan bajo el principio del efecto piezoeléctrico, como continuación definimos.

3.6.1. El efecto piezoeléctrico.-

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

Por lo tanto, el efecto piezoeléctrico relaciona fenómenos mecánicos y eléctricos. Así al aplicar una corriente alterna a un cristal piezoeléctrico se produce un ciclo de compresiones y dilataciones que puede transmitirse al medio circundante (***producción de ultrasonidos***). Por el fenómeno de resonancia, la amplitud de las vibraciones producidas es máxima cuando el período de la diferencia de potencial aplicada coincide con el período de las vibraciones longitudinales del cristal {41}.

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

3.6.2. Cristales de cuarzo (elemento piezoeléctrico).-

Desde tiempos lejanos el hombre ha conocido el cristal de cuarzo, que es una sustancia mineral y cuya composición química es bióxido de silicio (SiO₂). Este compuesto es uno de los minerales más comunes y se presenta en la naturaleza en variadas formas, una de las cuales es transparente (ver Figura 3.5). Por este motivo los griegos le llamaron *crystallos*, que quiere decir "hielo claro", pues creían que se formaba de agua en el frío intenso de los Alpes; de allí el nombre de cristal, o más comúnmente, cristal de roca, usado para dicha variedad.



Figura 3.5. Cristales de cuarzo tal como aparecen en la naturaleza.

Los cristales de cuarzo tienen la característica de que sus superficies forman figuras geométricas bien determinadas. Ocurren en formas prismáticas con caras lisas. Así, en la figura 3.6, se observan: una variedad común del cuarzo se presenta en forma de doble pirámide (ítem (a)); otra variedad adquiere la forma de una bipirámide hexagonal con un prisma ítem (b); mientras que en otras ocasiones presenta una forma distorsionada ítem (c).

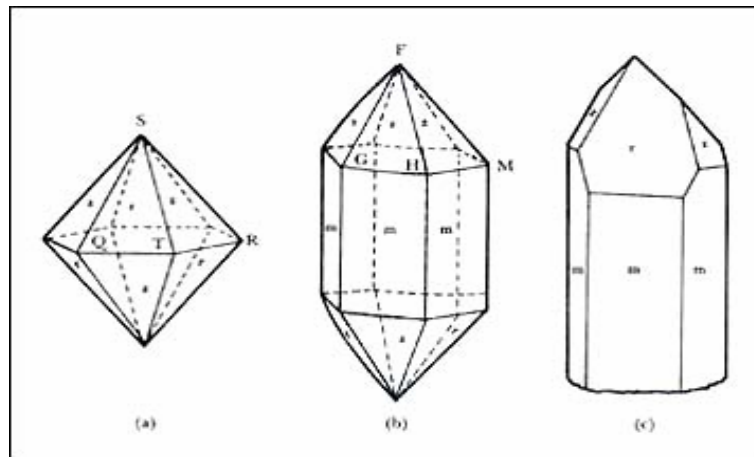


Figura 3.6. Modelos de corte de cristales de cuarzo.

Para los efectos de aplicación en algunos transductores de ultrasonidos, el cristal piezoeléctrico normalmente se moldea como un disco circular, cuyo grosor (L_0) debe ser inferior a la mitad de la longitud de onda que generará (h):

$$L_0 < h / 2 \quad (3.24)$$

Las dos caras se recubren por una capa metálica para las conexiones eléctricas. El comportamiento del cristal piezoeléctrico puede definirse a través de las siguientes relaciones:

3.6.2.1. Dilatación Lineal (S):
$$S = \frac{\Delta L}{L_0} = d \cdot E \quad (3.25)$$

Donde L_0 es el grosor original y d la constante de transmisión del cristal

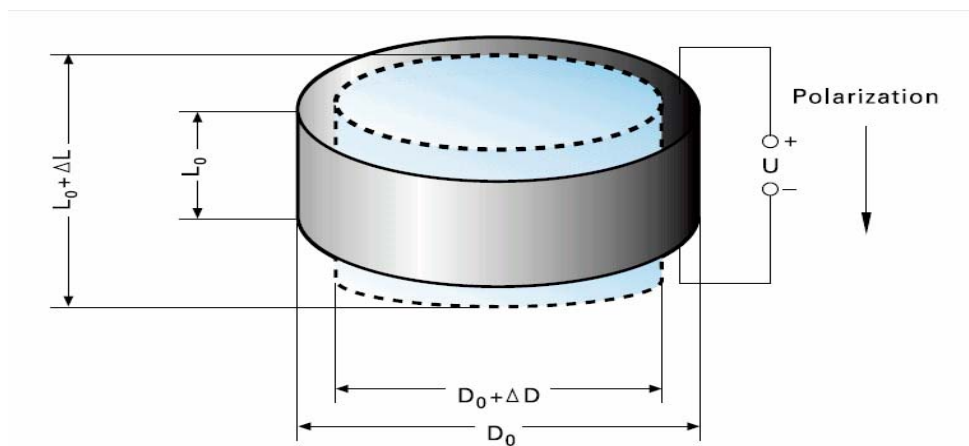


Figura 3.7. Elongación y contracción de un disco PZT cuando se le aplica un voltaje.

3.6.2.2. Campo Eléctrico Generado (E):
$$E = g \cdot P \quad (3.26)$$

Donde g es la constante de recepción del cristal y P es la presión ejercida.

Factor de Acoplamiento (Kc):

$$Kc = \frac{\text{Energía mecánica (eléctrica) convertida a eléctrica (mecánica)}}{\text{Energía mecánica (eléctrica) aplicada}}$$

3.6.3. Otros cristales naturales y materiales cerámicos.-

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

Por sus propiedades, la cerámica PZT (titanato + circonato de plomo) es la mas empleada para la construcción de transductores y se utiliza tanto para la transmisión como para la recepción de los haces ultrasónicos {32}.

Tabla 3.5. Parámetros de los cristales y cerámicas piezoeléctricas.

Material	Cuarzo	Sal de Rochelle	Titanato Bario	PZT
$d(\text{m}^2/\text{V}) \times 10^{-12}$	2.3	27	149	289
$g(\text{Vm}/\text{N}) \times 10^{-2}$	5.78	///	1.41	2.61
$K_c \cdot e^2$	11	78	30	70
$c(\text{m}/\text{s})$	5740	///	4300	4000
$p(\text{Kg}/\text{m} \cdot e^3)$	2660	///	5660	7500
$z(\text{Kg}/\text{m} \cdot e^2 \cdot \text{s}) \cdot 10 \cdot (e^2)^3$	15.2	///	24	30

3.7. Concepto de transductor de ultrasonidos.

Se sabe que al aplicar una diferencia de potencial a un cristal de cuarzo, se genera una compresión del aire, lo cual conocemos como ultrasonido (emisor). De esta manera, el mismo cristal puede utilizarse como emisor y receptor de ondas ultrasónicas. El cristal que recibe ultrasonidos induce una diferencia de potencial cuya intensidad es proporcional a la cantidad de energía ultrasónica recibida.

Esa transformación de una energía eléctrica en una mecánica (y viceversa) efectuada por un elemento piezoeléctrico emisor-receptor de ultrasonidos, mas la electrónica y la cubierta se conoce como transductor (detector o sonda), es decir, un accesorio físico manual. Entonces si tenemos un transductor, y podemos procesar las señales emitidas y recibidas para que puedan ser presentados en una pantalla, estaremos ante un sistema ecográfico. El transductor construido por Langevin constaba de un cuerpo central de cuarzo recubierto por láminas de acero. Al emplear un bloque mixto lograba aumentar mucho la amplitud de las ondas generadas.

Para conseguir transductores más sensibles se utilizan polímeros sintéticos pero del mismo modo que Langevin empleó acero para mejorar la eficacia de su transductor los actuales también necesitan de componentes que optimicen sus prestaciones {21}.

3.7.1. Modelos de transductores de ultrasonidos para aplicación medica.-

Existen varios modelos de transductores comerciales que están disponibles en el mercado:

1. Sectorial de ángulo pequeño de irradiación (mecánico), con un solo elemento piezoeléctrico.
2. Sectorial de ángulo amplio de irradiación (mecánico), con un solo elemento piezoeléctrico.
3. Lineal (electrónico), con un arreglo de elementos piezoeléctricos.
4. Convexo (electrónico), con un arreglo de elementos piezoeléctricos.
5. Doppler (electrónico), con doble arreglo de elementos piezoeléctricos.

Cada uno está relacionada con el tipo de prueba que se efectúa. Tecnológicamente, el Sectorial (mecánico) difiere de los lineales y convexos porque posee un cristal que gira alrededor de un eje para la emisión de las señales acústicas, mientras estos últimos son de una tecnología mejorada, y emplean arreglos de materiales piezoeléctricos cerámicos.

3.7.1.1. Sectoriales (mecánicos).- Características:

- Amplio recorrido del cristal para una mejor resolución (movimiento angular).
- Ventana pequeña para visualización entre las costillas.
- Angulo de escaneo regular y ancho.
- Mejor para pruebas abdominales, rectales o vaginales {22}.



Figura 3.8. Transductor sectorial (mecánico).

3.7.1.2. Lineal (electrónico).- Características:

- Amplio plano de contacto, ideal para pequeñas estructuras con 7.5 Mhz.

- Mediciones exactas de longitudes y diámetros.



Figura 3.9. Transductor lineal (electrónico).

3.7.1.3. Convexo (electrónico).- Características:

- Amplio campo a distancia con un tamaño de ventana idóneo.
- Foco electrónico para una mejor resolución a profundidad.



Figura 3.10. Transductor convexo (electrónico).

3.7.1.4. Doppler (electrónico).- Características:

- Alta sensibilidad para captar desplazamientos de fluidos.
- Para escaneo de tejidos cardiacos.



Figura 3.11. Transductor Doppler (electrónico).

3.7.2. Tecnología de los transductores de ultrasonidos.-

Existen varios tipos de transductores. Dependiendo del tipo de arreglo de sus cristales, se clasifican en mecánicos y electrónicos.

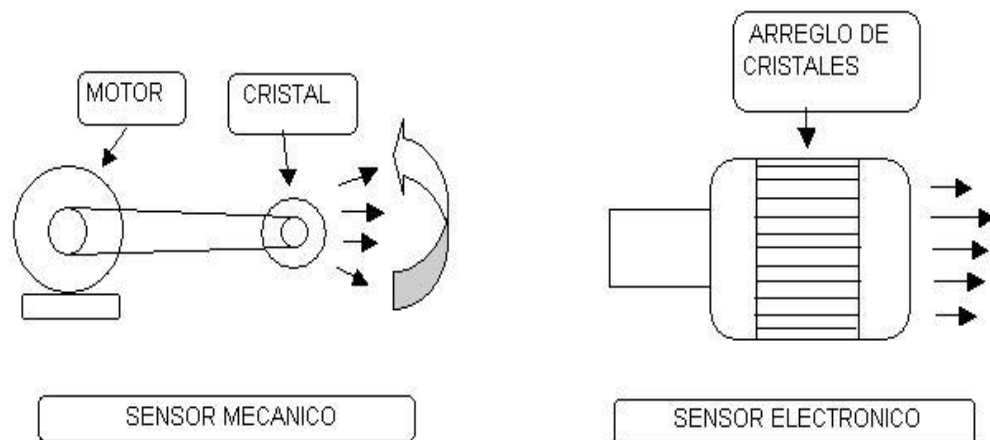


Figura 3.12. Tipos de transductores por el arreglo del cristal piezoeléctrico.

Estas dos técnicas se describen como sigue {23}:

1. Uso de un solo cristal piezoeléctrico emisor-receptor girado por un motor. Un encoder mecánico-óptico indica la posición angular del cristal y el sentido de giro; dispositivo de donde se obtiene la señal de sincronismo del sistema.

2. Un arreglo de cristales piezoeléctricos (típico 128 a mas) que varían la dirección del haz de ultrasonidos de un modo electrónico.

3.7.2.1. Tecnología del transductor Sectorial del modelo mecánico.

En este caso, el cristal piezoeléctrico del transductor, se encuentra colocado de manera física dentro de un polígono formado por tres lentes de distinta distancia focal, con el objetivo de poder focalizar el haz de ultrasonidos para alcanzar distintas profundidades de llegada y de respuesta, dependiendo del sector del organismo a visualizar.

El ultrasonido se emite al exterior en una sola dirección, desde el cristal recubierto por el polígono focal. Este polígono a su vez se encuentra ubicado dentro de una funda que recubre al transductor. En la parte superior de la funda (color azul) existe un pequeño sector que direcciona las ondas de transmisión y que sirve a su vez como adaptador de impedancias.

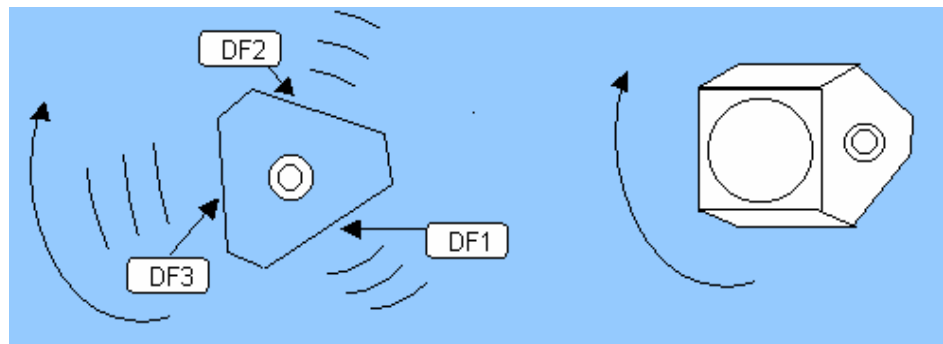


Figura 3.13. El cristal rodeado del polígono focal.

Para poder formar imágenes, es necesario la rotación mecánica del cristal. Ese trabajo lo efectúa un motor DC, que hace rotar al cristal a una velocidad uniforme. Como el polígono gira dentro de la funda del transductor, los tres lentes focales alternan la emisión de las señales ultrasónicas al exterior. La velocidad de giro aproximada es de 196 rpm.

Se debe tener en cuenta la velocidad del ultrasonido dentro del organismo, porque nos permite conocer la profundidad alcanzada por una onda ultrasónica en un tiempo determinado. Como se sabe, la velocidad promedio de transmisión en el tejido blando es de 1520 m/seg., y es la velocidad considerada en las pruebas de nuestro estudio.

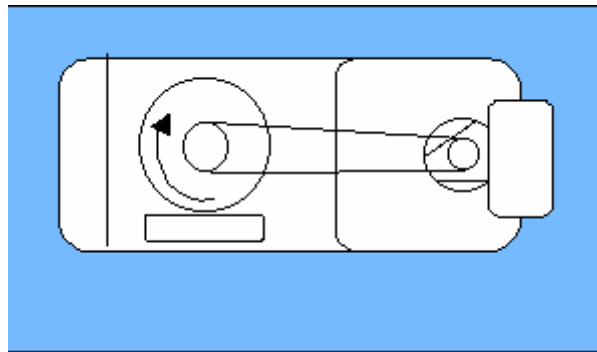


Figura 3.14. Un motor DC hace girar el eje del cristal piezoeléctrico.

3.7.2.1.1. El encoder.-

El cristal piezoeléctrico del transductor de ultrasonidos, recibe impulsos eléctricos que se convierten en impulsos de ultrasonido.

Luego de ser transmitidos al organismo humano, una parte se refleja desde los tejidos y retorna al transductor. La digitalización de esa señal, no es posible si no se tiene un sincronismo; y precisamente el encoder se encarga de dar inicio y mantener el ritmo de funcionamiento del transductor mediante estos impulsos de sincronismo. Existen dos modelos de encóderes a estudiar: el incremental y el absoluto.

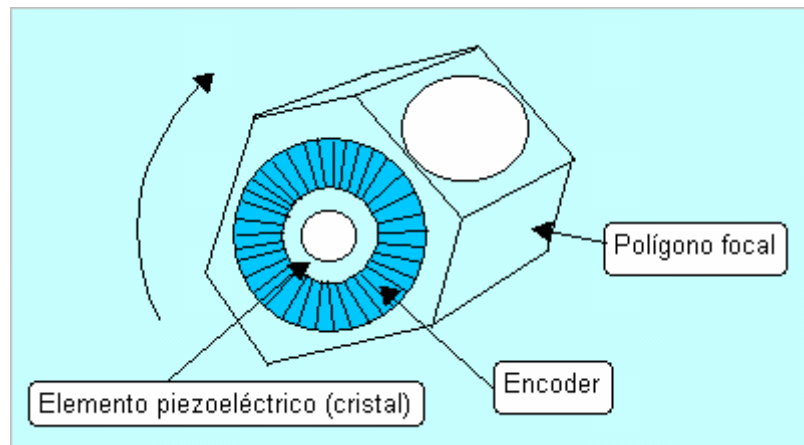


Figura 3.15. Ubicación del encoder dentro del polígono focal.

3.7.2.1.1.1. Encoder Incremental.-

El encoders incremental es el tipo más común de encoder utilizado en la industria, por la gran variedad de aplicaciones que tiene. En su interior tiene un disco, marcado con una serie de líneas uniformes a través de una única pista alrededor de su perímetro, las líneas impermeables a la luz de anchura

igual a los huecos transparentes, trabajando con una unidad emisora de luz y una unidad de captación de la misma, al girar el disco, generan unas señales que debidamente tratadas generan las señales de salida de un encoder incremental. Las señales de salida de un encoder pueden ser un tren de impulsos, en forma de señal cuadrada, donde el número de impulsos que se generaran en una vuelta coincidirá con el número de impulsos del disco en el interior del encoder, nos referimos a encóderes de un solo canal. (señal A). Una segunda señal se suministra (señal B), es un tren de impulsos idéntico al que suministra la señal A pero desfasado 90° respecto de esta, nos referimos a encoder de dos canales (señal A+B).

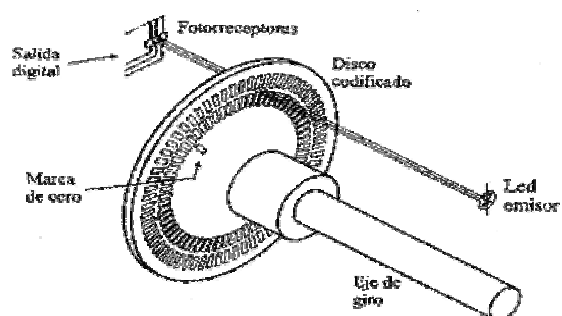


Figura 3.16. Forma física de un encoder.

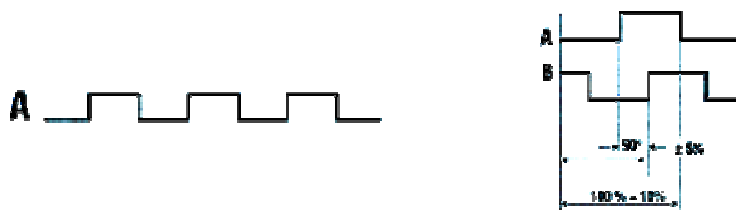


Figura 3.17. Señales del encoder incremental.

También cabe la posibilidad de una señal de referencia o cero que proporciona un pulso a cada vuelta, esta señal puede sincronizarse respecto de la señal A (A+0), respecto la señal B (A+B+0) o respecto a ambas. Están disponibles las negadas de cada una de estas señales.

Para calcular medidas o distancias, se cuentan los pulsos que proporciona el encoder (señal A), utilizando correctamente la señal B podemos determinar el sentido de giro del encoder. Mediante la señal de referencia podemos controlar el número de vueltas del encoder. Se puede controlar la velocidad de un objeto evaluando la frecuencia de pulsos de la señal suministrada por un encoder.

3.7.2.1.1.2. Encoder absoluto.-

La función de este tipo de dispositivos es similar a la de los anteriores, medir la posición angular. Sin embargo en este caso lo que se va a medir no es el incremento de esa posición, sino la posición exacta. La disposición es parecida a la de los encoders incrementales.

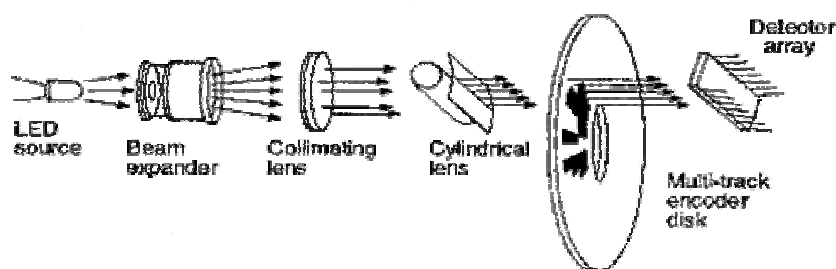


Figura 3.18. Estructura del encoder absoluto.

También se dispone de una fuente de luz, de un disco graduado y de un fotorreceptor. La diferencia estriba en la graduación o codificación del disco. En este caso el disco se divide en un número fijo de sectores (potencia de 2) y se codifica cada uno con un código cíclico (normalmente un código de Gray); este código queda representado en el disco por zonas transparentes y opacas dispuestas radialmente, como se puede apreciar en la figura. No es necesaria ninguna mejora para detectar el sentido del giro, ya que la codificación de los distintos sectores angulares es absoluta.

La resolución de estos sensores es fija y viene dada por el número de anillos que posea el disco, o lo que es lo mismo, el número de bits del código utilizado. Normalmente se usan códigos de 8 a 19 bits.

Tanto los encoders absolutos como los incrementales pueden presentar problemas debido a la gran precisión que es necesaria en el proceso de

fabricación. Además son dispositivos especialmente sensibles a golpes y vibraciones.

3.7.2.2. Tecnología de los transductores Lineales y Convexos.

(Modelo electrónico).-

Constan de materiales piezoeléctricos colocados en un contenedor y conectados por su parte posterior a la electrónica del sistema, tienen las siguientes partes:

3.7.2.2.1.- El material piezoeléctrico.-

Se trata de una cerámica de tipo PZT (titanato y circonato de plomo) con grandes propiedades piezoeléctricas, suelen ser múltiples (típico 128), y constituyen conjuntos curvilíneos o lineales.

Es importante evitar la transmisión de las vibraciones de un elemento a otro, para lo cual pueden situarse ranuras entre el material piezoeléctrico. Son sensibles al calor, por lo que no pueden esterilizarse por este método.

3.7.2.2.2.- Amortiguador.-

Absorbe la potencia radiada hacia atrás de la cerámica (material piezoeléctrico) en la etapa de transmisión y la que atraviesa el arreglo durante la recepción. Debe ser un elemento de una impedancia (Z) similar a la de los materiales piezoeléctricos para evitar reflexiones y debe tener un alto coeficiente de absorción. Físicamente, está colocado detrás de la cerámica. Tiene tres funciones:

- Amortiguar las vibraciones de la cerámica tras los impulsos eléctricos
- Absorber las ondas ultrasónicas emitidas hacia atrás
- Estabilidad y conservación de los materiales piezoeléctricos de la cerámica.

3.7.2.2.3.- Adaptador de impedancia.-

Ubicado delante de la cerámica. Aísla la piel del paciente de la electricidad del sistema, y actúa como lente acústica (a veces se coloca otra lente acústica focalizante entre el adaptador de Z y la cerámica).

Su principal función es evitar la fuerte reflexión que se produciría desde la piel hacia el transductor debido al importante cambio de impedancia, facilitando

así la transmisión a través de la piel, suavizando la diferencia entre la impedancia del cristal (Z_c) y la del tejido (Z_t) y mejorar la transferencia de energía en la interfase. Normalmente es un material plástico cuya impedancia (Z) es cercana al promedio de Z_c y Z_t .

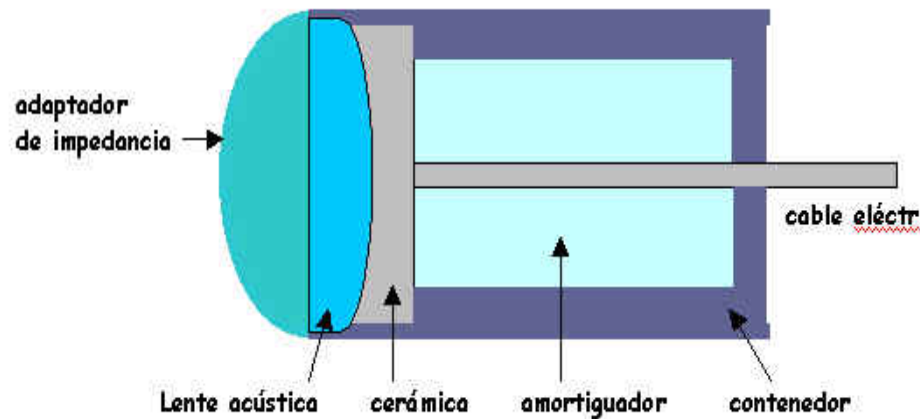


Figura 3.19. Partes de un transductor lineal.

3.7.2.3. Modos de funcionamiento de los transductores de ultrasonido.

Hay transductores que funcionan en modo continuo y transductores que funcionan en modo pulsado:

3.7.2.3.1. Modo continuo.- El transductor tiene dos cristales, uno emisor y otro receptor. Se aplica una diferencia de potencial continua.

3.7.2.3.2. Modo Eco-pulso.- El mismo cristal actúa como emisor y como receptor. Una diferencia de potencial es aplicada en breves secuencias. La sonda se aprovecha como receptora durante el intervalo entre pulsos.

3.7.2.4. Modos de escaneo (barrido).

Existen dos tipos de escaneo ecográfico, y son los siguientes:

3.7.2.4.1. Escaneo lineal.- Un grupo de materiales piezoeléctricos rectangulares (cerámica) se sitúan uno junto a otro (128 típico). Producen una imagen rectangular ya que el haz se desplaza en líneas paralelas. Los materiales piezoeléctricos se estimulan por grupos de 5 ó 6 simultáneamente.

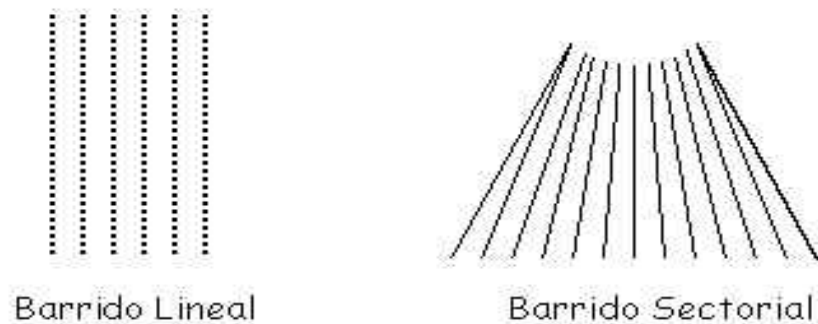


Figura 3.20. Tipos de escaneo

3.7.2.4.2. Escaneo sectorial.- No hay excitación por grupos de materiales, si no que se estimulan todos los materiales (toda la cerámica). Este barrido se puede conseguir mediante prismas rectos (empleando retrasos en los pulsos se consigue un barrido sectorial), o mediante un arreglo Convexo (los elementos piezoeléctricos se disponen según un arco).

3.8. El ecógrafo .-

El ecógrafo, es un equipo que mediante accesorios físicos y electrónicos genera señales de ultrasonido, las transmite a un medio cualquiera y luego recupera los reflejos de las mismas señales desde las estructuras internas (tejidos orgánicos, materiales, gases, etc.), las amplifica, digitaliza, procesa y almacena, para finalmente mostrarlas en la pantalla como una imagen interna de dichos medios.

Dependiendo de su aplicación, los ecógrafos se clasifican en industriales, médicos y veterinarios.

En nuestro caso hacemos un estudio para el desarrollo futuro de un equipo ecográfico para aplicaciones en medicina.



Figura 3.21. Un modelo comercial de ecógrafo médico.

3.8.1. ¿Que es la ecografía?.-

La ecografía es una técnica de diagnóstico y análisis a través de imágenes, que consiste en la visualización y recuperación de imágenes internas de determinados medios explorados. a partir de la recepción y tratamiento de los ecos producidos por la reflexión interna de las señales transmitidas hacia dichos medios {24}.

3.8.2. Clasificación de la ecografía según el medio de exploración.-

De acuerdo al medio de exploración, la ecografía se diferencia en:

- Ecografía de potencia (medios industriales).
- Ecografía de baja potencia (medios del organismo humano y animal).

3.8.2.1. Ecografía de Potencia (medios industriales).-

Los ultrasonidos de potencia cubren las aplicaciones de alta intensidad en las que se trata de producir modificaciones permanentes en el medio sobre el que se actúa.

La mayoría de las aplicaciones de los ultrasonidos de potencia se llevan a cabo en el rango de frecuencia entre 20 y 100 Khz. y con intensidades acústicas que varían desde aproximadamente $0,1 \text{ W/cm}^2$ hasta varios Kw/cm^2 .

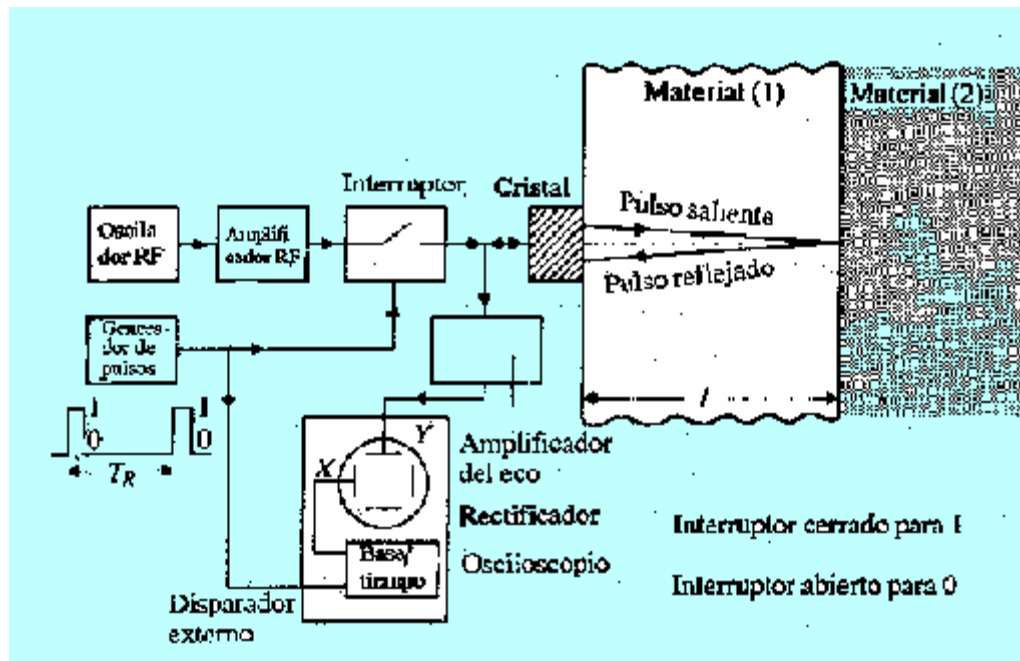


Figura 3.22. Diagrama de bloques un sistema ecográfico de potencia.

Los transductores de potencia son sistemas de banda estrecha con capacidades de potencia que van desde algunos cientos de vatios hasta varios kilovatios y gran amplitud de vibración.

Existe una amplia gama de procesos que pueden ser promovidos mediante los ultrasonidos de potencia, los más importantes son: mecanización, soldadura, formación de metales, etc. en medios sólidos; limpieza, aceleración de reacciones químicas, atomización, entre otros {42}.

3.8.2.2. Ecografía de baja potencia (organismo humano y animal).-

Es una técnica ecográfica, que hace uso de equipos electrónicos para generar señales de ultrasonido, que se transmiten dentro del organismo humano por medio del transductor, con el objetivo de recuperar imágenes internas de los tejidos y zonas del organismo humano, a partir de los ecos reflejados de esas señales y emplearlas para un determinado diagnóstico.

NOTA: La ecografía de medios animales (ecografía veterinaria) es igual que para los medios humanos, únicamente cambian la forma física de los transductores.

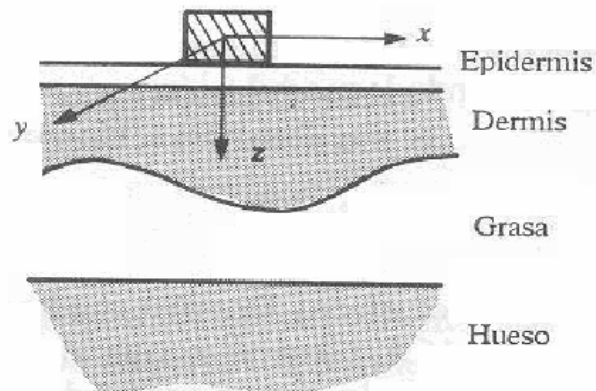


Figura 3.23. Capas de los medios orgánicos. Un cristal colocado sobre la superficie del cuerpo humano, aplicará una señal ultrasónica para observarse la parte interna.

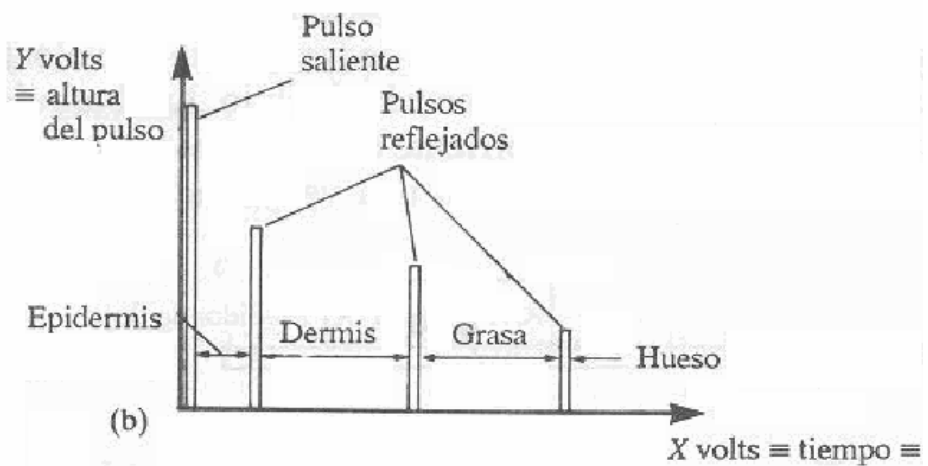


Figura 3.24. Un pulso aplicado dentro del organismo humano se refleja desde los tejidos con diferente intensidad y amplitud (de acuerdo a la impedancia característica del medio en que incide).

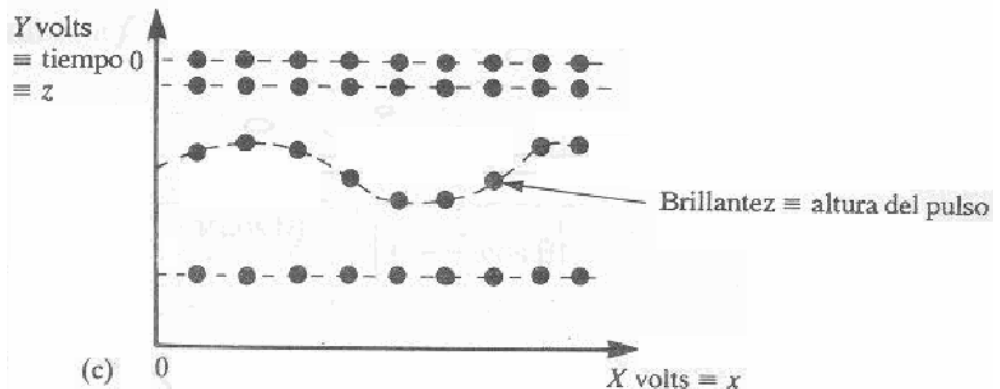


Figura 3.25. Matrices de brillantez de los pulsos reflejados a partir de un tren de impulsos incidentes. Estos pulsos receptionados son la base para la formación de las imágenes.

3.9. Reflectividad tisular (reflexión desde los tejidos internos).-

Las imágenes ecográficas se generan a partir de la información que alcanza al transductor procedente de la reflexión. Precisamente, denominamos Reflectividad tisular, al fenómeno de reflexión de ultrasonidos desde los tejidos. Este fenómeno se presenta de dos formas:

3.9.1. Reflexión especular.-

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

3.9.2. Reflexión no especular (Dispersión).-

Cuando el haz ultrasónico atraviesa un tejido determinado como la esclera que es aparentemente homogéneo, el "eco" recibido y la consiguiente imagen decodificada que vemos en la pantalla del ecógrafo no es homogénea.

Esto es debido a que en el interior del tejido también existen interfaces, aunque sean de pequeño tamaño (entre las células, capilares, matriz extracelular). Como hemos visto, cuando las interfaces son menores a la longitud de onda de haz de ultrasonidos el medio es "irregular" y se produce una reflexión no especular que se

denomina dispersión. Sólo una parte de los “ECOS” producidos por la dispersión van a alcanzar el transductor ya que en su mayoría se van a absorber por los tejidos o bien toman una dirección que los aleja. Sin embargo, estos “ECOS” son básicos para la formación de la imagen ecográfica de un tejido ya que es la información que nos proporciona su textura.

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

3.10. Resolución de ultrasonidos y calidad de la imagen.-

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

3.10.1. Calidad de la imagen.-

Viene determinada por tres factores: resolución espacial, resolución dinámica y resolución de contraste.

3.10.1.1. Resolución espacial (RE).- Capacidad para distinguir interfases muy cercanas. La RE depende de la longitud de onda (a menor longitud de onda mayor RE, por lo tanto, a mayor frecuencia mayor RE). Se dividen en dos tipos:

- **Resolución Axial (RA).-** Diferencia dos puntos a lo largo del recorrido del ultrasonido.
- **Resolución lateral (RL).-** Depende de la anchura del haz ($a >$ anchura del haz, $<$ resol. lateral). Dos objetos deben estar separados al menos por la anchura del haz para ser diferenciados.

Un haz focalizado es capaz de diferenciar estructuras muy próximas. La RE depende de la longitud de onda ($a <$ longitud de onda $>$ RE, por tanto, $a >$ frecuencia $>$ RE).

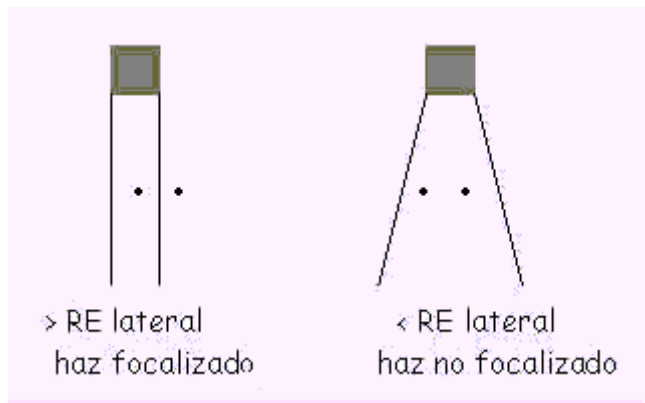


Figura 3.26. Resoluciones espacial y lateral.

3.10.1.2. Resolución dinámica (RD).- Es la capacidad de un ecógrafo para reproducir el movimiento de estructuras rápidas.

3.10.1.3. Resolución de contraste (RC).- Determina qué diferencia de amplitud deben tener dos ecos para que se les asigne distintos niveles de grises. Depende del RANGO DINÁMICO (se explicará más adelante).en un plano perpendicular al haz.

3.11. Transmisión y recepción de ultrasonidos.-

Se estudia la transmisión y recepción de las ondas de ultrasonido, en los medios orgánicos, en este caso el cuerpo humano.

3.11.1. Transmisión de ultrasonidos.-

El haz de ultrasonidos tiene una dirección perpendicular al frente de la onda. En él se distinguen dos zonas:

- Campo proximal (cercano) o zona de Fresnel: es ligeramente convergente y constituye la zona útil del haz.
- Campo distal (lejano) o zona de Fraunhofer: es divergente y corresponde a la zona inútil del haz.

Interesa disponer de un campo proximal estrecho para poder detectar pequeñas estructuras. Para ello se recurre a la focalización, que puede realizarse mediante dos métodos:

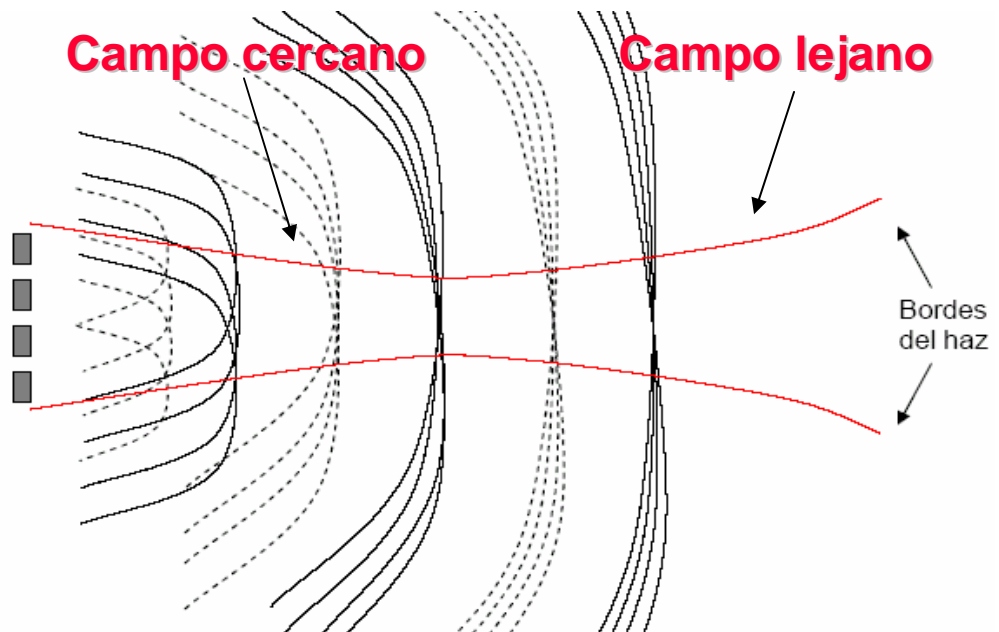


Figura 3.27. Campos cercano y lejano del haz ultrasónico.

3.11.1.1. Focalización mecánica.- se consigue mediante un elemento piezoeléctrico cóncavo.

3.11.1.2. Focalización electrónica.- una lente electrónica consigue un frente de onda cóncavo, al retrasar la excitación de algunos elementos piezoeléctricos.

3.11.2. Recepción de ultrasonidos (ECOS).-

Los ecos recibidos son, por un lado, ecos de reflexión producidos en las interfases, y por otro, ecos de dispersión producidos en todas las direcciones y característicos de la estructura interna del órgano.

Los ecos formados más profundamente alcanzan la sonda más tarde ya que son atenuados, debido a la pérdida de energía producida al atravesar los tejidos.

En caso de focalización electrónica, los ecos de retorno alcanzan más rápidamente el centro de la sonda que los bordes (debido a los retrasos en los pulsos). Para corregir este efecto se debe realizar una “compensación de ecos”, que consiste en la aplicación de retrasos electrónicos, para recolocar en fase los ecos. En caso de focalización mecánica no es necesaria, ya que no existe este problema.

3.12. Formación de la imagen ecográfica.-

El transductor se coloca sobre el paciente con una fina capa de gel para facilitar la transmisión del ultrasonido.

Un circuito transmisor aplica un pulso de pequeño voltaje (o alto voltaje) a los electrodos de un cristal transductor. Este empieza a vibrar y transmite un pulso sonoro corto. El sonido se propaga dentro del paciente, donde es parcialmente reflejado y parcialmente transmitido por los tejidos que encuentra. La energía reflejada regresa al transductor y produce la vibración del cristal. Estas vibraciones se transforman en corriente eléctrica por el cristal y después son amplificadas.

El circuito receptor calcula la AMPLITUD de la onda de ultrasonido de retorno y el TIEMPO de transmisión total, ya que distingue cuándo se transmite y cuándo vuelve.

La AMPLITUD de la onda de retorno determina el NIVEL DE GRIS que debe asignarse. Ecos muy débiles dan un nivel cercano al negro de la escala de grises y ecos potentes dan un nivel cercano al blanco.

Con el TIEMPO DE TRANSMISIÓN (tiempo transcurrido entre la aplicación de la corriente eléctrica y la recepción del eco) se puede calcular la PROFUNDIDAD del tejido reflectante (interfases).

3.12.1. Representación de la imagen ecográfica.-

Un pulso de ultrasonido se refleja cuando atraviesa la interfase entre dos medios que tiene diferencias en las impedancias características, y el tiempo que transcurre entre la transmisión del pulso y la recepción del eco dependen de la velocidad de propagación y de la trayectoria. La velocidad de propagación en los diferentes tejidos blandos es similar y se establece como una constante. En estas técnicas, los ultrasonidos son generados en pulsos de unos pocos microsegundos de duración, con una cadencia de entre 500 y 1000 pulsos/seg. Las principales son:

3.12.1.1. Modo A (Modo de amplitud).-

Sistema de eco pulsado compuesto por un generador, que simultáneamente estimula el transmisor y el generador de barrido, y un receptor, que recoge los ecos devueltos.

Es el modo mas sencillo de utilización del Ultrasonido, pues consiste únicamente en desplegar los ecos recibidos en una gráfica de amplitud contra tiempo.

El eje del tiempo es previamente calibrado en distancia, de manera que la lectura de la posición de las diferentes interfases es muy rápida y sencilla. En realidad no es una técnica de imaginología, pues la salida del amplificador de ecos se alimenta directamente de la entrada del barrido vertical del tubo de rayos catódicos.

Combina la codificación de la amplitud de los ecos con un sistema de barrido que permite hacer una imagen “real” de estructuras anatómicas de un plano del objeto de estudio. En este caso, la salida del amplificador de ecos se alimenta al control de intensidad del TRC, mientras que se agrega un bloque de codificación de coordenadas proveniente del sistema de barrido.

La señal se transforma en puntos, cuya intensidad de brillo es proporcional a la intensidad del eco de retorno.

3.12.1.3. Modo M (Modo de Movimiento).-

Se utiliza para registrar movimientos de estructuras, fundamentalmente del corazón (ecocardiogramas). Un registro de tiempo-posición representa como varía una línea de eco a en función del tiempo.

Se usa una representación gráfica de la señal: en el eje X se representa la profundidad y en el eje Y el tiempo. Se usa un rollo de papel para grabar el movimiento de los puntos.

3.12.1.4. Modo de Tiempo Real (Real Time).-

Si las imágenes de ultrasonido en modo B se producen en el orden de 40 imágenes por segundo, el ojo humano recibe la impresión de que se trata de una imagen en movimiento, similar a la que se obtiene en la fluoroscopia de rayos X. Es el modo ecográfico más utilizado en Medicina.

3.12.1.5. Modo Doppler.-

El “efecto Doppler” permite el estudio de órganos en movimiento al percibirse la señal sonora producto de la diferente frecuencia entre el haz sonoro emitido y el reflejado. Cuando el haz de ultrasonido rebota en una superficie inmóvil, la frecuencia del haz reflejado es la misma que la del haz transmitido; pero si la superficie de rebote se mueve, el ultrasonido reflejado tendrá diferente frecuencia que el emitido (“efecto Doppler”), la cual puede amplificarse y recibirse como señal sónica en un amplificador, o registrarse en un analizador de frecuencia.

En el ultrasonido Doppler continuo, se emplean dos cristales, uno para la transmisión y otro para la recepción del eco. La diferencia de frecuencias entre el eco transmitido (f_0) y el reflejado, esta dada por:

$$h.f = 2.f_0 \cdot \frac{V}{C} (\cos \theta)$$

(3.27)

Donde V es la velocidad del reflector y θ es el ángulo entre la dirección de propagación del ultrasonido y el movimiento del reflector. Aun cuando la frecuencia de excitación es del orden de los Mhz, la f cae en el rango audible, por lo que puede ser “escuchada” directamente con un amplificador de audio; esta es la modalidad para escuchar latido fetal en aplicaciones obstétricas.

La desventaja de este método es que se pierde información sobre la profundidad del objeto. Para resolverlo, se emplea nuevamente un esquema de estimulación pulsada, con un solo cristal, que permite establecer una ventana de análisis temporal, aun que con un costo en resolución y precisión.

Tipos de ecografías Doppler:

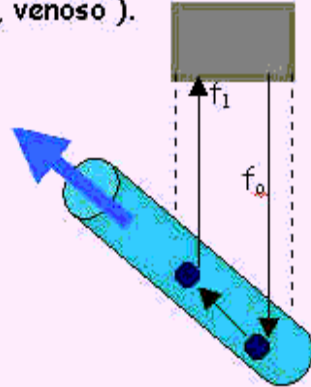
3.12.1.5.1. Doppler color.- Si la frecuencia reflejada es mayor que la transmitida significa que el flujo se dirige hacia la sonda y se le asigna color rojo. Si la frecuencia del haz reflejado es menor que la del haz transmitido significa que el flujo se aleja de la sonda, y se le asigna color azul.

3.12.1.5.2. Doppler continuo.- Consta de un elemento emisor y otro receptor. Se calcula la diferencia de frecuencias emitidas y recibidas, por lo que se detecta cualquier movimiento dentro de la trayectoria analizada. Puede detectar la dirección del flujo pero no la profundidad de los vasos, ni diferenciar entre distintos vasos del mismo área (sólo es útil para vasos superficiales).

3.12.1.5.3. Doppler pulsado.- Consta de un elemento transductor que emite y recibe sonido. Esto permite calcular la profundidad, que viene dada por el tiempo que tarda el eco en volver. El sonido se envía en ráfagas cortas, no haciéndolo durante un corto intervalo en el que el sistema espera el eco de retorno.

Se entiende por DUPLEX un sistema que combina imagen en modo B más Doppler pulsado. El sistema TRIPLEX combina imagen en modo B, Doppler pulsado y Doppler color.

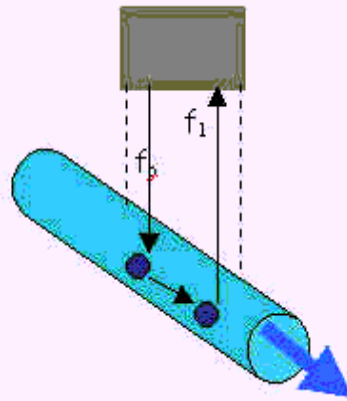
Los equipos mediante procesos matemáticos pueden calcular velocidades de flujo, volúmenes de flujo, índices de resistencia, etc., así como representar gráficas indicando el tipo de flujo del vaso estudiado (arterial, venoso).



f_0 = frecuencia del haz emitido
 f_1 = frecuencia del haz reflejado

$f_1 > f_0$ (ya que el flujo se acerca a la sonda)

Doppler color: ROJO



$f_1 < f_0$ (ya que el flujo se aleja de la sonda)

Doppler color: AZUL

Figura 3.30. Flujo y frecuencia Doppler.

CAPITULO 4

DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DEL SISTEMA

4.1. Como funciona el sistema.-

El sistema funciona de acuerdo a los siguientes pasos:

1. El transductor (cristal piezoeléctrico) genera ondas ultrasónicas sincronizadas por acción del Generador de pulsos de excitación; ambos conforman el Generador de Ultrasonidos.
2. El Encoder del cristal determina su posición angular y sentido de giro. Esta señal sincroniza el sistema.
3. El ultrasonido generado se aplica al organismo humano.
4. Las señales atraviesan medios (músculos, fluidos, etc), desde donde se reflejan en forma de ECOS.
5. Los ECOS regresan al cristal que los ha generado.
6. Luego son amplificados y digitalizados.
7. Se forma un vector con los datos de los ECOS, hasta formar un cuadro de imagen de 510 líneas y 510 columnas (resolución) que representa un archivo.
8. Se almacena el archivo en memoria bajo un formato texto
9. Este archivo de imagen puede procesarse con el objetivo de obtener una imagen mejorada.

4.2. Descripción general del sistema por etapas.-

El estudio del sistema se ha desarrollado en las tres etapas siguientes:

1. Etapa de Procesamiento analógico.
2. Etapa de Digitalización de la señal.
3. Etapa de Procesamiento de la Imagen.

4.2.1. Etapa de Procesamiento Analógico.-

Objetivo: Generar la señal de ultrasonido y obtener las señales analógicas de los ECOS.

Comprende las siguientes sub-etapas:

- Generador de Ultrasonido.
- Extractor de Sincronismo del Encoder.
- Generador de Sincronismo de Línea.
- Sistema de Amplificación de Video.

4.2.2. Etapa de Digitalización.-

Objetivo: Digitalizar las señales de los ECOs y adquirir una imagen ecográfica.

Las siguientes son consideraciones para utilizar una tarjeta de adquisición de datos:

- Frecuencia de la señal a muestrear.
- Presentación visual y resolución de la imagen.
- Velocidad del eco y distancias entre tejidos.
- Capacidad de memoria.

En ese sentido, se consideran como Sub-etapas:

- Conversor Analógico Digital.
- Control del conversor A/D.
- Módulo de sincronismo.
- Control de memoria.
- Banco de memorias para las muestras.
- Banco de contadores.

Todas las sub-etapas, son bloques que conforman una tarjeta de adquisición de datos (NI5201 Series de National Instruments), detallada en el **Anexo D**.

4.2.3. Etapa de Procesamiento de Imagen.-

Objetivo: Mejorar mediante un software la presentación de la Imagen ecográfica para tener una mejor interpretación.

El desarrollo del software comprende:

- Programa de Procesamiento elaborado en Visual C++: IECOGRAFO.CPP.
Menús: Escala de Grises, Filtros de frecuencia, Filtros espaciales, Detector de bordes, Contraste y Umbral.

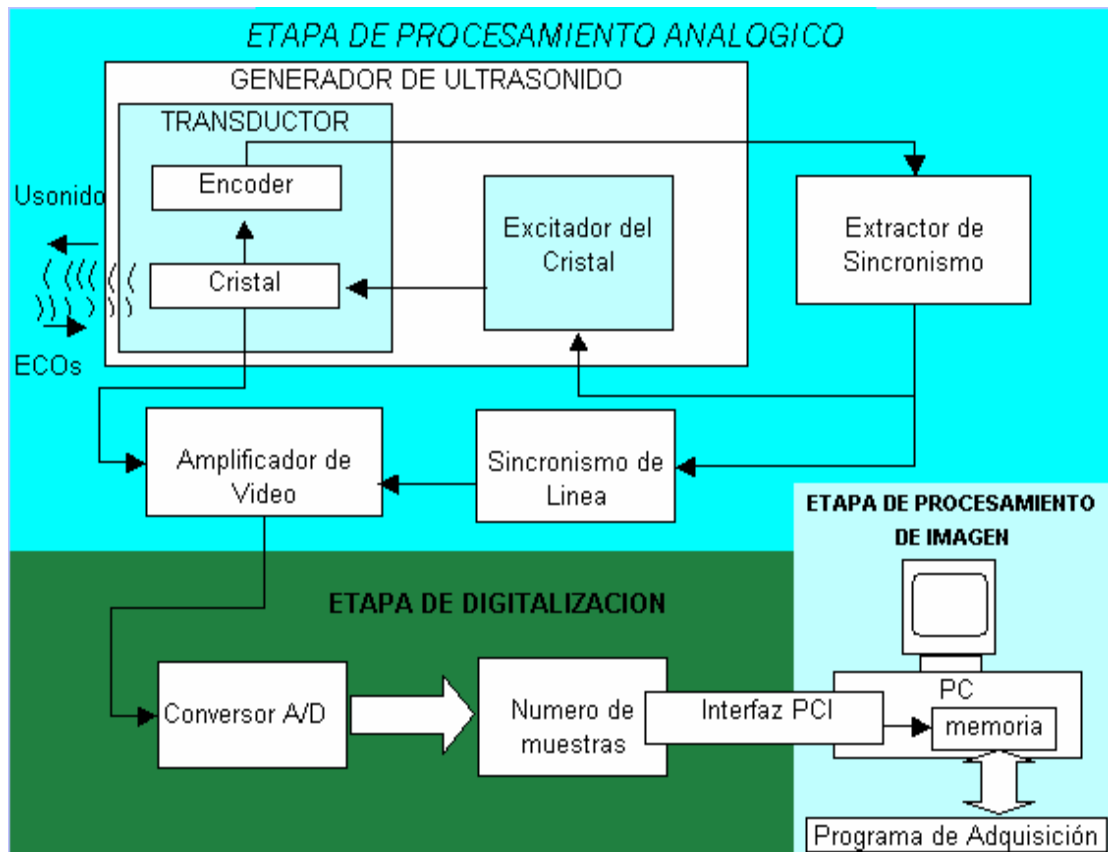


Figura 4.1. Propuesta para las Etapas del Sistema.

4.3. Perspectiva del procesamiento digital de imágenes.-

La técnica para el procesamiento de imágenes, tiene gran perspectiva debido a la infinidad de aplicaciones, no solo en medicina, sino también en la industria, el entretenimiento, la seguridad, la agricultura, la investigación espacial, entre otros.

El procesamiento de una imagen cualquiera tiene por objetivo, resaltar y mejorar sus características para obtener un resultado final favorable al diagnóstico del paciente, a la calidad de fabricación de partes metálicas, a determinar niveles de líquidos y gases, entre otros. Para ello se utiliza técnicas de realce, bordeado, restauración, suavizado, contraste, histograma, topología, agrandamiento (zoom), coloración y superposición. Cumplen con toda una metodología científica para su aplicación, entre los cuales están el método del dominio espacial (tratamiento a nivel de píxeles) y el método del dominio de la frecuencia. Actualmente estos métodos son muy eficaces y logran mejorar la imagen hasta niveles aceptables. En cuanto al software, hacemos uso de una herramienta: el lenguaje de programación Visual C++, con el cual podemos implementar infinidad de rutinas y subrutinas referentes al procesamiento de una

imagen cualquiera; pero, podemos decir también que existen otros lenguajes de programación con los cuales se pueden llegar a los mismos resultados, dependiendo de los requerimientos y de la habilidad del programador o diseñador.

Así, concluimos que el procesamiento de imágenes presenta una amplia perspectiva para el futuro y no deja de ser un tema muy interesante para la investigación en este mundo del tratamiento de imágenes.

4.4. Aportes de nuestro estudio.-

Este trabajo de tesis, basado en un estudio podrá aportar en el futuro con los siguiente:

1. Desarrollo de equipos ecográficos.
2. Favorecerá al desarrollo de tecnología nacional.
3. Podrá aplicarse en desarrollos para la industria, control y medicina.
4. Apoyará en la búsqueda de solución al problema de la mortalidad materno infantil en nuestro país.
5. Favorecerá al crecimiento del servicio de ecografía en las zonas rurales y pueblos del interior del país.
6. Aumentará la bibliografía de consulta como información técnica para futuros proyectos similares.

NOTA: Podemos enterarnos en el **Anexo C**, a cerca de estándares internacionales para equipos de ultrasonido.

CAPITULO 5

ESTUDIO Y DISEÑO DE LA ETAPA DE PROCESAMIENTO ANALÓGICO

5.1. Introducción.-

Las evaluaciones técnicas necesarias, entre ellas la revisión y el estudio de manuales técnicos de ecógrafos comerciales, me ha permitido proponer las funciones que debiera tener la Etapa de Procesamiento Analógico de un sistema ecográfico para diagnóstico médico. En ese sentido, propongo para el Procesamiento Analógico algunas sub-etapas con funciones bien definidas.

Se sabe que excitando un cristal piezoeléctrico, se generan ultrasonidos. Cuando estos se transmiten dentro de los medios del organismo humano, se reflejan desde los tejidos internos, enviando una información ecográfica (retardo, amplitud, distancia, etc.). Recepcionando esta información, la amplificamos y digitalizamos, registrándola después en memoria bajo un determinado formato de archivo. Finalmente, un programa ayuda a visualizar la imagen en pantalla. Luego se desarrolla y aplica un programa de procesamiento de imagen, con el objetivo de mejorar su presentación.

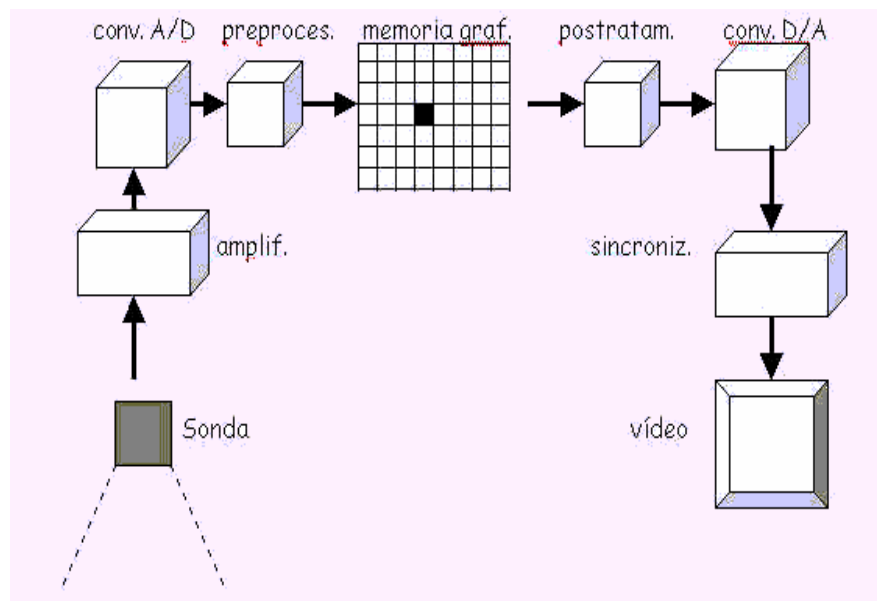


Figura 5.1. Proceso de recuperación de una imagen ecográfica.

Podemos describir de manera general, las etapas electrónicas de un sistema de recuperación de imágenes ecográficas, o ecógrafo:

1. Amplificador diferencial.- Los ecos que proceden de la profundidad se amplifican para compensar la pérdida de intensidad debida a la atenuación. El operador puede modificar la pendiente de la curva de amplificación (*ganancia).

2. Convertidor Analógico-Digital.- Transforma la señal de vídeo en datos numéricos para ser procesados por la informática del sistema.

3. Preprocesador.- Reajuste de la información obtenida hasta el momento, antes de ser tratada en la memoria gráfica.

4. Memoria gráfica (digital).- Es necesaria para presentar, congelar y tratar la imagen. Es un sistema de almacenaje en el cual la señal digitalizada se sitúa en la matriz según una dirección X e Y (ubicación del eco en la matriz). La amplitud se expresa en la profundidad de la matriz (eje Z). Los valores de amplitud constituyen una escala de grises; cuanto más profunda sea la matriz, más niveles de grises podrá representar.

5. Postratamiento.- Ajuste de grises una vez que ya han sido representados en la matriz. Permite seleccionar las zonas que deben destacarse asignándoles un nivel de gris más elevado o menos elevado según corresponda.

6. Convertidor Digital-Analógico.- Recupera la señal de vídeo a partir de los datos numéricos.

7. Cambio de formato de los datos.- Sincronización de la lectura de los datos almacenados con el barrido electrónico sobre el monitor de TV (para que sea posible reconocer una imagen).

8. Visualización de la imagen. Monitor de vídeo.

9. Obtención de un documento.

- Fotografía Polaroid (de la pantalla de vídeo).
- Reproducciones en papel termo sensible.

- Cámara multiformato.
- Filmación en vídeo.
- CD-ROM, disco óptico.

5.2. Propuesta para las Sub-etapas del Procesamiento Analógico.-

En esta parte de nuestro estudio, nos permitimos proponer la primera Etapa de un futuro Sistema ecográfico y es la del Procesamiento Analógico. De ella dependerá la generación y recepción de los ultrasonidos (recepción de ecos).

Así podemos definir las siguientes sub-etapas:

- Generador de Ultrasonido (transductor comercial y Generador de pulsos de excitación).
- Amplificador de video.
- Extractor de sincronismo del encoder.
- Generador de sincronismo de línea.

5.2.1. Generador de ultrasonido.-

Esta Sub-etapa se encargará de generar un pulso que logre excitar al cristal piezoeléctrico del transductor (emisor de ondas de ultrasonido). Consta de:

5.2.1.1. Transductor de ultrasonido comercial del tipo Sectorial mecánico.-

Aquí se destacan los siguientes parámetros:

a. Señal de sincronismo.-

Es muy importante porque sincroniza el sistema, a partir de una señal que genera el encoder (informándonos de la velocidad angular y sentido de giro del cristal). Sus parámetros son:

- Frecuencia: 5Khz , onda senoidal.
- Nivel: 240 a 300 m Voltios.

b. Número de pulsos por giro del sistema mecánico del cristal.-

Es importante el número de pulsos generado por el encoder en una vuelta sobre el eje del cristal. Existe una señal que envuelve a la señal de referencia para el sincronismo, cuyo período es importante para la imagen. Sus parámetros son:

- Envoltente de 10Hz (100 msec de periodo)
- Contiene 510 pulsos (en un período de 100 msec de la envoltente), esto constituye un cuadro de imagen.

5.2.1.2. Generador de pulsos de excitación.-

Es el bloque que excitará al cristal piezoeléctrico ubicado en la parte superior del transductor, y generará los ultrasonidos. Comprenderá las siguientes partes:

- a. **Generador de pulso de ancho variable.-** Tendrá por función generar pulsos de un determinado ancho y período, en base a la señal entregada por un selector de sincronismo (descrita posteriormente).
- b. **Amplificador de pulsos.-** Bloque que elevará la tensión de los pulsos provenientes del generador de pulsos de disparo, con el objetivo de elevar el nivel de amplitud DC del conmutador de pulsos de alta tensión.
- c. **Conmutador de pulsos de alta tensión.-** Bloque que tomará la señal del amplificador de pulsos aumentando su nivel de alta tensión para excitar al cristal piezoeléctrico (transductor).
- d. **Fuente de alto voltaje DC.-** Alimentará con alta tensión al conmutador de pulsos para que este entregue pulsos de alta tensión mediante conmutación.

5.2.2. Amplificador de Video.-

Bloque de amplificación de la señal eléctrica de los ecos de ultrasonido recepcionados por el cristal piezoeléctrico. Esta señal será entregada a la etapa de digitalización. La sub-etapa comprenderá:

- a. **Limitador de entrada L1.-** Recorta las señales de gran amplitud, permitiendo el paso de pequeñas señales correspondientes a las señales de eco.
- b. **Pre-Amplificador de Video.-** Amplifica las señales provenientes del limitador.
- c. **Filtro de Video.-** Será configurado como un detector de envolvente, para recuperar la componente fundamental de los ecos.
- d. **Amplificador de salida de video.-** Amplifica las señales filtradas, con el fin de adecuarlas a la etapa de digitalización. Además realiza la sumatoria de la señal proveniente del filtro de video con la señal proveniente del Generador de pulso de sincronismo de Video (del Generador de sincronismo de línea, descrita mas adelante).
- e. **Limitador de salida de video L2.-** Similar al limitador L1, y limita el nivel de las señales de entrada a la etapa de digitalización.

5.2.3. Extractor de sincronismo.-

Bloque que generará y entregará, a partir del encoder, las señales de sincronismo que permitirán la correcta presentación de imágenes ecográficas. El encoder, sobre

la base de un mecanismo de rotación del cristal genera una señal de tipo senoidal, aunque modulada a baja frecuencia. Esta señal modulada, presenta una frecuencia de portadora y envolvente. Estará compuesto por:

a. El circuito extractor de sincronismo.-

Recibirá la señal del encoder y extraerá las frecuencias de sincronismo en forma de dos trenes de pulsos con distintas frecuencia compatibles con lógica TTL.

5.2.4. Generador de sincronismo de línea.-

Bloque que proveerá tanto la señal de excitación del cristal piezoeléctrico como el sincronismo de video, estará conformado por:

a. Selector de sincronismo.- Selecciona la frecuencia de excitación del cristal, bien sea tomando la frecuencia generada por el encoder o tomando la señal generada por un circuito oscilador (timer 555 en modo astable).

b. Generador de pulso de sincronismo de Video.- Toma la señal del selector de sincronismo para generar un pulso con una duración determinada en sincronismo con los pulsos de excitación del cristal sumándose la señal de video, al inicio de cada línea de imagen (pulso de sincronismo). De esta manera el software de procesamiento de imagen lo podrá reconocer como señal de inicio de línea de imagen.

5.3. Criterios de diseño.-

Para nuestro estudio partiremos de un modelo sencillo: el de un transductor de ultrasonido (con un cristal piezoeléctrico de cuarzo), cuyos ECOS sean recepcionados por el mismo cristal. Las señales de ECO serán filtradas y amplificadas de acuerdo a las características propias de la señal, luego serán digitalizados y almacenados en memorias temporales para su procesamiento posterior.

En ese sentido, los criterios de diseño a tener en cuenta para esta etapa serán las siguientes:

- La Fuente de alta tensión para la alimentación del Conmutador de pulsos de alta tensión debe ser igual o superior a los 125 v DC, Debido a que el cristal requiere de un pulso de alta tensión para poder deformarse.
- Como consecuencia de lo anterior el Conmutador de pulsos de alta tensión debe estar implementado por un dispositivo MOSFET, de alta velocidad y alta tensión (entre 200 a 800 v DC).

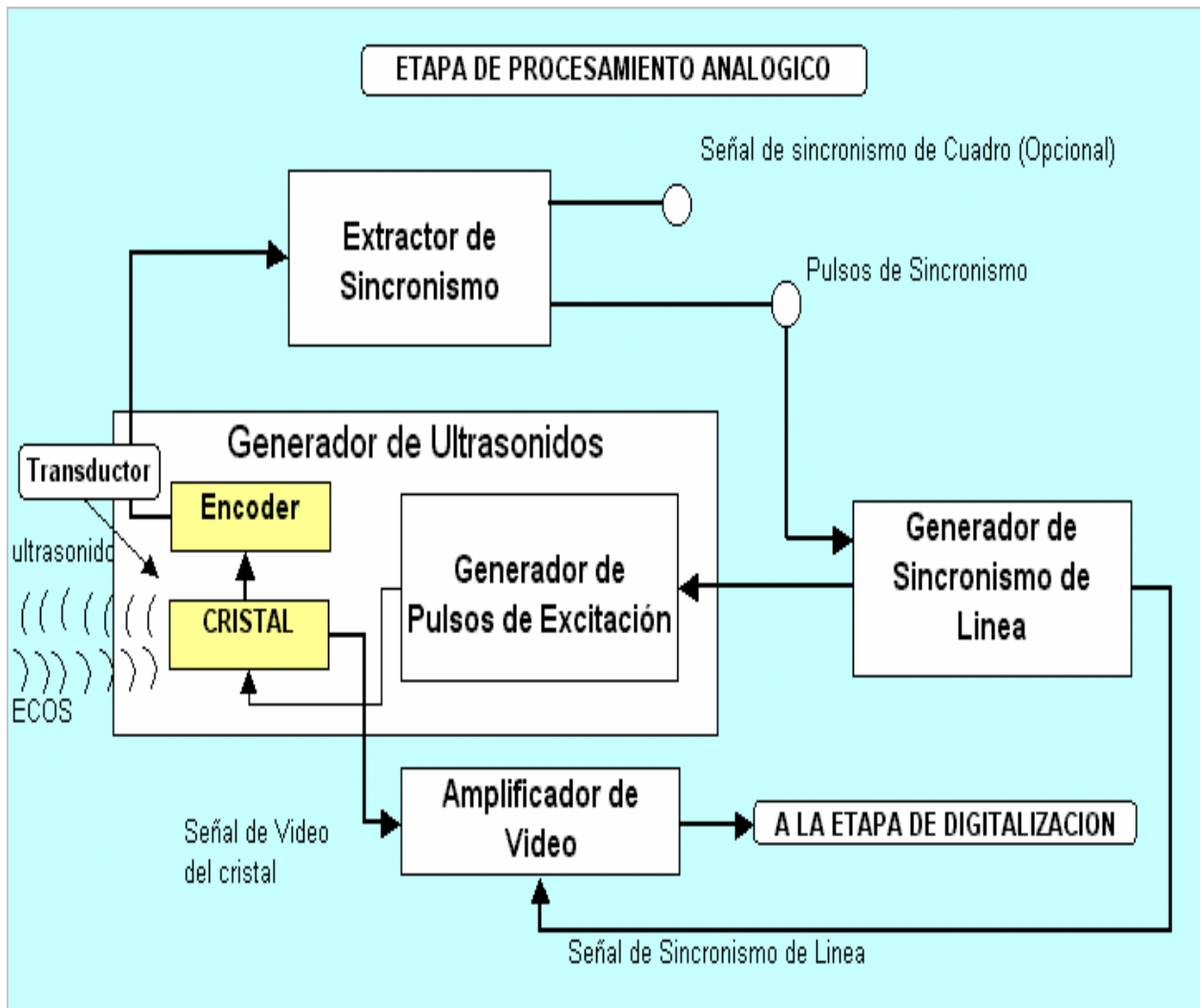


Figura 5.2. Diagrama General de las Sub-etapas del Procesamiento Analógico.

- Los ECOS retornan con niveles de tensión muy bajos del orden de los mV. Por ello es necesario contar con amplificador de video, con suficiente ganancia que nos permita observarlos y poder digitalizarlos.
- Un generador de pulsos de excitación, debe generar un tren de pulsos, con ancho acorde a la frecuencia de resonancia del cristal y con amplitud de alta tensión, suficientes para excitar al cristal y producir los ultrasonidos.
- Un Extractor de sincronismo debe proveer de una señal de sincronismo para el sistema. Una posibilidad es extraerla del mismo encoder del transductor.
- Un Generador de sincronismo de línea debe permitir seleccionar entre la señal del encoder y una señal de las mismas características pero producida por un circuito astable, con la finalidad de sincronizar el inicio de una línea de video.

5.4. Desarrollo del estudio y diseño de las Sub-Etapas.-

Nuestro objetivo será generar la señal de excitación para el cristal piezoeléctrico del transductor y además, amplificar los ECOS receptionados por el mismo cristal.

La señal de excitación la obtendremos al amplificar y acondicionar la señal proveniente el encoder (dispositivo del transductor), que servirá como patrón de referencia (sincronismo) en la generación de señales de excitación del cristal.

Adicionalmente debemos contar con un circuito oscilador que efectúe la misma función. Un circuito selector (selector de sincronismo) seleccionara la señal que servirá de referencia para la excitación del cristal.

También se incluirá la fuente de alimentación del motor que hará girar el cristal a velocidad constante.

5.4.1. Generador de ultrasonido.-

Esta sub-etapa tienen el siguiente esquema:

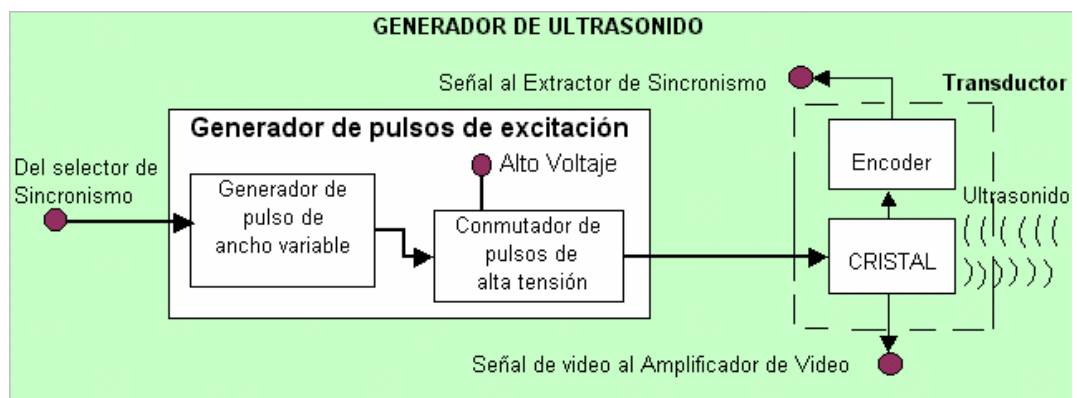


Figura 5.3. Diagrama de bloques del Generador de Ultrasonidos.

5.4.1.1. Estudio del Transductor de ultrasonido comercial del tipo Sectorial mecánico.-

Algunos transductores, en base a cristales piezoeléctricos generan ondas de ultrasonido que viajan a través del cuerpo humano cuando ellas se transmiten internamente. Las ondas se reflejarán de manera parcial durante la transmisión, dependiendo del tipo de medio que atraviesan.

Los ECOS son recepcionados por los cristales generadores (del transductor), luego se amplifican y presentan de manera visual en la pantalla de un monitor.

Es importante el sincronismo entre la dirección de emisión de los ecos y la presentación en la pantalla del monitor.

Debido a la sencillez de su funcionamiento, se procede a trabajar con un transductor de ultrasonido comercial del tipo sectorial mecánico. Ello nos permitirá diseñar y probar circuitos electrónicos que sienten las bases para el desarrollo de ecógrafos. La etapa de Procesamiento Analógico, genera y amplifica las señales de ECO analógicas, y las acondiciona para su traslado a la etapa de Digitalización.



Figura 5.4. Un transductor sectorial mecánico real.

Los cristales de cuarzo emiten ultrasonidos al ser excitados por un pulso de alta tensión. Transmitiéndose los ultrasonidos dentro del organismo humano se propagan hasta reflejarse como ECOS desde los tejidos y órganos internos al ser

atravesados por dicho haz.

Los ECOS se reciben con el mismo cristal (del transductor). El cristal piezoeléctrico de cuarzo usado en este estudio, es de 3.0 Mhz de frecuencia de resonancia, y se encuentra ubicado dentro de un polígono formado por tres lentes acústicas de distinta distancia focal, así la onda ultrasónica puede propagarse en tres direcciones desfasadas 120° cada una.

El ultrasonido se emite al exterior en una sola dirección, porque el polígono se encuentra a su vez dentro de una funda que tiene una sola ventana de salida. Este accesorio, es el transductor, que el especialista manipula al realizar una prueba de ecografía.



Figura 5.5. Cabezal del transductor sectorial mecánico.

Para formar las imágenes, es necesario que el cristal gire sobre su eje, esto se logra mediante la rotación mecánica del cristal efectuada por un motor DC (entrega una velocidad estable). El polígono de las lentes gira dentro de la funda, alternándose los sectores en la emisión de ondas ultrasónicas al exterior. La velocidad de giro aproximada es de 196 rpm.

La velocidad de propagación V_p del ultrasonido dentro del organismo nos permite conocer la profundidad alcanzada por el mismo ultrasonido en un determinado tiempo T . La velocidad promedio considerada en nuestro diseño es de 1520 m/s (velocidad promedio para tejido blando).

La velocidad y posición angular del cristal piezoeléctrico, se determina como se ha dicho mediante un mecanismo denominado encoder. Cuando el polígono gira, se genera una señal senoidal gracias a este mecanismo opto-electromecánico.

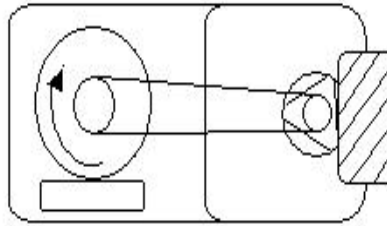


Figura 5.6. Parte interna del transductor, se muestra: el motor, el cristal y el polígono focal.

El encoder de nuestras pruebas genera 1530 pulsaciones por cada giro completo (510 por cada sector). No siendo un valor exacto, porque se generan mecánicamente, la frecuencia de pulsaciones es de 5.0 KHz, que es la señal que sirve de base para excitar al cristal, emitiéndose pulsos de ultrasonido cada 200 microsegundos aproximadamente, haciendo posible capturar ecos de hasta 15.2 cm. de profundidad, entre pulso y pulso de excitación del cristal. Tanto el cristal como el encoder se encuentran unidos dentro del dispositivo conocido como “transductor de ultrasonido”.

5.4.1.2. Estudios preliminares y diseño del Generador de pulsos de excitación.-

Antes de realizar el diseño del generador de pulsos de excitación se efectuaron diversos estudios y pruebas prácticas con el objetivo de conocer las características de la señal que, a la entrada del conmutador de pulsos de alta tensión, produjera a la salida de esta, una señal que excite al cristal y genere un ECO observable {16} y {19}.

5.4.1.2.1. Pruebas con un Generador de pulsos.-

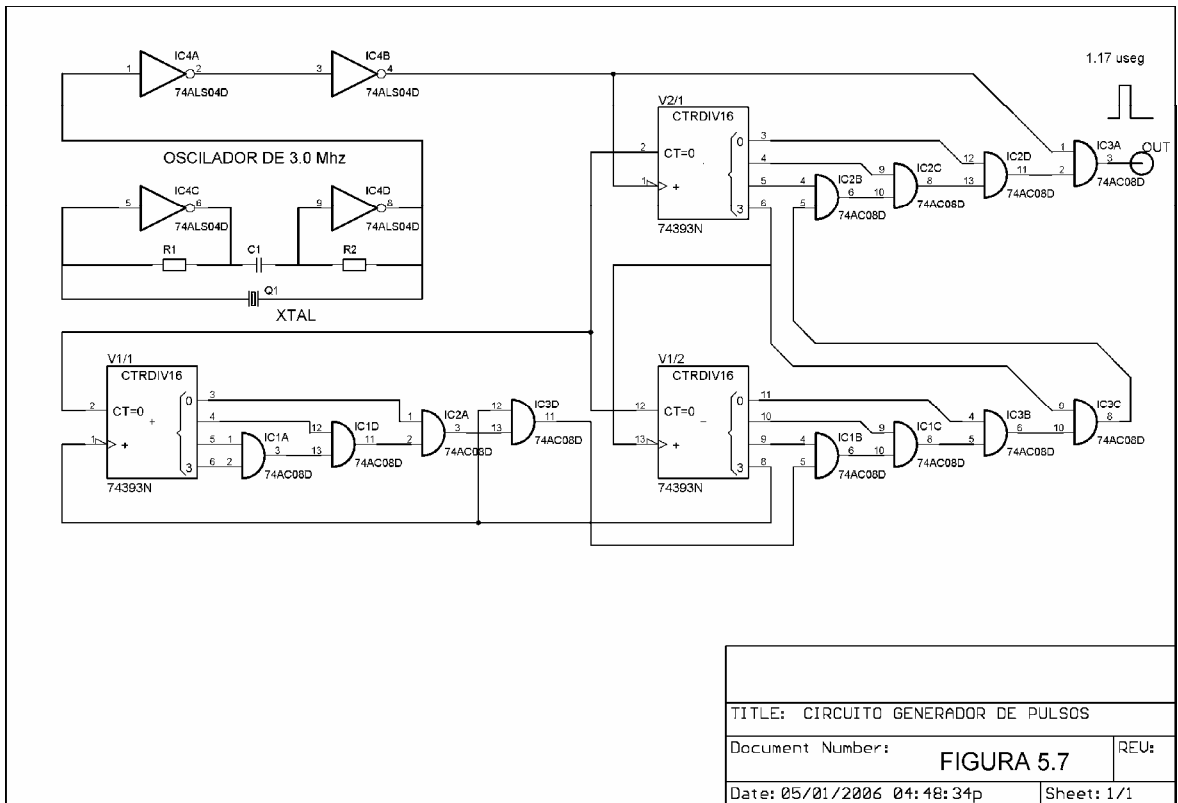
Se implementó un circuito generador de pulsos tentativo, que nos permitió generar pulsos de prueba de un ancho determinado para, a través de un conmutador de pulsos de alta tensión, excitar al cristal del transductor con el objetivo de lograr observar un ECO. Este circuito, se implementó únicamente con el objetivo de observar el resultado de entregar un pulso (de ancho determinado) a un Generador de pulso de alta tensión y este a su vez aplique un pulso sobre el cristal del transductor, es decir, observar si se podía obtener ultrasonidos.

Partimos de una configuración sencilla: un oscilador de frecuencia cercana a la del transductor (3.0 Mhz), conformado por un arreglo de dos buffers 7404 TTL, dos resistencias en paralelo de 1,5 Kohms, un condensador de acoplo y un cristal de 3.0 Mhz. Este tipo de circuitos tienen gran estabilidad y son apropiados para la generación de oscilaciones; entregan una señal de onda cuadrada.

Esta señal ingresa al primer reloj, y al primero de los dos circuitos integrados contadores 74393N (TTL) instalados en cascada y configurado como divisor de señal {1}; el pin CLEAR del dispositivo, se conecta a GND (tierra), y del puerto de salida CD se la reenvía al segundo reloj, del mismo integrado, generando divisiones múltiplos de la señal. Este proceso se repite en el siguiente integrado, y se logra obtener un pulso de 400 Khz. de ancho y 800 Khz. de periodo de sincronismo del pulso apropiado para la excitación del cristal.

Luego pasa al arreglo de doce compuertas AND de la serie 7408 en cascada, y a dos compuertas NOR de la serie 4004 CMOS Open colector {4}; estos últimos instalados en la salida del circuito, con el objetivo de aumentar la velocidad de transmisión de los pulsos TTL y disminuir el retardo. El pulso de salida, se origina a partir de la combinación de las compuertas AND, tecnología TTL, y OR CMOS, lográndose obtener pulsos secuenciales, entre 308 nseg, 812 nseg y 1,17 μ seg. de ancho, con períodos de 800 Khz: Depende del punto de toma de la señal, en función del orden de instalación de las compuertas y de la aplicación de la carga.

La Figura 5.7. nos muestra el circuito electrónico respectivo y las Figuras 5.8 y 5.9 las señales de respuesta esperadas.



TITLE: CIRCUITO GENERADOR DE PULSOS	
Document Number:	FIGURA 5.7
Date: 05/01/2006 04:48:34p	Sheet: 1/1

Tabla 5.1. Dispositivos utilizados en el circuito en estudio.

DISPOSITIVO	CODIGO	TECNOLOGIA
BUFFERS	74ALS04D	TTL
COMPUERTA AND	74AC08D	TTL
DIVISOR DE FRECUENCIA	74393N	TTL
XTAL	3.2 Mhz	DOBLE PIN
COMPUERTA NOR	4004	CMOS
RESISTENCIAS	---	CERÁMICAS
CONDENSADOR	---	ELECTROLITICO

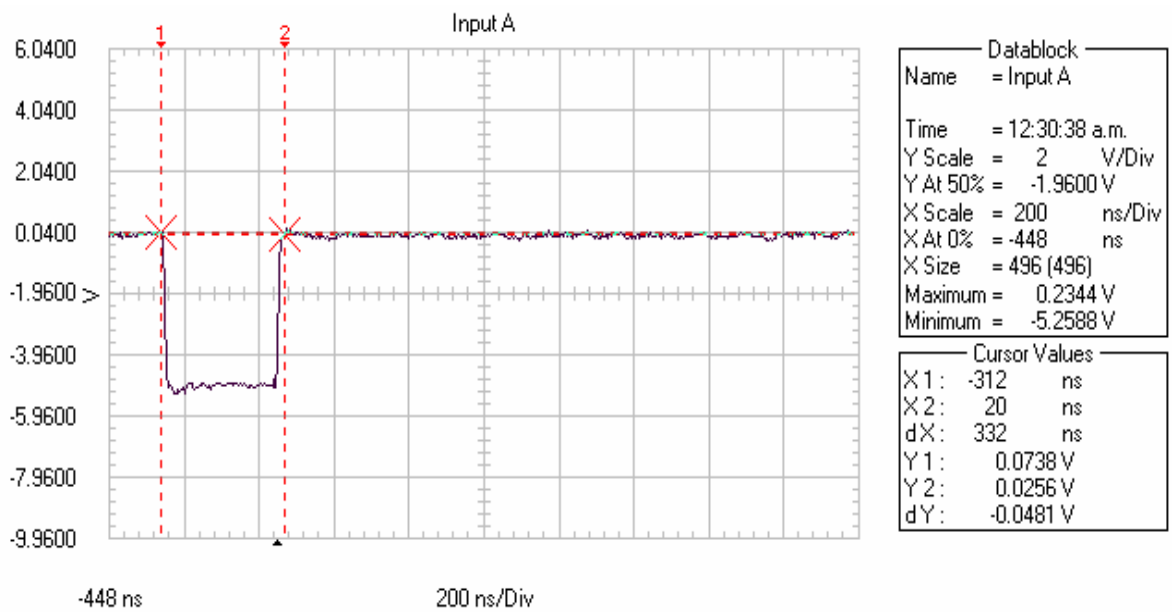


Figura 5.8. Señal que entrega el Generador de pulsos al Conmutador de pulsos (Mosfet). Tiene un ancho de 332 nseg y una amplitud de 5.4819 Vpp.

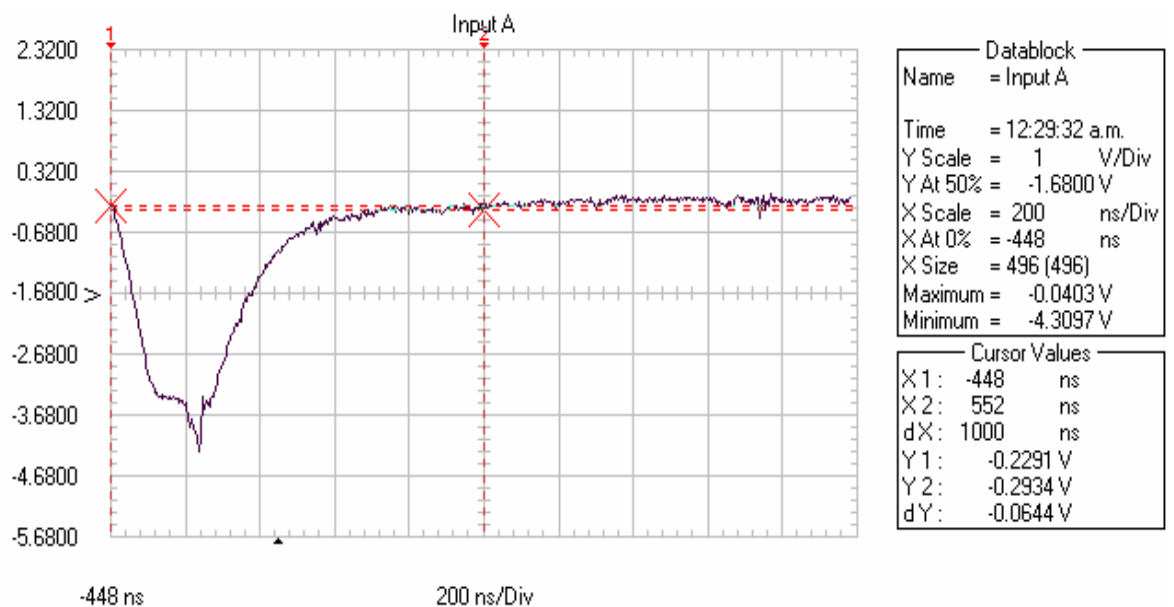


Figura 5.9. Respuesta del Generador de Pulsos, cuando se aplica al conmutador de pulsos de Alta Tensión. Tiene un ancho de 308 nseg., y una amplitud de 4.01 Vpp. A una escala de 1v/Div y 200nseg/Div en el osciloscopio. Se observa que sufre una deformación y atenuación de la señal.

5.4.1.2.2. Pruebas con un Generador de Pulsos de ancho variable.-

Con la finalidad de ajustar a 3.0 Mhz la frecuencia de excitación del cristal para deformarlo y con ello producir los ultrasonidos, se forma una señal a partir de la velocidad angular de giro del cristal generada por el encoder que esta acoplado al cristal (señal de referencia para el sincronismo del sistema). Esta es una señal modulada a baja frecuencia, que entrega una señal de frecuencia 5.0 Khz y una de 10 Hz (envolvente que se aprecia al momento del muestreo). Tiene un período de 200 useg.

El objetivo es de que esta señal ingrese a un circuito y se transforme en pulsos de ancho variable de unos 166 nseg. para alcanzar la frecuencia de resonancia del cristal.

El Generador de pulsos de ancho variable recibe esta señal (de 5.0 Khz., amplitud 800 mV), ingresa a la entrada no inversora de los amplificadores OPAMs LM741CN {33}, instalados en cascada, con R1 y R3 = 1K ohmios, R2 y R4 = 2.0 Kohmios, que amplifican aproximadamente dos veces cada uno, hasta alcanzar un nivel de 3.2 v DC.

Luego la señal pasa al comparador LM339AN, en donde la señal amplificada del encoder se compara con otra señal de referencia de 2.0 v DC de amplitud, obtenida mediante un circuito divisor de tensión, compuesta por resistencias de 1,2 K y 15 ohmios, polarizada con una fuente de 5 v DC; la señal ingresa por el puerto no inversor.

Como resultado, obtendremos una señal de onda cuadrada de 200 useg de período, la que ingresará al monoestable SN74LS221N, con $C_{ext} = 120$ pf y $R_{ext} = 2$ Kohmios, produciendo un pulso regulable entre 100 a 300 nseg, con periodo de 200 useg. Este pulso se regulará hasta una frecuencia de 3.0 Mhz (frecuencia de resonancia del cristal), obteniéndose un pulso de 166 nseg de ancho.

Finalmente, este pulso regulado, se hace pasar por una interfaz TTL/CMOS, para acelerar la pulsación de transmisión de la misma señal, y de esa manera excitar y proteger al conmutador de pulsos (Mosfet K903), que conmutara, sincrónicamente, los pulsos de alta tensión acoplados desde la fuente de alta tensión superior a los 125 v DC y no sufrirá alteración.

Como resultado de las pruebas, se pudieron obtener ECOS cuya frecuencia máxima se determinó como $f_m = 2,5$ Mhz, con ancho de banda $BW = 10.0$ Mhz, datos que nos permitirán determinar el modelo de la

Tarjeta de Adquisición de Datos, cuyas características principales se detallarán mas adelante.

En la Figura 5.11, se aprecia el diagrama del circuito, y en la Figuras 5.12 y 5.13, las señales obtenidas en puntos importantes del circuito implementado.

5.4.1.2.2.1. Cálculo de R y C para el Generador de Ancho de Pulso Variable.-

En monoestable 74HC221D, la duración es entre 35 nseg y 70 nsecs.

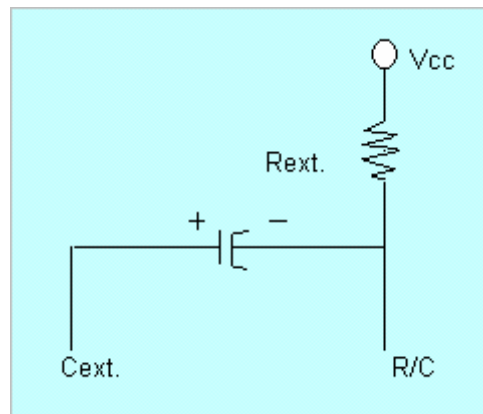


Figura 5.10. Cext y R/C del 74CN221.

Cuando: $R_{ext.} = 2\text{ K}\Omega$

$C_{ext.} = 0 \Rightarrow$ pulso es 30 nseg.

Posibles valores:

C, entre: 10 pf a 10 uf.

R, entre: 2 k a 100 $\text{K}\Omega$.

$$\Rightarrow T = 0.7 C_{ext.} \times R_{ext} \quad (5.1)$$

Si: C_{ext} es en pf, y $R_{ext.}$ es en $\text{K}\Omega \Rightarrow T$ en nsecs.

Para: 100 a 300 nseg en 170 nseg:

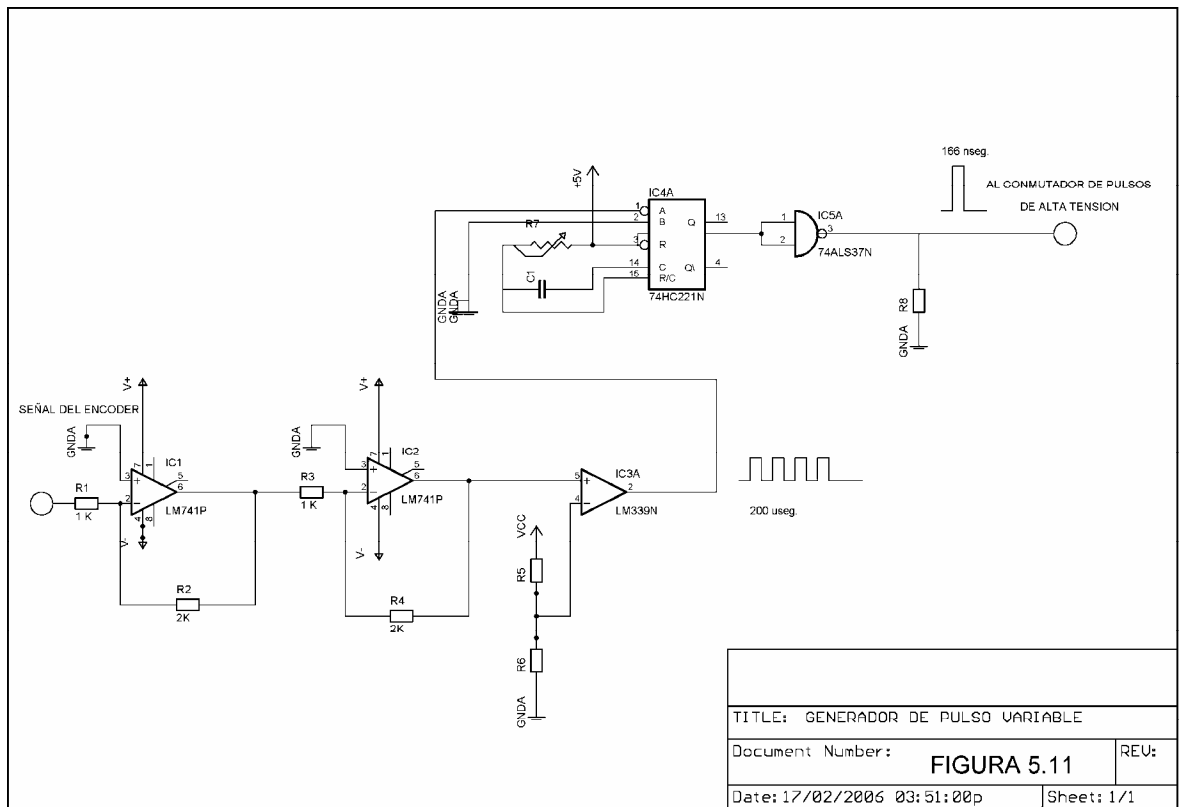
$$0.7 C_{ext} \times R_{ext} = 170 \text{ nseg.}$$

$$\text{De (5.1): } C_{ext} \times R_{ext} = 242.86 \text{ nseg.}$$

$$(C_{pf}) \cdot (R_{k\Omega}) = 242.86 \text{ nseg}$$

$$\Rightarrow C(\text{pf}) = \frac{242.86 \text{ nseg}}{2 \times 10^3} = \frac{121.43 \times 10^{-9} \text{ seg}}{10^3}$$

$$\Rightarrow C(\text{pf}) = 121.43 \text{ pf. Un valor aproximado es: } \mathbf{C = 120 \text{ pf.}}$$



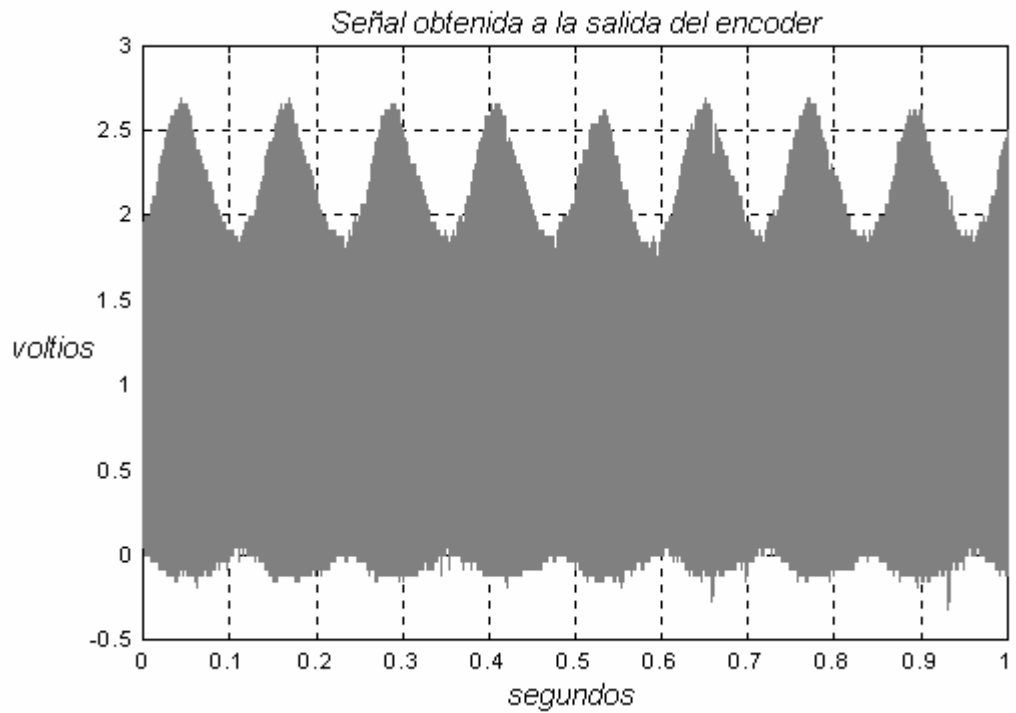


Figura 5.12. Señal modulada entregada por el encoder (5.0 KHz y 10 Hz). Amplitud 2.4 Vpp, período 200 useg, escala 1v/Div y 200 useg/Div.

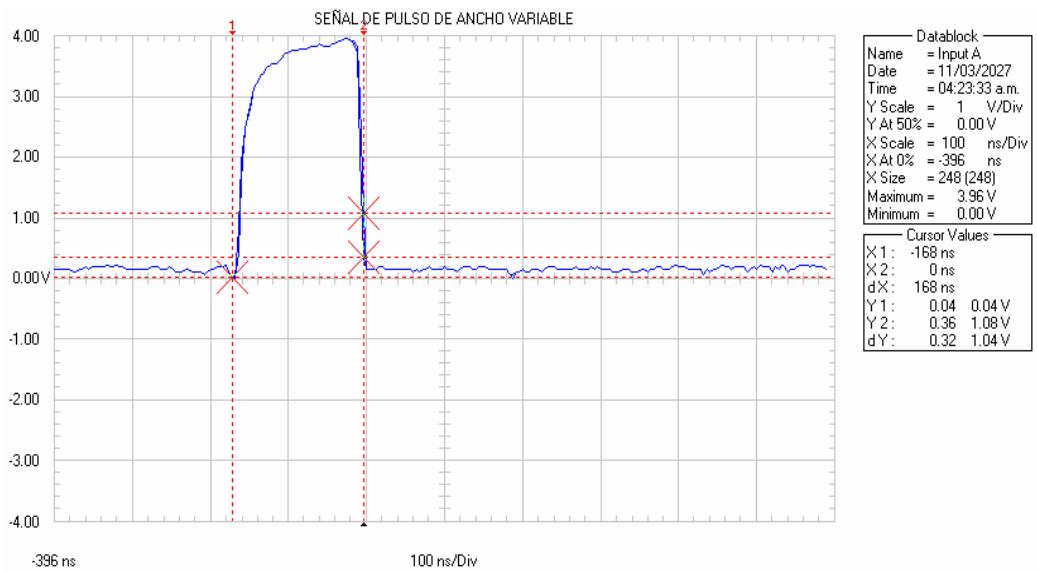


Figura 5.13. Señal de pulso de 166 nseg de ancho, a 1 V/div y 100 nseg/Div. Amplitud de 3.8 Vpp.

5.4.1.2.3. Circuito Conmutador de Pulsos de Alta Tensión utilizado con los Generadores de Pulso anteriores (Estudio del conmutador).-

Se implementó un circuito tentativo, para producir y conmutar los pulsos de alta tensión de excitación del cristal (con tensiones superiores a los 125 Vpp), para deformar el cristal y producir los ultrasonidos. Antes, recibe la señal del Generador de pulsos. El Generador de pulsos mas el Conmutador de pulsos de alta tensión, conforman un Generador de Pulsos de Excitación.

Se aplica un dispositivo que permite conmutar los tiempos de presencia de la señal del pulso y cuando no hay señal del pulso. Es decir, que en el tiempo de duración del pulso entregado por el generador se aplica al cristal un pulso de ancho 166 nseg y de nivel 125 Vpp. En el otro caso se comporta como un conducto libre de alta tensión, tiempo en que se puede recepcionar los ECOS de la señal incidente.

Utilizamos un MOSFET de potencia **{20}**, con tolerancia de tensión de hasta 800 v DC, y de alta velocidad. Analizando, vemos que podemos aplicar el modelo K903 (observamos los resultados de los estudios en las Figuras 5.18 y 5.19).

Al aplicar la alta tensión durante los 166 nseg, esta pasa por R y se carga en C hasta un tiempo de duración igual a la del pulso, luego esta se acopla al Cristal y se repite el ciclo de carga y descarga cada inicio de pulso (200 useg, tomados de la señal de sincronismo del encoder).

De la fórmula de carga / descarga del condensador, podemos señalar que:

$t = R \times C$, como el ciclo de carga / descarga se ejecuta en cuatro etapas:

$$\Rightarrow 4t = 166\text{nseg} = R \times C, \text{ Luego:}$$

Tomando un valor tentativo para $C = 50 \text{ pf} / 150 \text{ v}$, $R = 3.3 \text{ K}\Omega$.

La polarización funciona así: se alimenta al mosfet durante 166 nseg, con una tensión de 125 Vpp, el pulso del generador ingresa por el GATE, la alta tensión ingresa por el DRENADOR polarizándolo positivamente a través de la resistencia R de 3,3 K, se puede observar en la Figura 5.14 (37.87mA valor promedio de la ID del Mosfet, para efectuar la conmutación), el SURTIDOR se conecta a GND, para complementar la polarización.

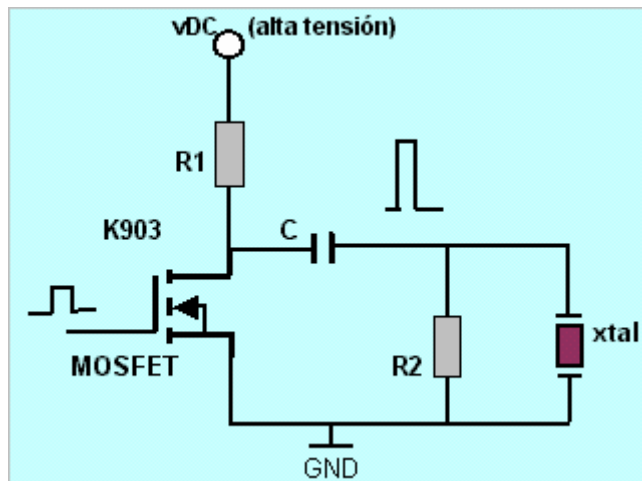


Figura 5.14. Polarización del Conmutador K903 (MOSFET).

Luego de acoplarse la alta tensión al pulso, este sale por el DRENADOR del MOSFET amplificado hasta un nivel de 125 Vpp. Un capacitor de 50 pf se acopla al circuito Limitador previniendo el ruido (de amplitud entre +/- 0.6 v), el circuito esta compuesto por dos diodos rectificadores invertidos; una resistencia de 100K, que logra invertir la señal de excitación (señal similar a la detectada en un ecógrafo comercial de un laboratorio de ecografía).

La Figura 5.15., muestra el diagrama del circuito electrónico y la Figura 5.16 y Figura 5.17, las señales de respuesta.

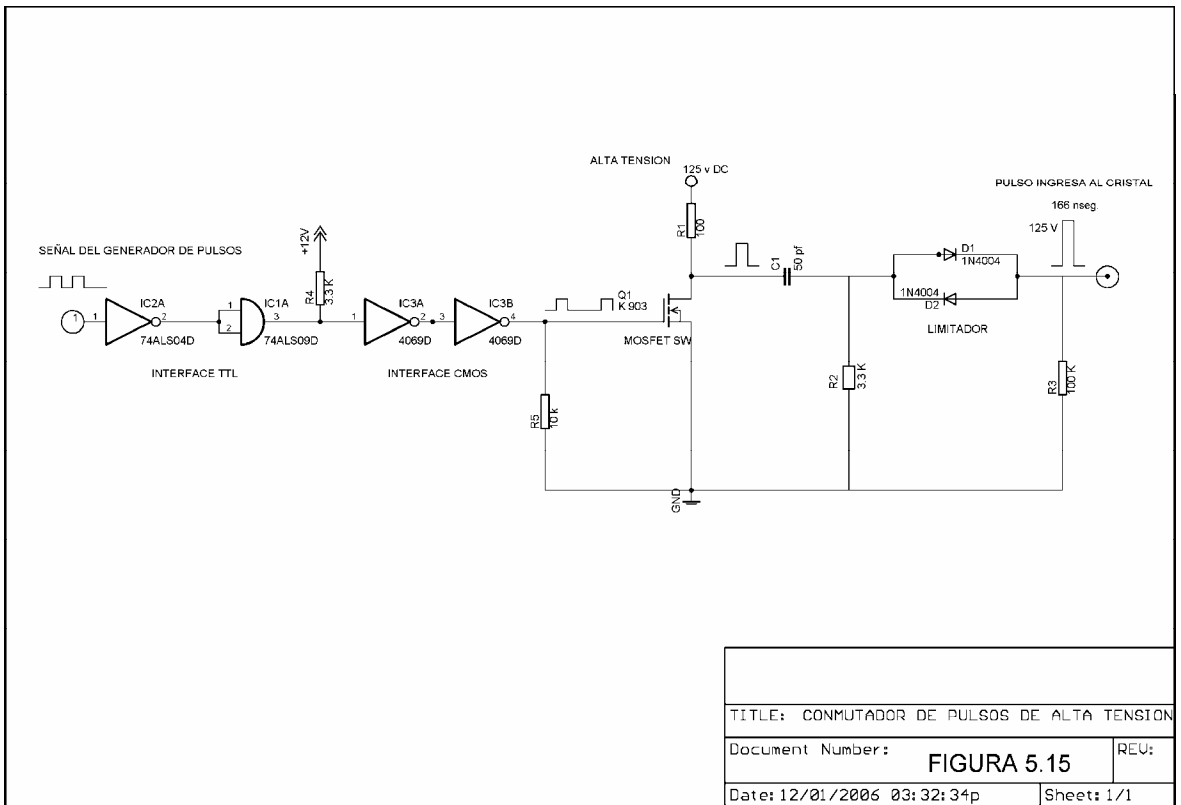


Tabla 5.2. Dispositivos utilizados en el circuito en estudio.

DISPOSITIVO	CODIGO	TECNOLOGIA
BUFFERS	74ALS04D	TTL
COMPUERTA AND	74ALS09D	TTL
COMPUERTA NOR	4069D	CMOS
DIODO	1N4004	DE POTENCIA
MOSFET	K903	ALTA VELOCIDAD
RESISTENCIAS	---	CERÁMICAS
CONDENSADOR	---	ELECTROLITICO

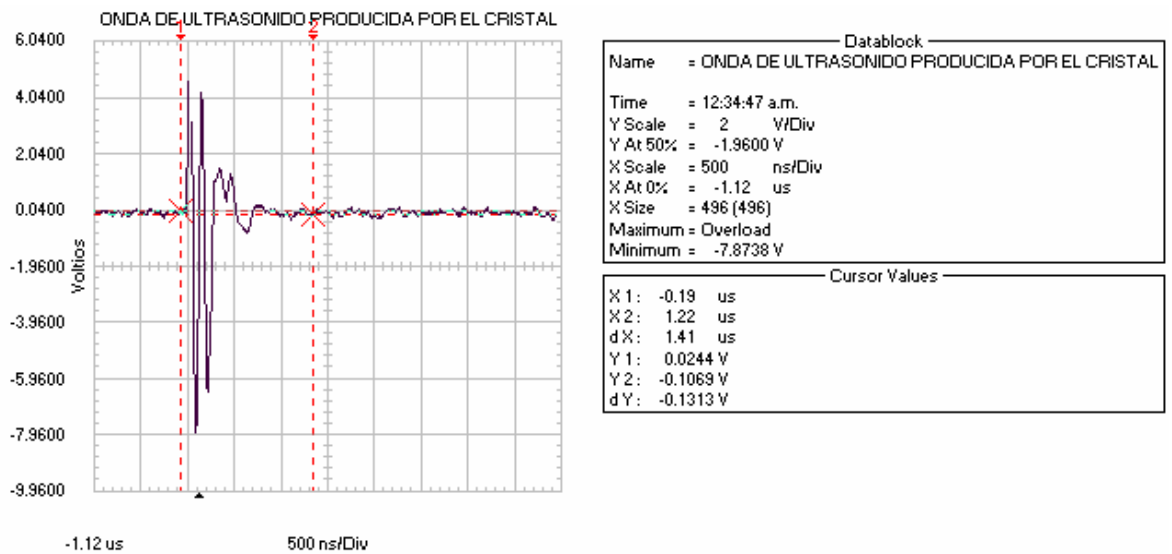


Figura 5.16. Señal de respuesta del cristal, a consecuencia del pulso de alta tensión entregado por el circuito conmutador, con nivel de +125 v DC. Se observa que se deforma (esta señal aun no ingresa al amplificador de video).

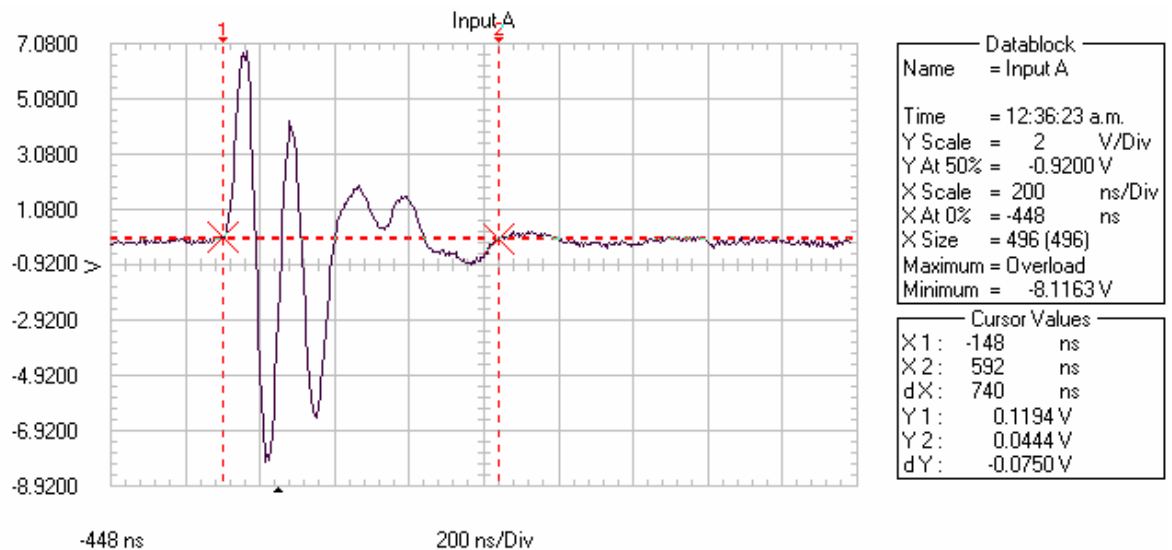
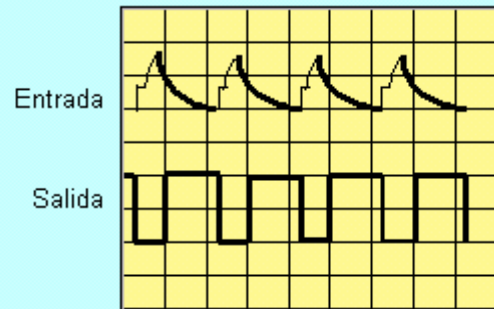


Figura 5.17. Señal anterior, a escala de 2 v / Div y 200 nseg / Div en el osciloscopio. Respuesta del cristal excitado con el pulso de alta tensión entregado por el Conmutador de Pulsos de Alta Tensión.

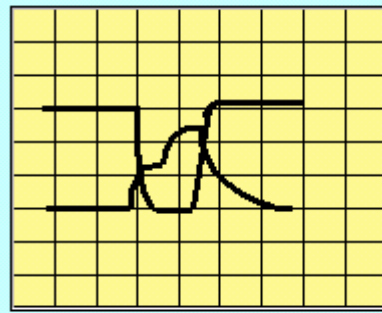
Estudio del Conmutador MOSFET K903 para analizar su comportamiento.-

ID(mA)	Vgs(v)
0.92	0
0.048	0
0	0
0.15	2.54
0.32	2.63
1.06	2.78
2.73	2.92
8.62	3.1
23.67	3.27
89.69	3.54
140.74	3.66

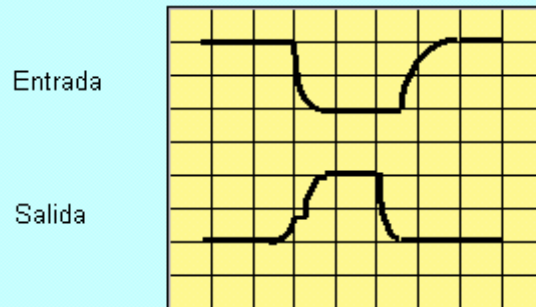
Forma de Onda del GATE:



Señal anterior con retardo.
T = 0.8 useg.



Forma de Onda en el DRENADOR:



Señal con retardo
Se estabiliza en 1 useg.
T = 2.0 useg

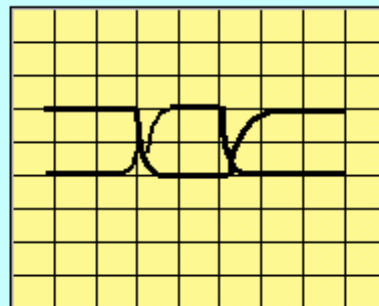


Figura 5.18. Comportamiento del MOSFET K903.

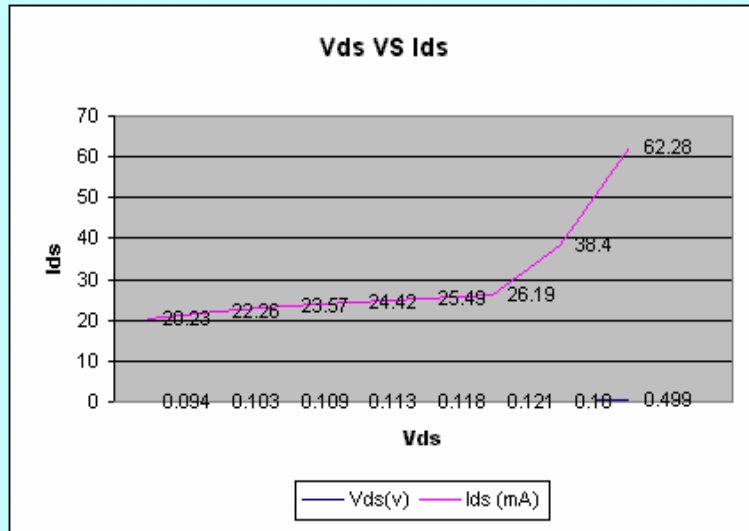
CURVAS DEL MOSFET K903

Vds(v)	Ids (mA)
0.094	20.23
0.103	22.26
0.109	23.57
0.113	24.42
0.118	25.49
0.121	26.19
0.18	38.4
0.499	62.28

Vgs = 11.8	R = 4.57
------------	----------

$$m1 = \frac{0.499 - 0.094}{62.28 - 20.23}$$

$$m1 = 9.63$$



Vds(v)	Ids (mA)
0.103	17.55
0.121	23.47
0.123	25.04
0.125	25.2
0.135	25.54
0.142	27.19
0.154	28.61
0.16	32.35

Vgs = 5.0	R = 5.83
-----------	----------

$$m2 = \frac{0.160 - 0.103}{32.35 - 17.55}$$

$$m2 = 3.85$$

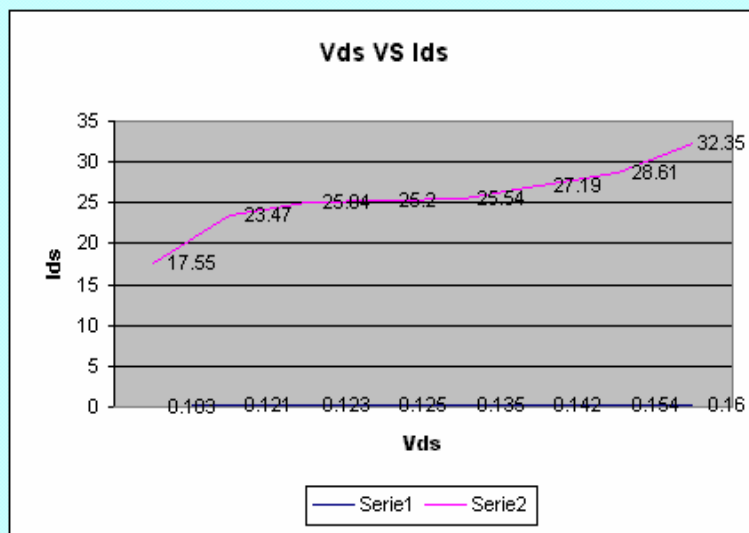


Figura 5.19. Curvas del MOSFET K903

TABLAS DE LAS CURVAS DEL MOSFET K903

Tabla 5.3. Valores de I_{ds} , V_{ds} , V_{gs} .

V_{ds} (1)	I_{ds} (1)		V_{ds} (2)	I_{ds} (2)
0.094	20.23		0.103	17.55
0.103	22.26		0.121	23.47
0.109	23.57		0.123	25.04
0.113	24.42		0.125	25.02
0.118	25.49		0.135	25.54
0.121	26.19		0.142	27.19
0.18	38.40		0.154	28.61
0.499	62.28		0.16	32.35

Tabla 5.4. Valores de I_{ds} y V_{gs} .

I_{ds}	V_{gs}
0.92	0
0.048	0
0	0
0.15	2.54
0.32	2.63
1.06	2.78
2.73	2.92
8.62	3.1
23.67	3.27
89.69	3.54
140.74	3.66

5.4.1.2.4. Diseño Final del Generador de pulsos de excitación.-

Como hemos visto, el pulso de excitación de alta tensión, es un pulso único, es decir, no se trata de un tren de pulsos, sino que es un pulso que deforma el cristal en un solo instante, en el cual se produce la emisión del ultrasonido. Las Figuras 5.20 y 5.21 muestran este pulso en dos instantes diferentes: cuando el cristal aun no se ha conectado, y cuando el cristal ya se ha conectado y el pulso le es aplicado, respectivamente.

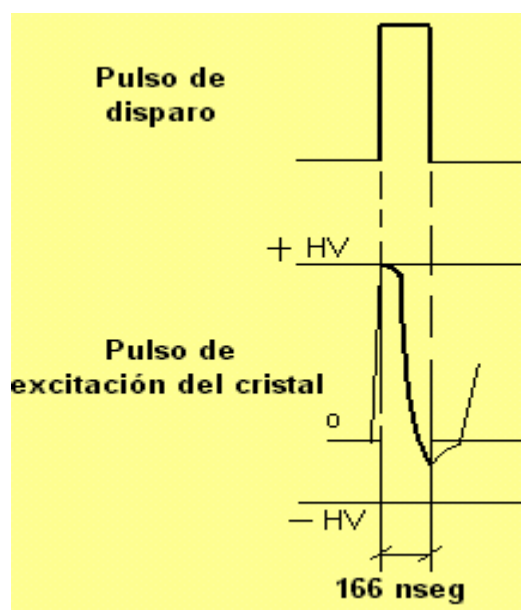


Figura 5.20. Pulso de alta tensión para la excitación del cristal.

Este pulso de excitación de alta tensión se ajusta a los siguientes parámetros:

Ancho de pulso adecuado a la frecuencia de resonancia del cristal.

Amplitud del pulso, que permita excitar el cristal sin exceder su capacidad (promedio 250 v DC para cristales de cuarzo).

La frecuencia de resonancia del cristal es de 3.0 Mhz, por lo cual requiere una excitación eléctrica adecuada a dicha frecuencia. Esta excitación se podrá lograr mediante la generación de un pulso cuadrado aplicado a un filtro pasa altos RC, de manera que el tiempo de descarga de dicho filtro sea igual a la duración del pulso.

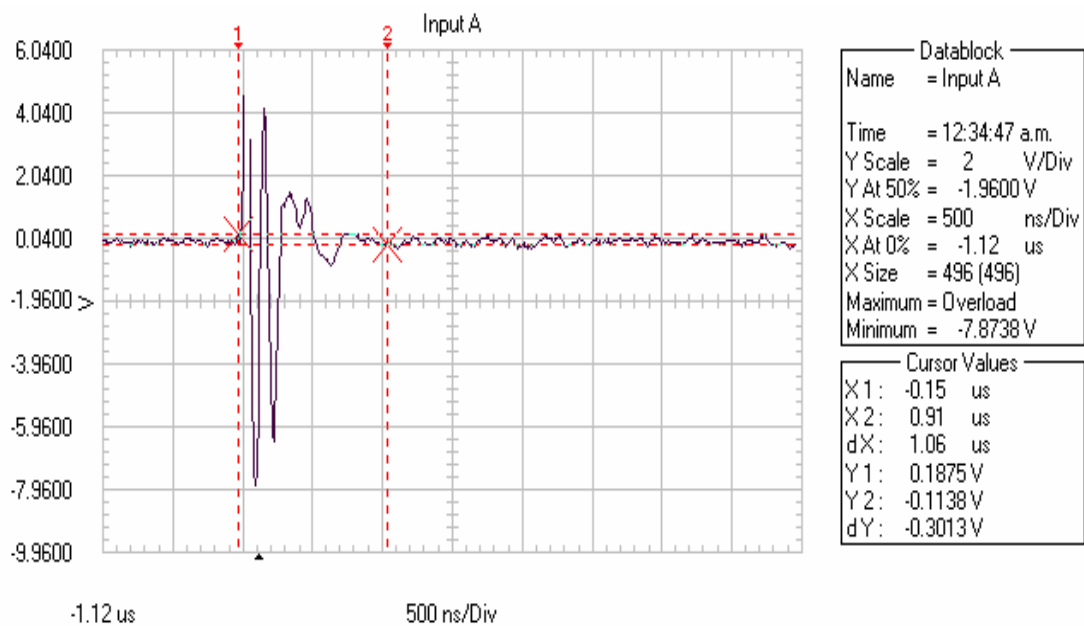


Figura 5.21. Señal de ultrasonido generado por el cristal.

Esto significa que para lograr una onda de 3.0 Mhz es necesario filtrar un pulso cuadrado de duración igual a la mitad del periodo de la frecuencia de excitación del cristal, según se describe en la Figura 5.22.

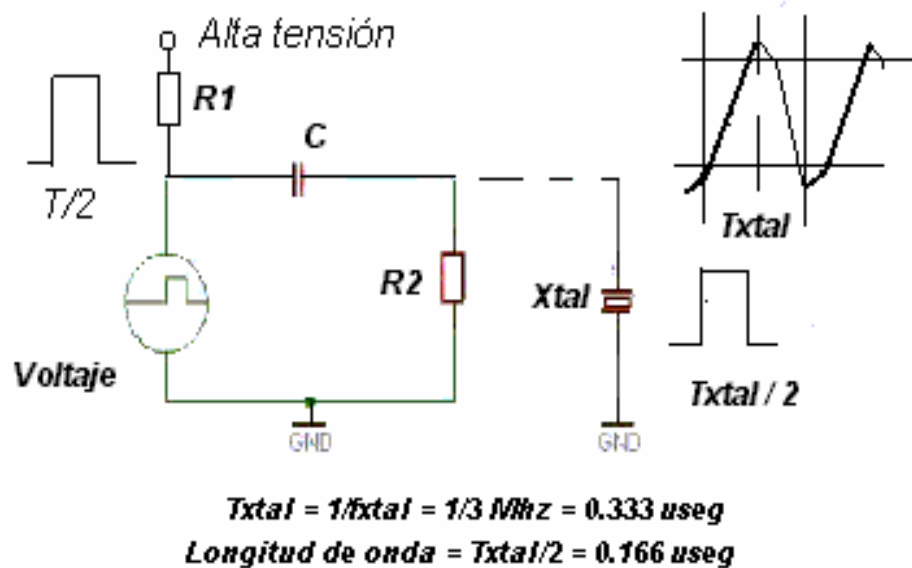


Figura 5.22. Tiempo de duración del pulso de excitación.

Un posible circuito encargado de excitar al cristal esta formado por un Mosfet que actúa como interruptor de descarga del condensador, como se muestra en la Figura 5.23. Los valores de R1, R2 y C se calculan de manera que el tiempo de descarga del condensador se acerque al tiempo de duración del pulso. La alta tensión (HV) aplicada es de 200 v DC. Se ha elegido excitar el MOSFET con un pulso positivo con el fin que disipe la mínima energía, ya que el MOSFET conducirá solo durante un instante (166 nseg).

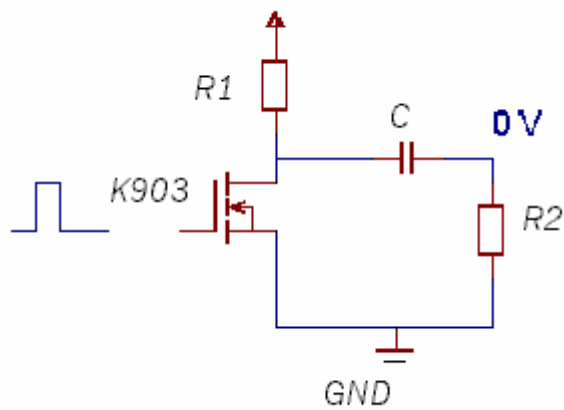


Figura 5.23. Conmutador MOSFET K903.

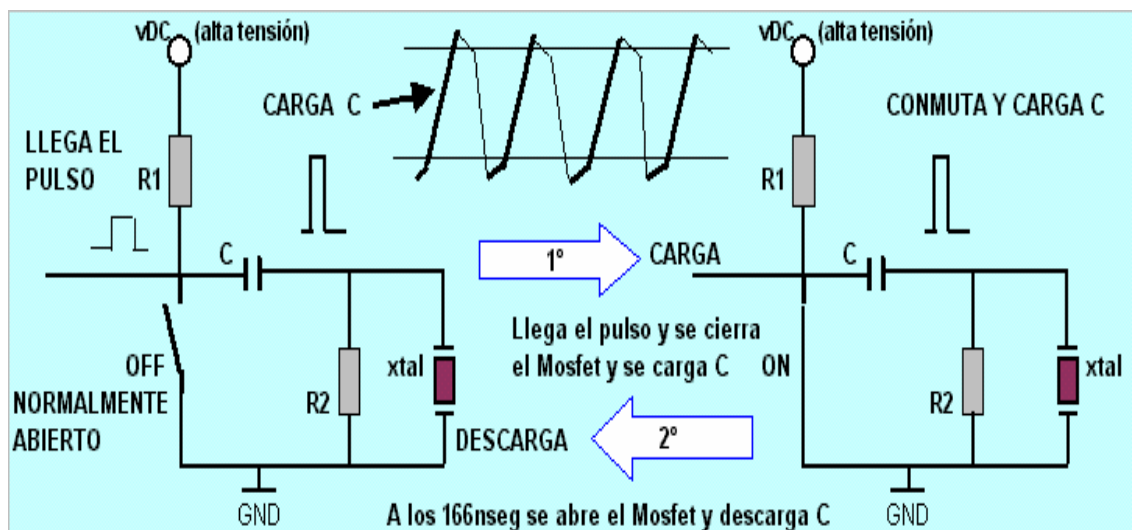


Figura 5.24. Conmutación ON y OFF y carga / descarga de C.

Cálculo de R1, R2 y C:

Carga / Descarga del condensador: Tiempo que demora en cargarse / descargarse el condensador, cuando el MOSFET conduce: $t = R \times C$.

Debemos observar que el cristal se halla en paralelo con la resistencia R_2 , y además, también se halla en paralelo el circuito amplificador de las señales de eco, por lo que el valor de R_2 y C pueden ser hallados de manera aproximada, para después ajustarse con las pruebas de funcionamiento.

$$T = h / 2 = 0.166 \mu\text{seg.} = 4 t = 4 (R_2 \times C) \quad (5.2)$$

Eligiendo $C = 1 \text{ pf} \Rightarrow R_2 = 41 \text{ K}\Omega$

Asimismo, para el cálculo de R_1 , consideraremos que el tiempo de carga del condensador C también debe ser cercana a los 166 nseg, por lo tanto haremos la siguiente aproximación:

$$T = h / 2 = 0.166 \mu\text{seg} = 4 t = 4(R_1 + R_2) C \quad (5.3)$$

En las pruebas se observan que los valores de funcionamiento que permiten un mejor funcionamiento del circuito, son los siguientes:

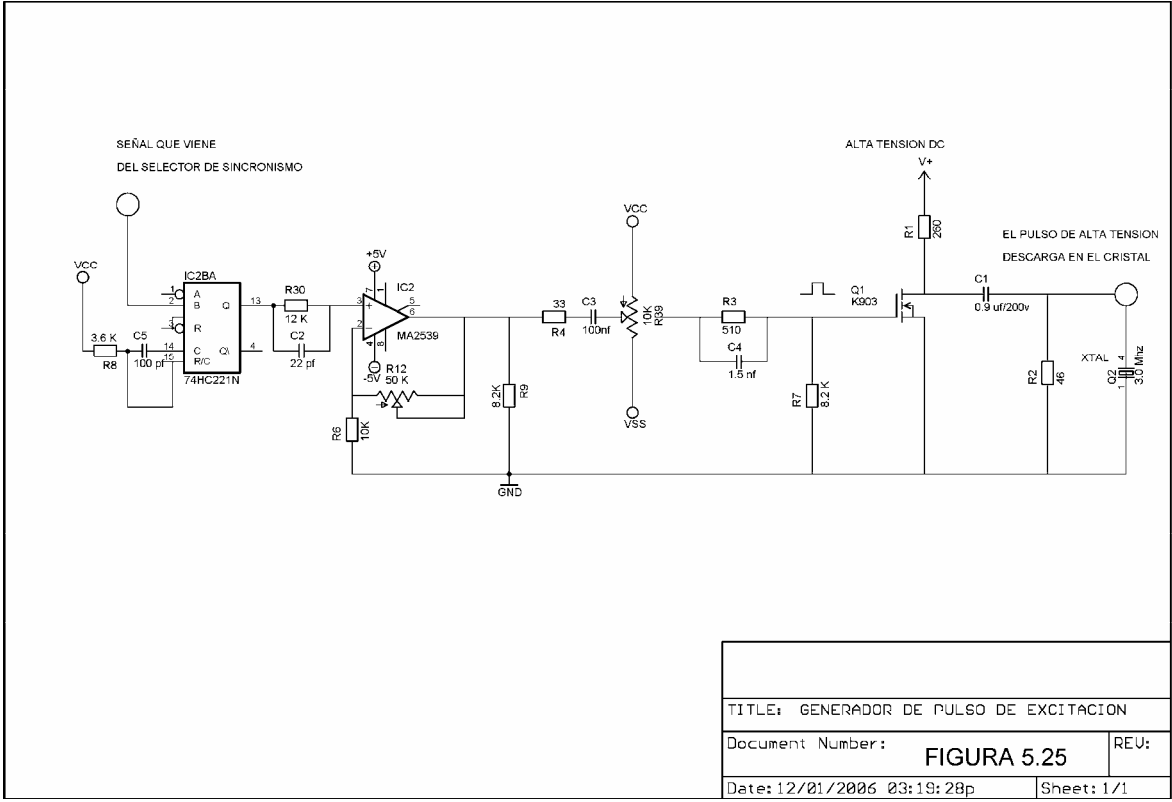
$C = 0.9 \text{ pf}$, $R_2 = 46 \text{ K}\Omega$, y $R_2 \text{ eqv.} = 22 \Omega$ (experimentalmente medimos la impedancia total en paralelo a R_2); después de las pruebas de funcionamiento, el valor más adecuado de R_1 resulta ser igual a 260Ω .

En la Figura 5.25. podemos observar el circuito completo. La señal proveniente del circuito amplificador de señales del encoder (tren de pulsos) ingresa al monoestable IC2BA (74HC221) a través del pin B (se activa con flanco de subida). Este monoestable genera pulsos TTL de 166 ns de ancho, que se logran al usar una resistencia de $3.6 \text{ K}\Omega$ y un condensador de 100 pf {35}. Los pulsos generados se acoplan al amplificador IC6, MA2539, por medio del filtro RC pasa altos compuesto por una resistencia de $12 \text{ K}\Omega$ y un condensador de 22 pf . La señal es amplificada aproximadamente dos veces y media y se acopla al potenciómetro R39; por medio de la resistencia R4 de 33Ω y del condensador C3 de 100 nf , conectados en serie. Este potenciómetro sirve para darle un offset a la señal con el fin de poder excitar al Mosfet Q1

(K903). El Mosfet actúa como conmutador, permitiendo la carga y descarga del condensador C, de 0,9 pF/ 220 V a través de la resistencia R1 de 260 Ω , la cual se halla conectada a la fuente de 200 v DC.

Finalmente, el condensador C transmite la señal de excitación efectuando la descarga del pulso de alta tensión (carga-descarga de C).

El MOSFET utilizado es de alta frecuencia, de alto voltaje (trabaja con tensiones superiores a los 200 v DC), y es un conmutador de alta velocidad.



5.4.1.2.5. Fuente múltiple de alta tensión.-

Para la polarización del circuito conmutador de pulsos de alta tensión diseñamos una fuente múltiple de tensión DC, con las siguientes valores:

- Fuente de +125 v DC
- Fuente de +160 v DC
- Fuente de +180 v DC
- Fuente de +200 v DC
- Fuente de +230 v DC

En esta fuente se tiene en cuenta varios niveles de tensión que se aplicarán al cristal piezoeléctrico, es decir, la fuente entregará los niveles de tensión, con el objetivo de observar el comportamiento del cristal durante la polarización del Conmutador de pulsos. Esta polarización se efectúa a través de la resistencia de Drenador de 260 ohmios, en el instante que dura el pulso generado por el generador de pulsos (166 nseg.).

Esta conformado por un transformador con entrada 220 v AC, y salida múltiple entre 80 a 270 v AC, cuenta con un puente rectificador, filtros de 3,300uf/250v, 0.47uf/400v, resistencias y condensadores de acoplo y desacoplo.

En la figura 5.28, se muestra el diagrama que proponemos para el circuito electrónico, y en la Figura 5.29 se muestra le circuito de la fuente de alta tensión de salida múltiple..

Análisis de la carga.-

La carga de la fuente de alta tensión esta conformada por el Conmutador de Pulsos y el Transdutor de ultrasonidos. En ese sentido pasaremos a efectuar los cálculos:

Del cálculo de R1, R2 y C:

Sabemos que la carga / descarga del condensador (tiempo que demora en cargarse / descargarse el condensador, cuando el MOSFET conduce), es:

$$t = R \cdot C \quad (5.4)$$

De los resultados anteriores:

$$T = h / 2 = 0.166 \mu\text{seg.} = 4 t = 4 (R_2 \times C) \quad (5.5)$$

Elegimos: $C = 1 \text{ pf} \Rightarrow R_2 = 41 \text{ K}\Omega$

y, de:

$$T = h / 2 = 0.166 \mu\text{seg} = 4 t = 4(R_1 + R_2) C \quad (5.6)$$

donde el valor más adecuado de R_1 resulta ser igual a 260Ω .

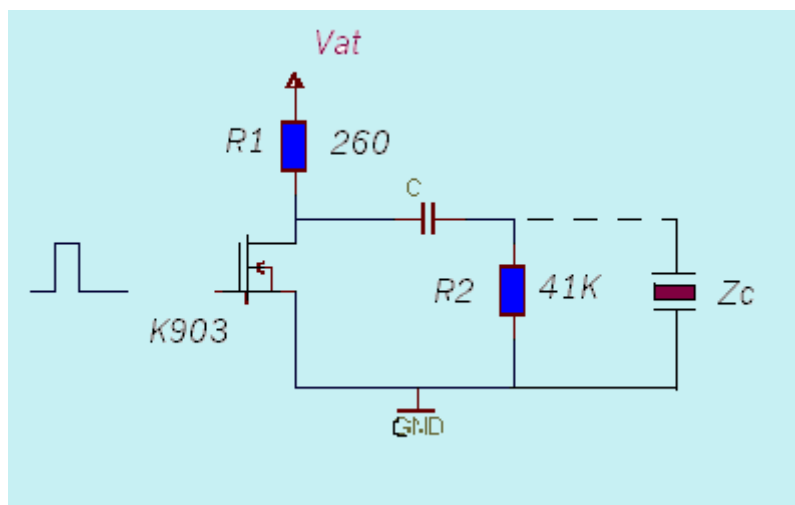


Figura 5.26. Conexión física del conmutador y el cristal.

Experimentalmente se determina que la Impedancia equivalente R_{eq} entre R_2 y Z_c (impedancia del cristal) es igual a 22 ohmios .

Luego calculamos la corriente I :

$$T_{\text{total}}: R_t = 260 + 22 = 282 \Omega.$$

$$V_{at} = 200 \text{ v DC.}$$

$$\Rightarrow I = \frac{200}{282}$$

$$I = 709.22 \text{ mA.}$$

Se observa que al aplicar la carga, la corriente tiende a 1 A .

Con esta referencia, efectuamos el diseño de la fuente de alta tensión.

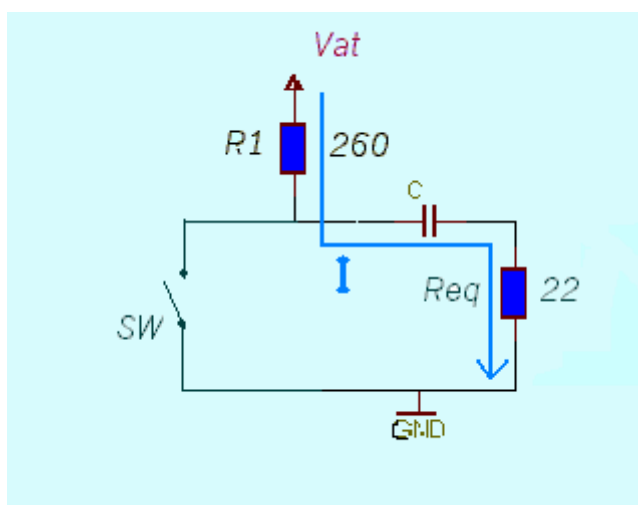


Figura 5.27. Corriente I y Req (impedancia cristal).

Diseño de la fuente de alta tensión con salida de 200 v DC (parte de la fuente múltiple de alta tensión).-

Tensión de entrada: 220 v AC.

Tensiones DC de salida:

- 125 v DC
- 160 v DC
- 180 v DC
- 200 v DC

Corriente de carga: $I_c = 709.22 \text{ mA}$.

Potencia máxima, será: $P_m = I \times V_m = (1A)(200v) = 200 \text{ Vatios}$.

Tensión de salida en el secundario: 230 v AC.

Filtros:

Para alcanzar los 200 v DC, debemos filtrar la señal rectificada por el puente de diodos, con una capacidad de $C_1 = 40 \text{ uf} / 360 \text{ v}$ y $47 \text{ uf} / 400 \text{ v}$., valores que cubren los 230 Vpp.

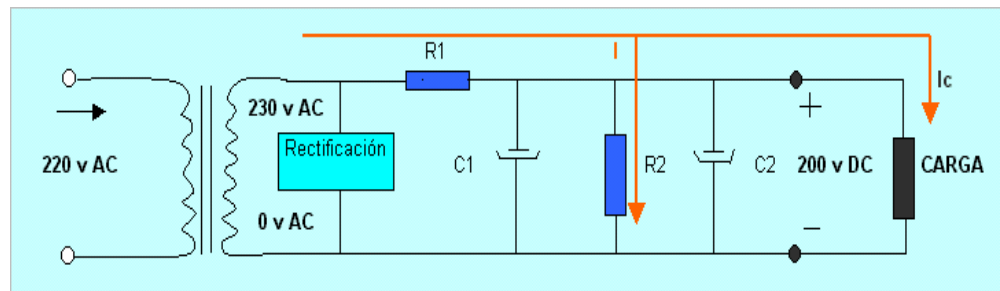


Figura 5.28. Fuente de alta tensión con 200 v DC de salida.

En R2:

En este punto se debe entregar 200 v DC, además de servir como desacoplo.

Igualando el consumo en la carga con la de R2, para una mayor eficiencia:

$$I_c = I = 709 \text{ mA}, \Rightarrow R2 = \frac{200}{0.709} = 282.08 \Omega, R2 = \frac{280}{1} \Omega.$$

En R1:

Se acopla la señal para alcanzar los 200 v DC (en R2). La corriente en R1 es igual a 1.4 A, y la tensión 30 v, por lo tanto el valor que toma será: $R1 = 21.42 \Omega$; $R1 = 21 \Omega / 0.5 \text{ W}$.

Rectificadores:

Sumando corrientes, alcanzamos un máximo de 2 Amperios. Por lo tanto, los rectificadores deben ser diodos de 2 amperios aproximadamente.

Transformador:

De acuerdo a los cálculos, para un mejor trabajo debe ser de: 220v AC / 3 A.

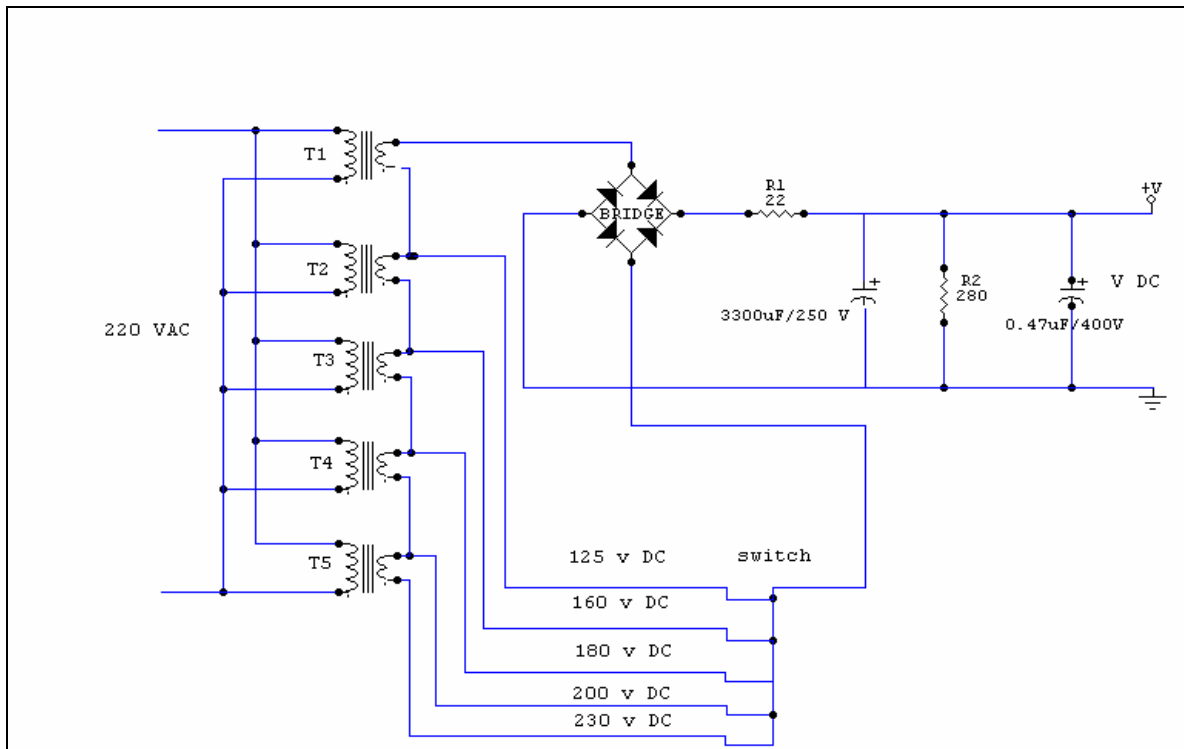
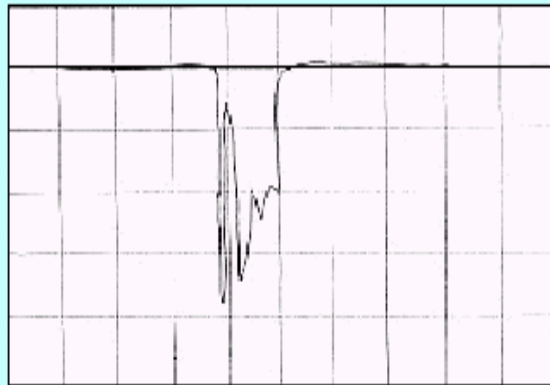


Figura 5.29. Fuente múltiple de alta tensión.

SEÑAL OBTENIDA SIN EL TRANSDUCTOR

Escala: 50 v/ 200 μ seg.

T = 210 μ seg.



**SEÑAL OBTENIDA CON EL TRANSDUCTOR Y EL
GENERADOR DE PULSOS**

Escala: 100mV / 1 mseg

Vin = 12 v DC.

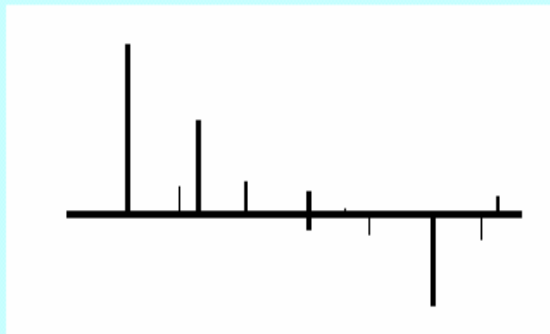


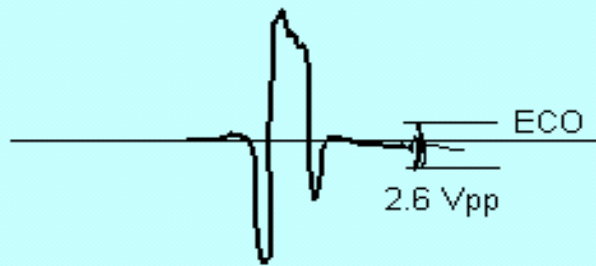
FIGURA 5.30. Señales de excitación y generación de ultrasonido de un ecógrafo comercial.-

SEÑAL DE ULTRASONIDO Y POSIBLE ECO EN UN ECOGRAFO COMERCIAL

Escala: 50 v / 200 m seg.

V = 220 Vpp

T = 300 mseg



SEÑAL ANTERIOR VARIANDO EL PERIODO

Escala: 50v / 1 mSeg

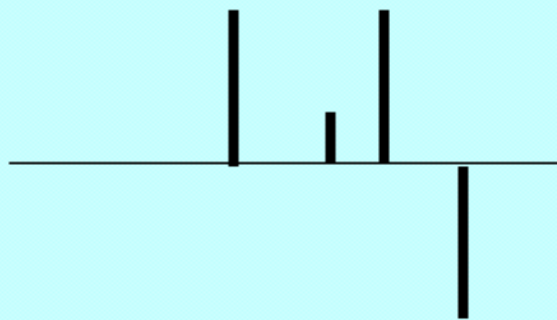


Figura 5.31. Señales de ultrasonido y de ecos en un ecógrafo comercial.-

5.4.2. El Amplificador de Video.-

Este circuito se encargará de amplificar las señales de eco recepcionadas por el cristal. Debemos considerar que las señales recepcionadas por el cristal son señales débiles (de baja amplitud), pero debido a que el cristal se excita de manera periódica por pulsos de gran amplitud (200 v DC aproximadamente), es conveniente colocar un switch que obstruya el paso de esta señal, y permita el paso de los ecos.

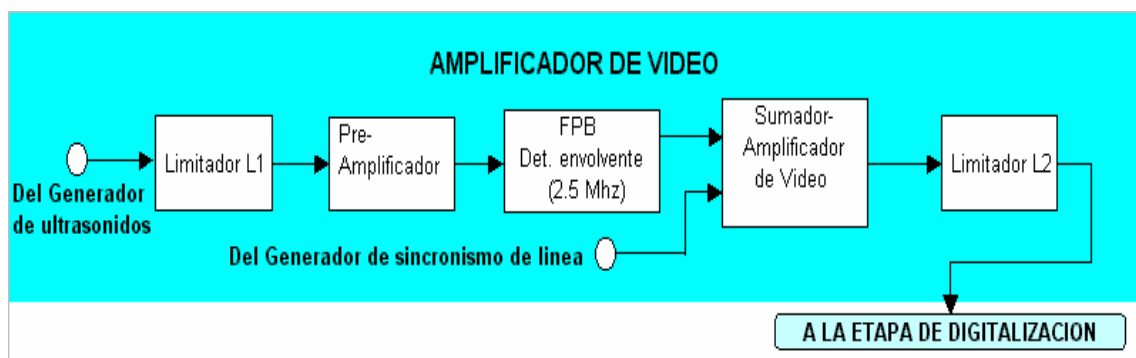


Figura 5.32. Diagrama de bloques del Amplificador de Video.

5.4.2.1. Ensayos y diseño del Amplificador de Video.-

5.4.2.1.1. Ensayos con un Amplificador de Vídeo implementado.-

En este amplificador, consideramos los niveles de ruido de la señal, entre 10 a 15 mV, obtenidos como respuesta del cristal al aplicar la alta tensión. Inicialmente se consideró, como referencia una amplificación de 20 veces la señal de retorno del cristal. El circuito está compuesto por los siguientes dispositivos electrónicos:

OPAMP LH0032 {11}, de alta velocidad, aplicado como seguidor de señal, con ancho de banda de 70 Mhz, slew rate de 500 v/useg, 100 a 300 nseg de settling time a 0.1%, trabaja con pico de corriente hasta 100 mA, aplicado a amplificadores de video, usado en circuitos compensadores de carga capacitiva, que nos sirve para compensar los cambios de fase de la señal, generadores de inestabilidad.

OPAMP CLC 220 {34}, con ganancia logarítmica de 20 dB, tiempo de posicionamiento de 8 nseg a 0.1%, y un slew rate de 7000 v/useg; siendo así, un excelente amplificador en aplicaciones pulsantes y de señales digitales, es aplicado también en banda base y comunicaciones de video.

OPAMP LH0033 {12}, de alta velocidad, empleado para la entrada del MOSFET, designado para proveer alta corriente de DC hasta frecuencias de 100 Mhz, nos sirve como seguidor de señal y para compensar las pérdidas de corriente, en una óptima respuesta de pulso.

El bloque de protección de alta tensión, compuesto por un capacitor de 220 pf, un circuito de diodos zener invertidos que aminora el ruido inferior a +/- 0.6 v, una resistencia de 1.2 Kohmios, dos varistores de 120 v c/u, con una resistencia de desacoplo de 160 Kohmios, que entrega una salida directa al seguidor de señales y del amplificador de video.

Se espera obtener una ganancia de 20 dB. El objetivo es lograr buena estabilidad de la señal de video a bajo ruido. Los ecos de la señal transmitida, alcanzan una amplitud de 140 a 280 mV con periodos entre 0.4 y 1.2 useg. El primer eco, producido en el primer medio, tiene un retardo de 2 useg, que da una distancia de 1.52 mm hasta el tejido o medio reflejado.

En la Figura 5.33 se expone el circuito y en las Figura 5.34 y Figura 5.35 se advierten las señales de respuesta del cristal, aplicando la alta tensión.

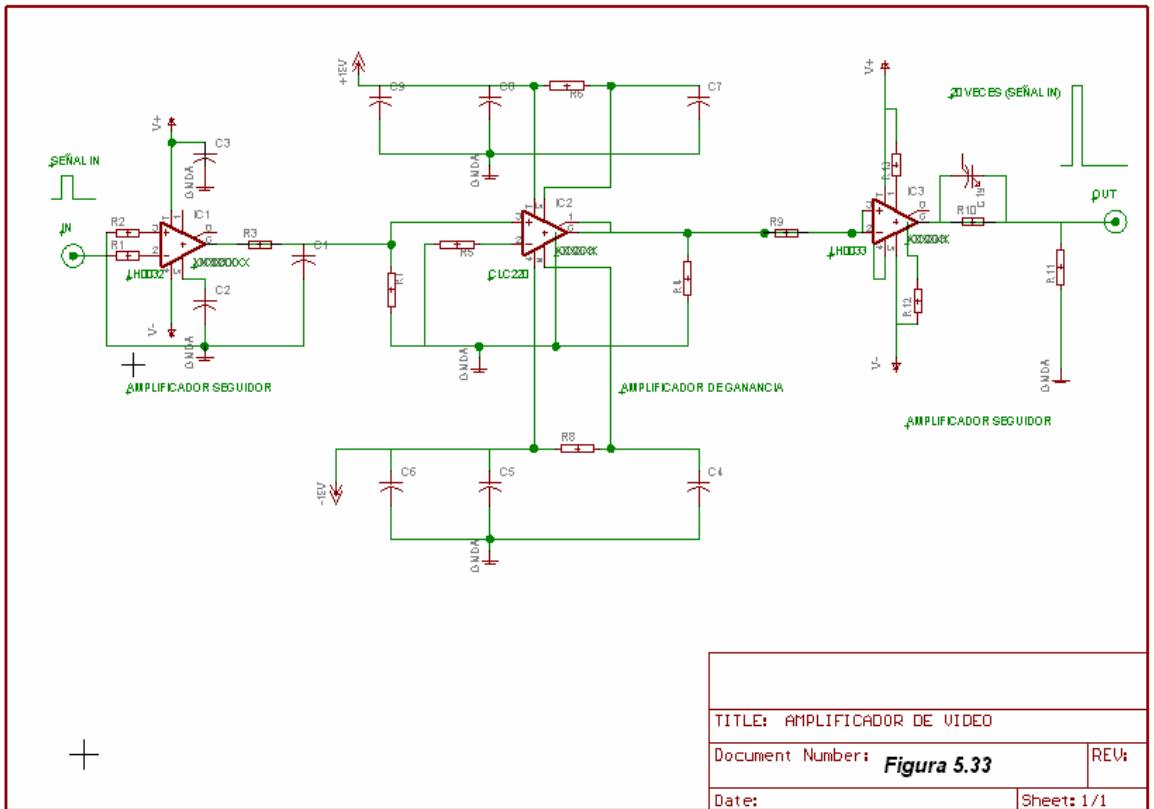


Tabla 5.5. Dispositivos utilizados en el circuito amplificador de video.

DISPOSITIVO	CODIGO	CARACTERÍSTICAS
OPAMP	CLC220	Ganancia logarítmica de 20 dBs Settling time de 8 nseg. a 0.1 % Slew rate de 7000 v/ useg. Utilizado como amplificador de video.
OPAMP	H0032	Alta velocidad Ancho de banda de 70 Mhz Slew rate de 500v/useg. Settling time de 100-300 nseg. a 0.1 % Hasta 100 mA de corriente Utilizado como amplificador de video
OPAMP	LH0033	Alta velocidad Alta corriente DC Hasta una frecuencia de 100 Mhz Utilizado como seguidor de señal

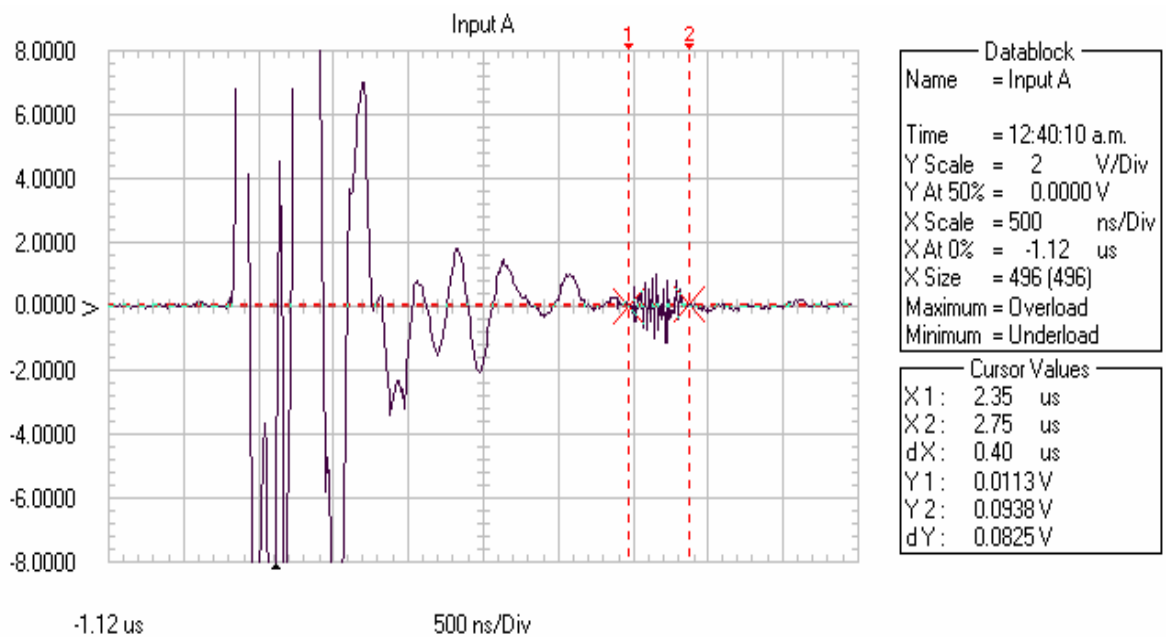


Figura 5.34. Primeras señales de Eco (parte sombreada), tomadas en la salida del amplificador de video, con tiempo (t) de retardo de aproximadamente 2 useg de la señal de excitación. A escala 2 v / Div y 500 nseg / Div.

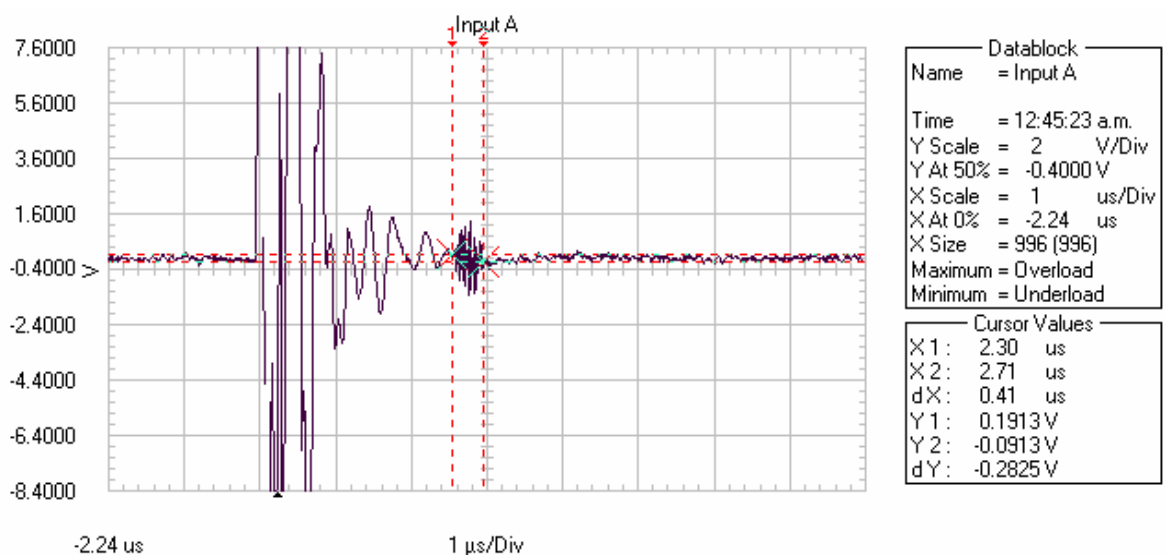


Figura 5.35. La misma señal, a una escala de 2 V/div y 1 useg/Div, en el osciloscopio. La señal ha sido tomada en la salida del amplificador de video.

5.4.2.1.2. Diseño del Amplificador de Video.-

Durante el desarrollo de la tesis no se pudo alcanzar al diseño de un conmutador (switch) de seguridad apropiado para el sistema, se opto por colocar un limitador de tensión, conformado por diodos switching colocados en paralelo y contrasentido, de manera que los niveles superiores a la tensión de conducción de los diodos se vean eliminados (Figura 5.36). De esta manera no solo se amplifican las señales débiles, sino también se ha de proteger al circuito amplificador de video.

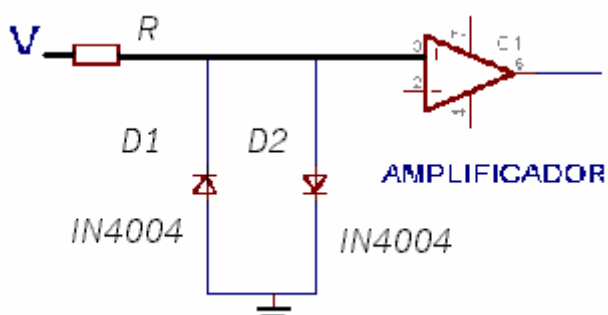


Figura 5.36. Limitador de tensión.

En la etapa limitadora, colocamos una resistencia limitadora de corriente, considerando el máximo pico de tensión de la señal a la entrada del amplificador, y la corriente máxima que soporta el diodo. Por ejemplo, considerando que el máximo pico que excita al cristal sea 125 v DC, entonces el valor de R resultante será:

$$R = \frac{V}{I_{mx}} = \frac{125 \text{ v}}{0.1 \text{ A}} = 1.25 \text{ Kohmios} \quad (5.7)$$

Para el diseño del amplificador, procedemos de la siguiente manera:

Consideramos dar la mayor ganancia posible al amplificador, con el fin de poder obtener la mayor cantidad posible de ecos. Con este objetivo debemos diseñar un amplificador compuesto por dos etapas en cascada.

La primera etapa tiene un nivel de amplificación de 33 dB, y la segunda etapa tiene una ganancia variable, hasta un máximo de 27 dB. Entre ambas etapas se coloca un filtro PB tipo detector de envolvente, que permite demodular el eco con el fin de utilizar la menor velocidad de muestreo posible. Debemos entender que

los ecos aparecen como ráfagas de cuatro o cinco pulsos de 100 a 200 nseg. por pulso (ver figura).

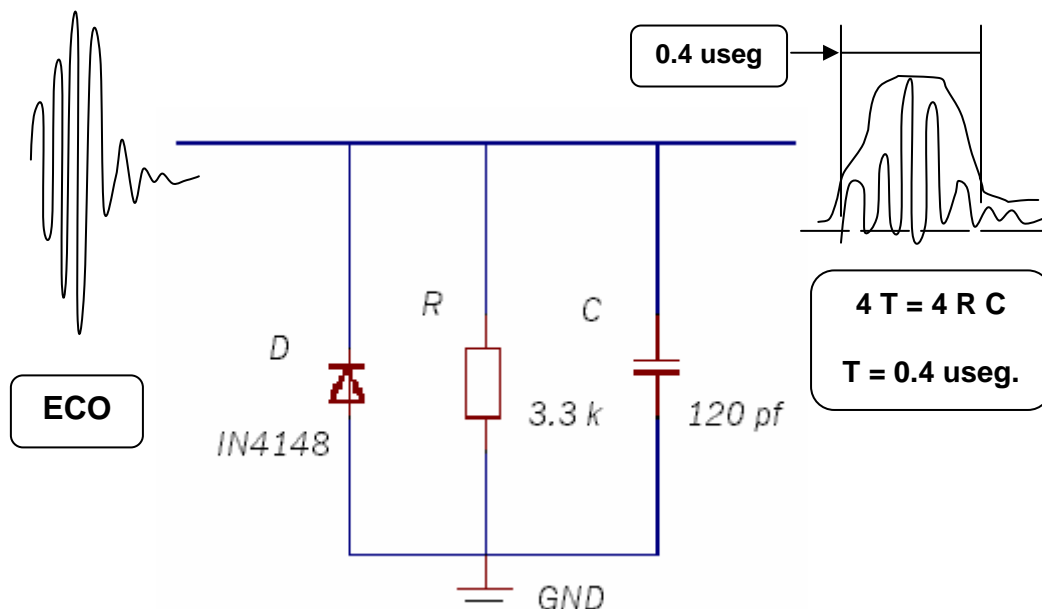


Figura 5.37. Detector de envolvente de pulso de eco.

Diseño del filtro pasa bajos detector de envolvente de ecos:

Duración de la ráfaga de pulsos: 0.4 a 1.2 μ seg.

$$\text{Con } T = 1.2 \text{ useg.} = 4 t = 4 * R * C$$

$$\text{Si } C=150 \text{ pF} \rightarrow R = 8.0 \text{ K}\Omega$$

$$\text{Con } T = 0.4 \text{ useg.} = 4 t = 4 * R * C$$

$$\text{Si } C=120 \text{ pF} \rightarrow R = 3.3 \text{ K}\Omega$$

El diagrama completo del circuito electrónico se halla en la Figura 5.38.

La señal de video, proveniente del cristal, se acopla mediante el capacitor C1 de 220nf/250v, pasando por las bobinas L1 y L2 de 15 μ H cada uno, cuya función es la de eliminar picos de alta frecuencia. La señal ingresa al limitador de alta tensión, compuesto por los diodos D1 y D2 NI4148 y una resistencia de 8.2 K Ω , que se encarga de eliminar los niveles superiores a +/- 1 v. Debido a que existe un offset en la señal resultante, es necesario eliminarlo con el objetivo de no

amplificarlo en las sub-etapas posteriores. De esto se encarga el condensador C4 de 22 nF (junto con el potenciómetro R19 de 20KΩ).

El IC4A, el preamplificador MA 2539 amplifica la señal aproximadamente de 33 dBs; esta señal se acopla al filtro de 2.5 Mhz mediante un juego de resistencias en cascada de 33Ω, 1 KΩ y una de desacoplo de 8.2 KΩ. Este filtro pasa bajo deja pasar frecuencias inferiores a 2.5 Mhz, y esta compuesto por un diodo de alta frecuencia el IN4148, una resistencia de 8.0 KΩ y un capacitor de 150 pF conectado en paralelo a la resistencia. Seguidamente la señal se acopla al sumador, o amplificador de salida IC4B (MA2539), mediante una resistencia de 10 Ω. Este sumador amplificador recibe la señal del filtro de 2.5 Mhz y recibe la señal del Generador de pulso de sincronismo de Video (salida del Generador de sincronismo de línea) con el fin de sumarse ambas, y posee una ganancia aproximada de 27 dBs; finalmente la señal pasa a una resistencia de 43 Ω y se acopla al limitador de salida, compuesto por dos diodos D2 y D3, IN4148, luego de lo cual se encamina a la etapa de digitalización.

Con el limitador de salida se adecua la señal a la entrada de la etapa de digitalización, la cual limita la tensión de entrada a valores entre +1 y -1 v.

5.4.2.1.3. Cálculos para el diseño del Amplificador de Video.-

Tenemos como referencia el voltaje de entrada: **V_{in}**.

En el acoplo y limitador:

Impedancia de acoplo (C1) y limitador (D1 y D2): **Z_{in} = 1.1K (1.25K//8.2K)**

$$\text{Voltaje de salida 1 : } \mathbf{Vo1} = \frac{V_{in}}{Z_{in}} = \frac{V_{in}}{1.1K} \Rightarrow \mathbf{Vo1} = \frac{V_{in}}{1.1K}$$

$$\mathbf{Z1 = 1.1 K = 1.25K // 8.2K.}$$

$$\mathbf{\text{Ganancia en el Amplificador 1: } Va1 = \frac{R1}{R2} (Vo1)}$$

$$R1 = 47K; R2 = 1K.$$

$$\Rightarrow Va1 = \frac{47K}{1K} (Vo1) = 47 Vo1 = 47 \times \frac{1}{1.1K} (Vin).$$

$$\mathbf{Va1 = \frac{47}{1.1K} (Vin) \Rightarrow G1 = -33 \text{ dBs.}}$$

Cálculo de Z2:

$$Z2 = \{ ((R5//R7) + R6)//R8\} // R9$$

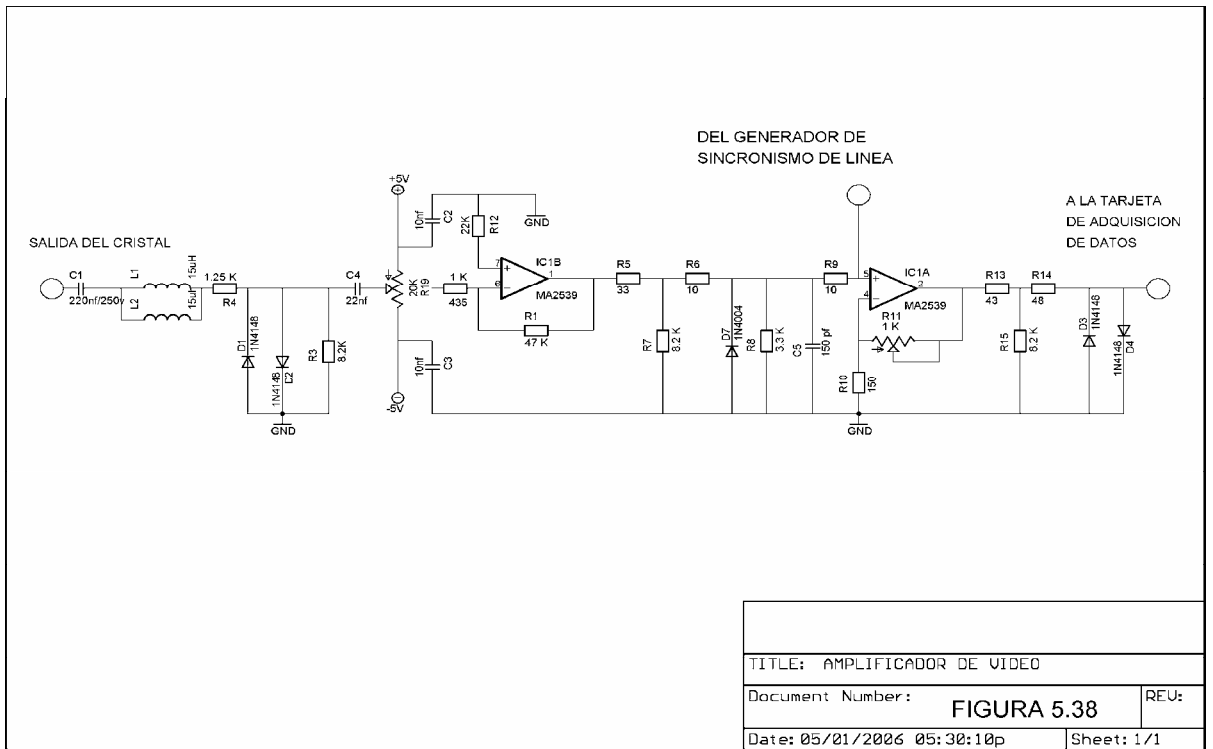
$$Z2 = 8.10 \text{ ohmios.}$$

$$V_{in2} = \frac{V_{a1}}{Z2} = \frac{47}{1.1K} \times \frac{1}{(8.10)} V_{in}$$

Ganancia en el Amplificador 2: $V_o = \left[1 + \frac{R_{11}}{R_{10}} \right] V_{in2}$

$$V_o = \frac{1150}{150} \left[\frac{47}{1.1K \times 8.10} \right] V_{in}$$

Ganancia aproximada, en dBs: **G2 = 20Log(0,04042) = 27 dBs**



5.4.3. Extractor de sincronismo.-

Como ya se explicó, el cristal piezoeléctrico gira por acción de un pequeño motor DC, de manera constante y a velocidad casi fija, pero a causa de que se somete a los movimientos de manipulación del transductor, del rozamiento de ejes, del deslizamiento de la correa de transmisión, variaciones en la energía del motor, etc., la velocidad de giro no es un valor exacto. Con el fin de determinar la ubicación relativa del cristal cuando rota, se usa el encoder. Así podemos determinar en que dirección se emite la onda ultrasónica, de acuerdo a la señal presente en ese instante en el encoder.

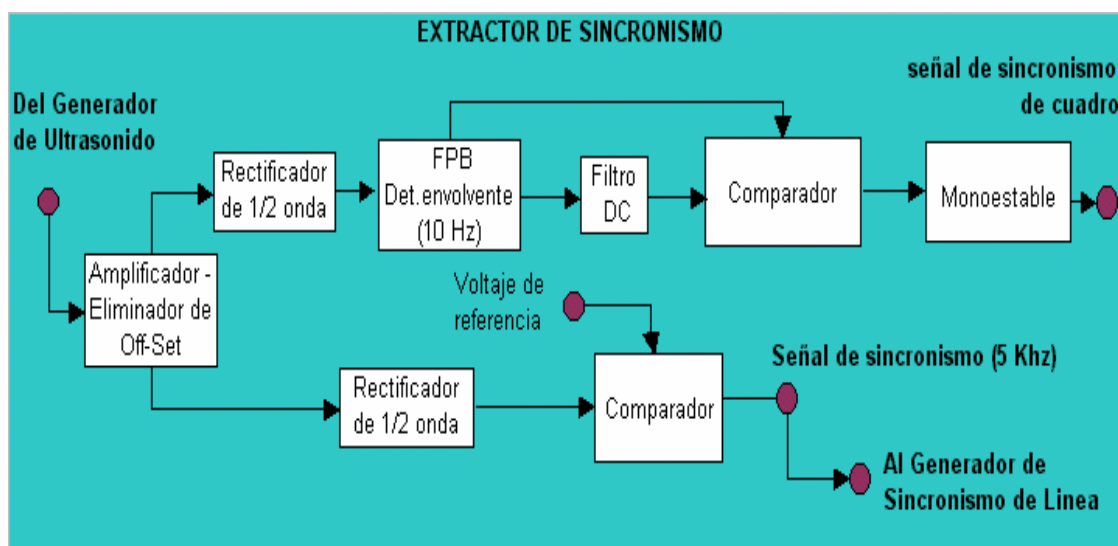


Figura 5.39. Diagrama de bloques del Extractor de Sincronismo.

El encoder esta compuesto por un detector óptico y un determinado número de marcas sobre el montaje del cristal, de manera que al girar el cristal, las marcas también se desplazan, siendo registradas por el detector óptico. Esta rotación genera una señal senoidal (velocidad angular) según se observa en la Figura 5.40, correspondiendo cada cresta a una marca del encoder. Experimentalmente se ha determinado que el encoder tiene 1530 marcas, y que el cristal rota a una velocidad aproximada de 196 rpm.

Esta es una señal modulada a baja frecuencia (5.0 KHz, portadora y 10 Hz, envolvente). Hacemos uso de un amplificador de propósito general, y nos sirve para: marcar la posición del cristal, generar el pulso de excitación del cristal y determinar el tiempo de duración de una imagen. Es la señal que se aplica como el sincronismo de todo el sistema.

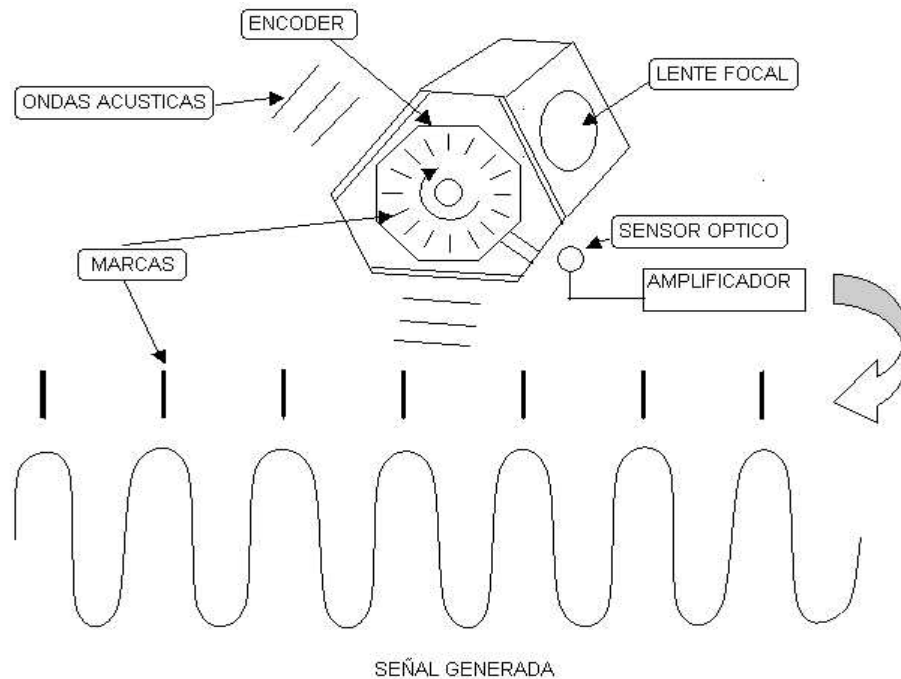


Figura 5.40. El encoder y el origen del sincronismo.

Hemos considerado que a partir de la señal del encoder podemos obtener dos tipos de información:

- Información referente a la duración de una imagen (ecográfica).
- Información referente al inicio de cada imagen.

La duración de la imagen, se determina en base al número de marcas recorridas por el encoder, es decir, sabiendo que existen 1530 marcas en total, y que se tienen tres lentes acústicas (ver teoría del transductor), entonces se deduce que por cada imagen deben existir a los más 510 marcas. De esta manera, por cada 510 oscilaciones provenientes del encoder, se tendrá formada una imagen.

Con respecto al inicio de cada imagen (Figura 5.41), observamos que la señal del encoder presenta una oscilación de baja frecuencia, donde el periodo de la señal de baja frecuencia coincide con las 510 marcas correspondientes a cada lente acústico. En base a esta observación, podemos deducir que el inicio de cada imagen puede darse bien con los máximos o con los mínimos de esta señal de baja frecuencia. En cualquier otro caso, los máximos o mínimos servirán para determinar el inicio de una imagen.

En esa misma señal puede observarse que la señal (velocidad angular) proveniente del encoder es una señal de tipo senoidal, cuyos niveles fluctúan entre 120 mV a 300 mV para la frecuencia de 5 KHz, y de 250 mV a 300 mV para la frecuencia de 10 Hz.

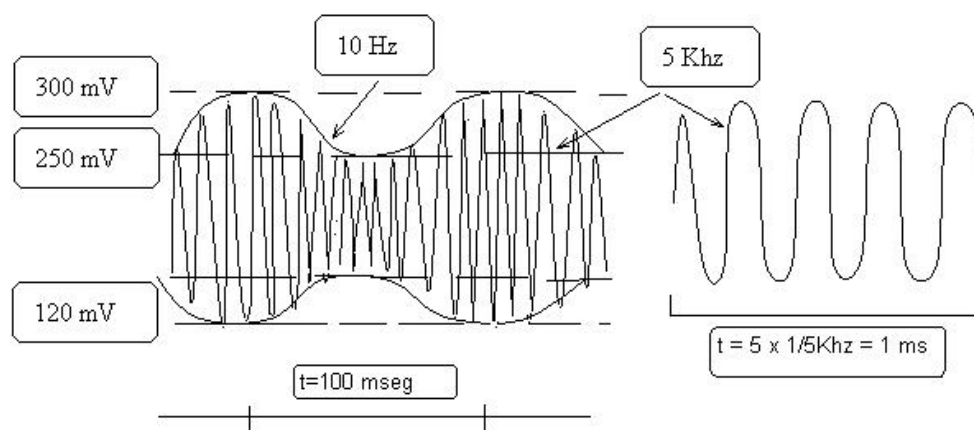


Figura 5.41. Señal modulada del encoder (de 5.0 y 10 Hz).

En el proceso de diseño se procedió a amplificar la señal procedente del encoder, y convertir la señal senoidal en dos trenes de pulsos: un tren correspondiente a la duración de cada imagen, y el otro tren correspondiente al inicio de cada imagen.

Para ello **es necesario que la señal deba ser transformada de una señal senoidal a una señal cuadrada que pueda ser reconocida como un nivel lógico y convertirse en una señal de sincronismo**. Para ello, la señal (velocidad angular) del encoder se hace pasar por un eliminador de offset, amplificadores y comparadores. Para la conversión se utilizaron comparadores de uso general.

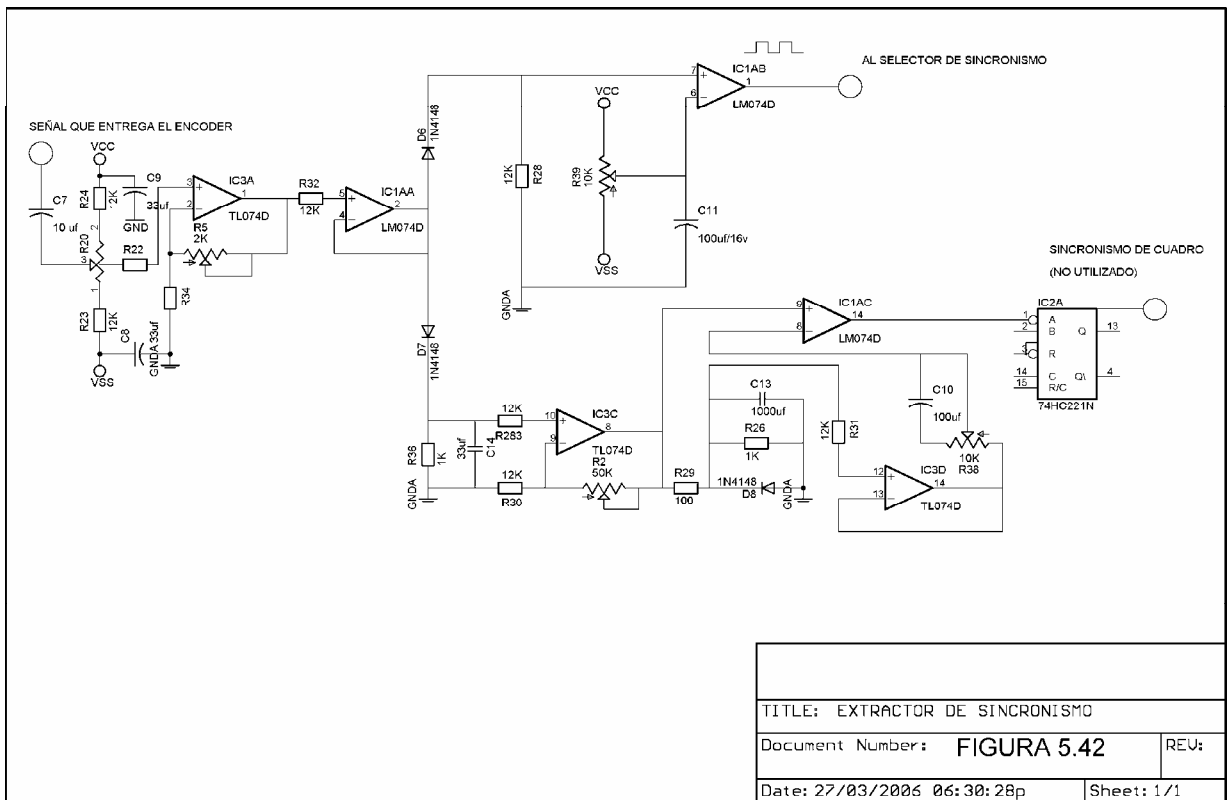
El diagrama del circuito se puede apreciar en la Figura 5.42. Donde la señal de sincronismo del encoder, es acoplada a través del condensador C7 de 10 μf , al circuito eliminador de offset, compuesto por el potenciómetro R20 y por las resistencias R23 y R24 de 12 K Ω . Es necesario eliminar este offset debido a que la señal debe ser amplificada solo en la componente alterna. Luego, a través de los seguidores de voltaje IC3A y IC3B (TLO74D) la señal se bifurca en dos ramales, el ramal correspondiente a la obtención del tren de pulsos de mayor frecuencia (aprox. 5.0 KHz) y el correspondiente al de menor frecuencia (aprox. 10 Hz). Para ambos casos se han adicionado eliminadores de offset, con el fin de independizarlos.

En el primer ramal, la señal es amplificada unas 10 veces aproximadamente, y se eliminan las crestas negativas en el rectificador conformado por D1 y R28 de 12 K. La señal resultante se lleva al comparador IC1A (LM339N) y se compara con un nivel de referencia con el fin de poder convertir la señal senoidal en el tren de pulsos compatible con niveles TTL. A continuación, esta señal se dirige hacia los circuitos: Generador de pulso de excitación del cristal y al Generador de pulso de sincronismo de Video (Sincronismo de Línea).

En el segundo ramal se realiza el mismo proceso de comparación, pero el objetivo de este ramal es extraer la señal de baja frecuencia o envolvente de la señal del encoder, para obtener el tren de pulsos correspondiente. Para ello, la señal es filtrada (filtro pasa bajo tipo detector de envolvente, 10 Hz, donde $R = 1K$ y $C = 100\mu f$) y amplificada

a través de los integrados IC3C e IC3D **{13}** hasta obtener la envolvente de la señal, la cual se compara en IC1B con el nivel de referencia obtenida de la componente DC de la misma señal. A continuación, la señal se dirige al monoestable IC5B, cuya señal de salida pueda utilizarse como señal de referencia de inicio de imagen completa (Sincronismo de cuadro).

NOTA: Esta parte del circuito se considera OPCIONAL dentro de nuestro estudio. Solo aplicamos el Sincronismo de Línea; aplicar el sincronismo de cuadro implica una mayor complejidad y tiempo en el desarrollo que es limitado.



5.4.4. Diseño del Generador de sincronismo de Línea.-

El generador de sincronismo de línea provee la señal que sirve tanto para excitar el cristal como para generar el sincronismo de video.

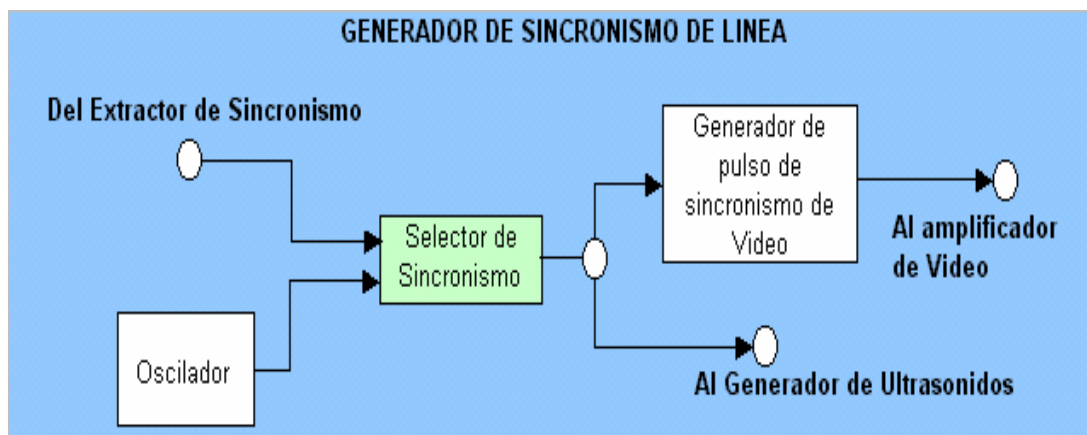


Figura 5.43. Diagrama de bloques del Generador de sincronismo de línea.

Como se mencionó en el punto anterior, a partir del encoder se produce una señal senoidal para generar el sincronismo, pero para fines de efectuar pruebas adicionales para la generación de imágenes ecográficas, se adicionó un oscilador que nos sirva como reemplazo del encoder. De esta manera, al poder variar la frecuencia del oscilador, se puede aumentar o disminuir la frecuencia de excitación del cristal, sin tener que aumentar o disminuir la velocidad de giro del motor DC.

El circuito selector de sincronismo se encarga de seleccionar las señales de sincronismo, enviados tanto por el encoder como por el oscilador adicionado, que es un Timer 555 configurado en modo astable. En la Figura 5.44 mostramos el circuito del Generador de sincronismo de línea (incluye al selector de sincronismo).

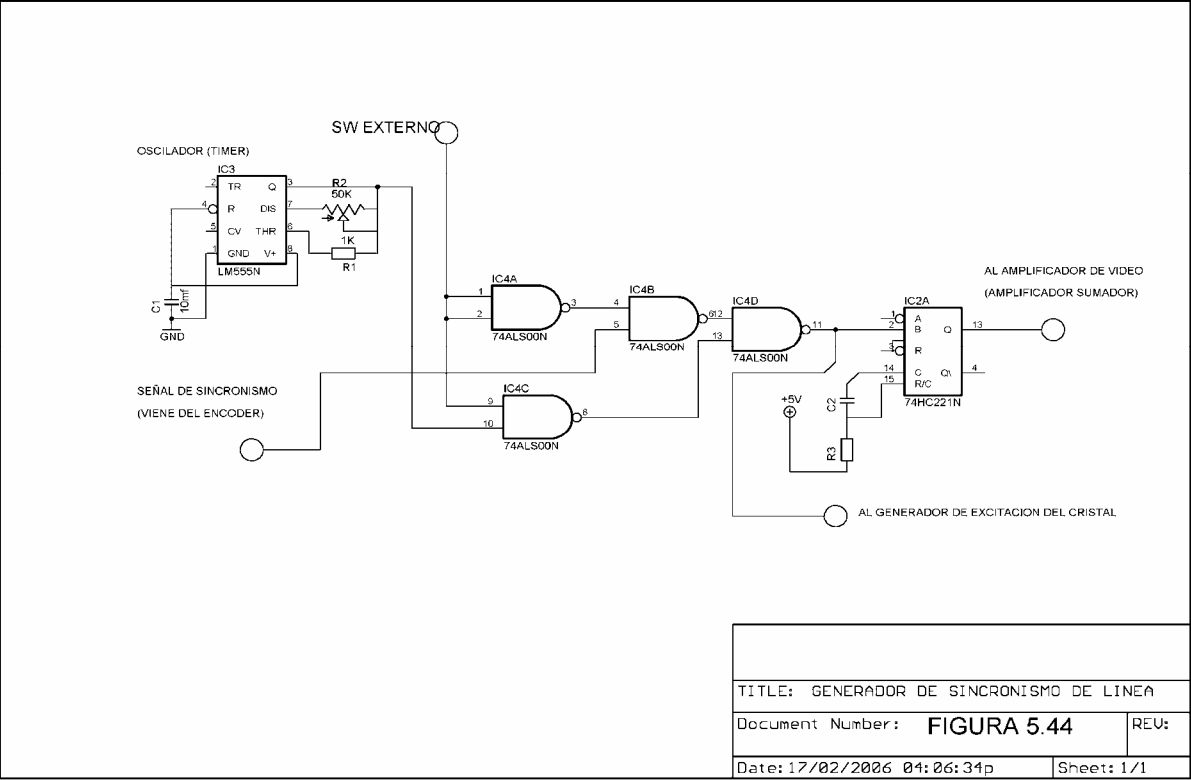
La señal seleccionada se dirige ahora hacia el monostable IC2B (74HC221) cuya salida servirá como base para la señal de excitación del cristal, y también se dirige hacia el monostable IC2A (74HC221), cuyo pulso de salida se suma a la señal de video con el fin de determinar los instantes en que se producen los disparos del cristal.

Esta última señal tiene un periodo de 2 useg., aproximadamente, conseguido con la conexión de un condensador de 10nf conectado en C, y una resistencia de 2.85 K conectado en R/C y el condensador. Esta señal se limita en amplitud en el potenciómetro R21 de 10K antes de ingresar al amplificador de video.

El selector esta compuesto por cuatro compuertas NAND 74ALS00D, en una configuración que permite realizar la conmutación, entre las señales del oscilador y la del encoder. La tabla lógica es la siguiente:

Tabla 5.6. Lógica del selector de sincronismo de línea.

SW	Encoder	Timer	Salida
0	E	T	T
1	E	T	E



TITLE: GENERADOR DE SINCRONISMO DE LINEA

Document Number: **FIGURA 5.44**

REV:

Date: 17/02/2006 04:06:34p

Sheet: 1/1

5.5. Síntesis de resultados obtenidos en esta etapa.-

OBSERVACIÓN: Estos resultados se obtuvieron con un osciloscopio digital FLUKE, Modelo SW90W, cuyo software es Scope Meter 3.0.

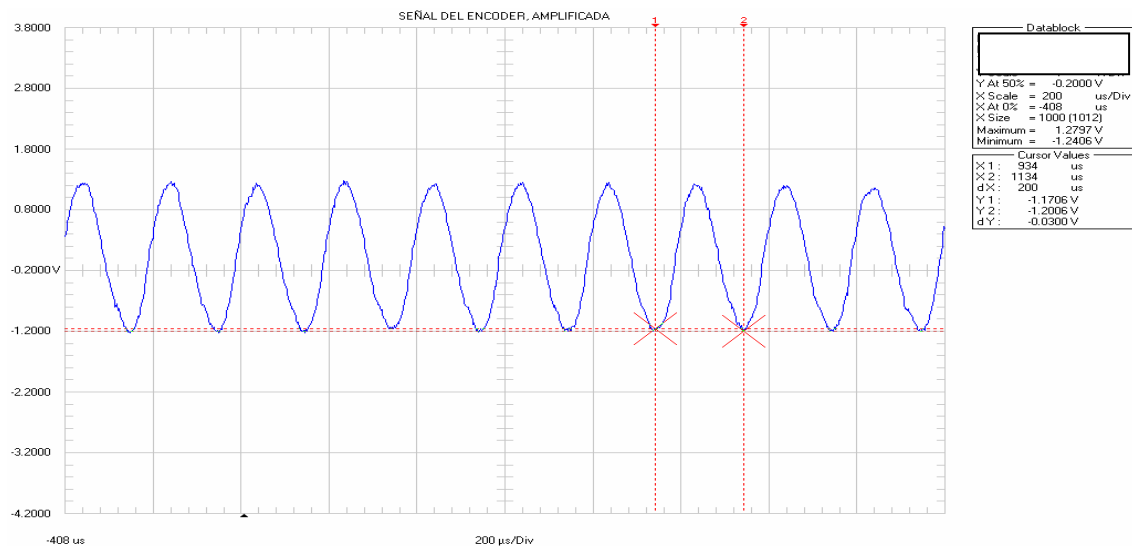


Figura 5.45. Señal modulada emitida por el encoder (Velocidad angular del cristal). A 800mV/ 200 useg. ($f = 5.0 \text{ KHz}$ y 10 Hz).

NOTA: La envolvente se aprecia al efectuar el muestreo (100,000 aproximadamente).

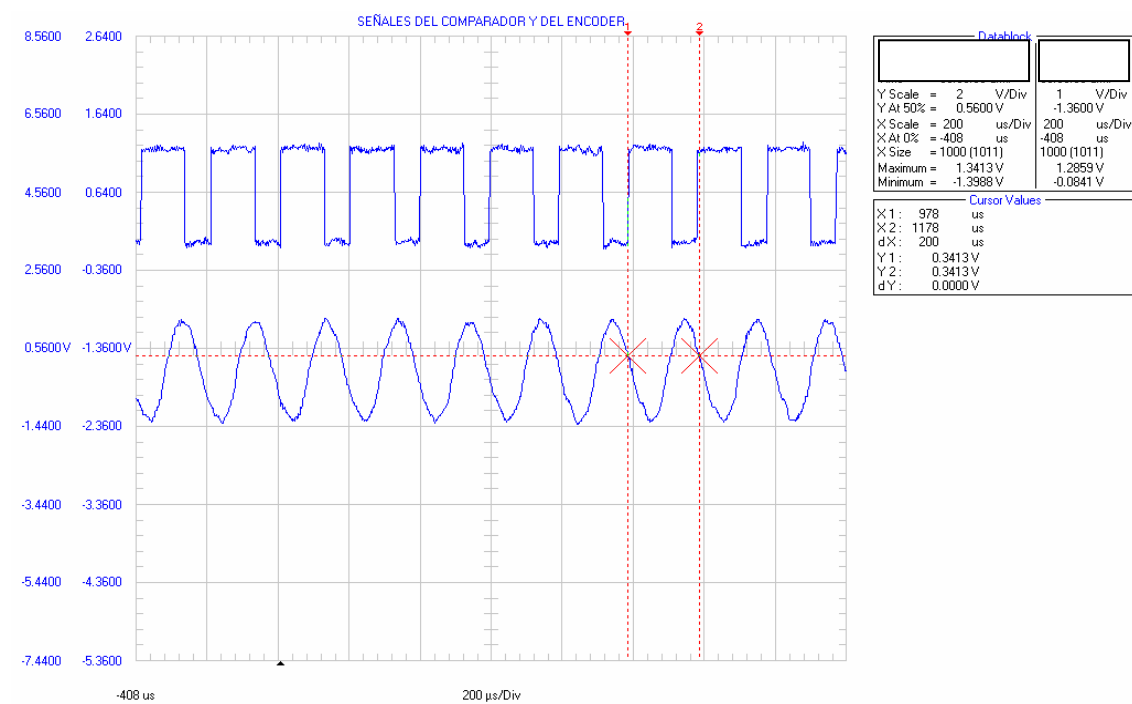


Figura 5.46. Señales de sincronismo y del encoder (Velocidad angular). A escala 500 mV/Div y 200 useg y de 2 V/Div y 200 useg respectivamente.

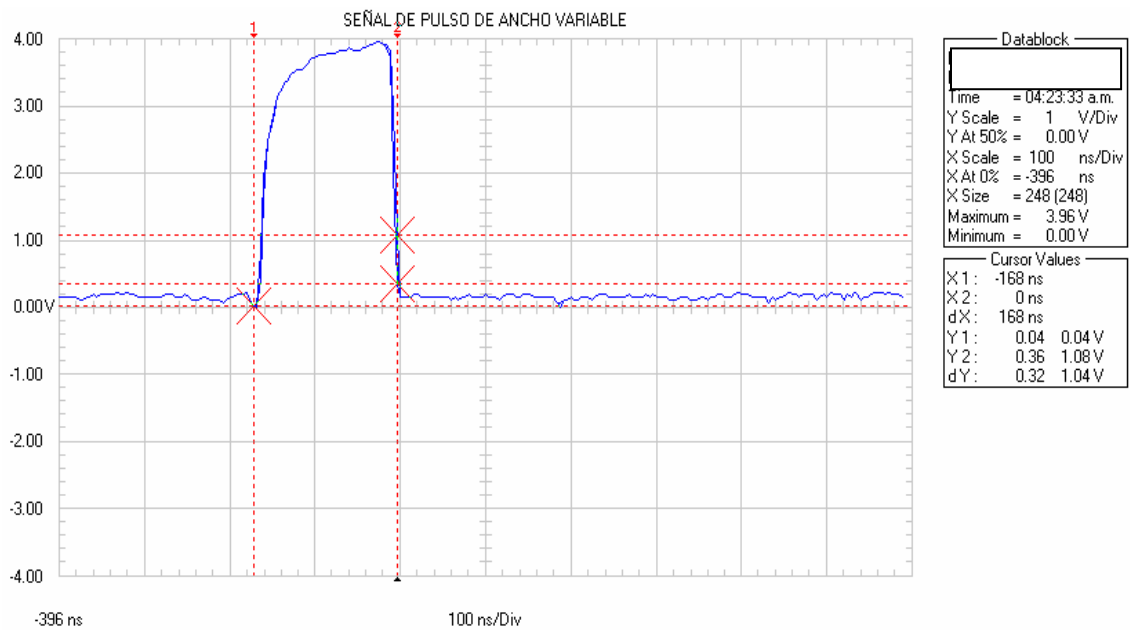


Figura 5.47. Señal de pulso de ancho variable (PWM). La señal anterior, a escala 1 V /div y 100 nseg / Div. Amplitud de 3.8 Vpp y ancho de 166 nseg.

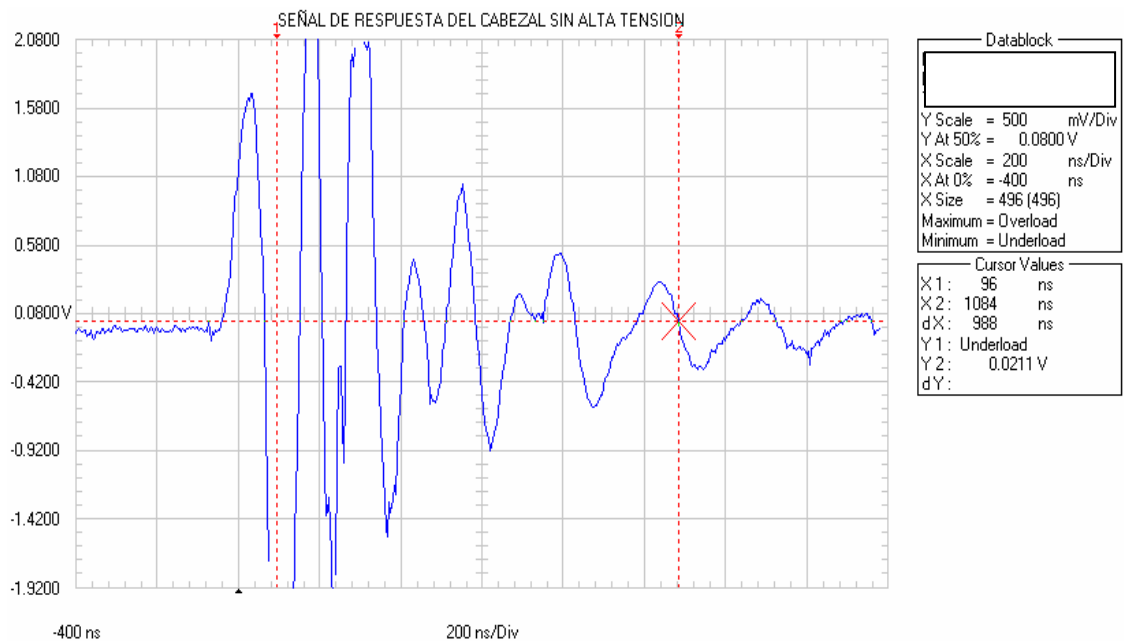


Figura 5.48. Señales de ultrasonido, aplicando 12 v DC. A escala 500 mV/Div y 200 n seg/Div. Señal tomada en la salida de video del transductor, se observa que supera los 4 v DC de



Figura 5.49. La señal anterior, con tensión de bajo nivel. A escala 200 mV/ 2 useg/Div.

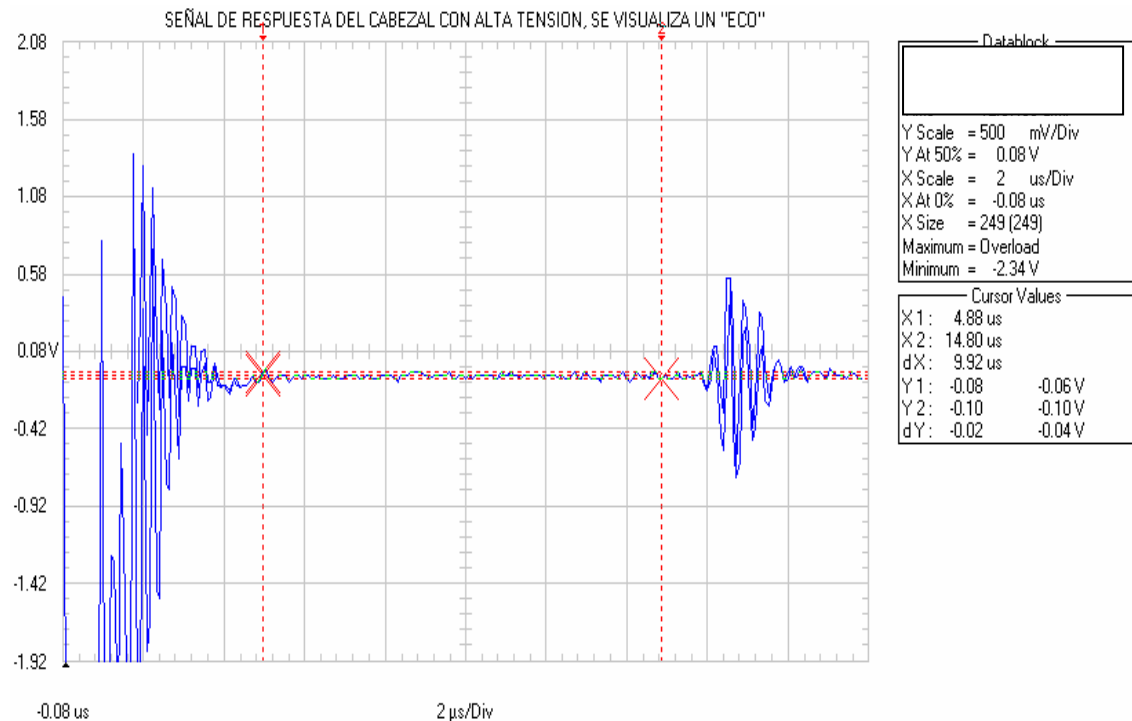


Figura 5.50. Señal de ultrasonido (aplicándose la alta tensión:125v DC). Observamos los ECOS (en la salida del amplificador de video) con un retardo aproximado de 12.0 useg. de la señal de excitación y con amplitudes entre 200 mV a 1.25 V. El pulso senoidal es de ancho 1.2 u seg.



Figura 5.51. Respuesta del cristal, se advierten ECOS, con un retardo de 12 useg. del pulso de excitación. A escala 500 v/Dic y 10 usen /Div (observada en el osciloscopio).

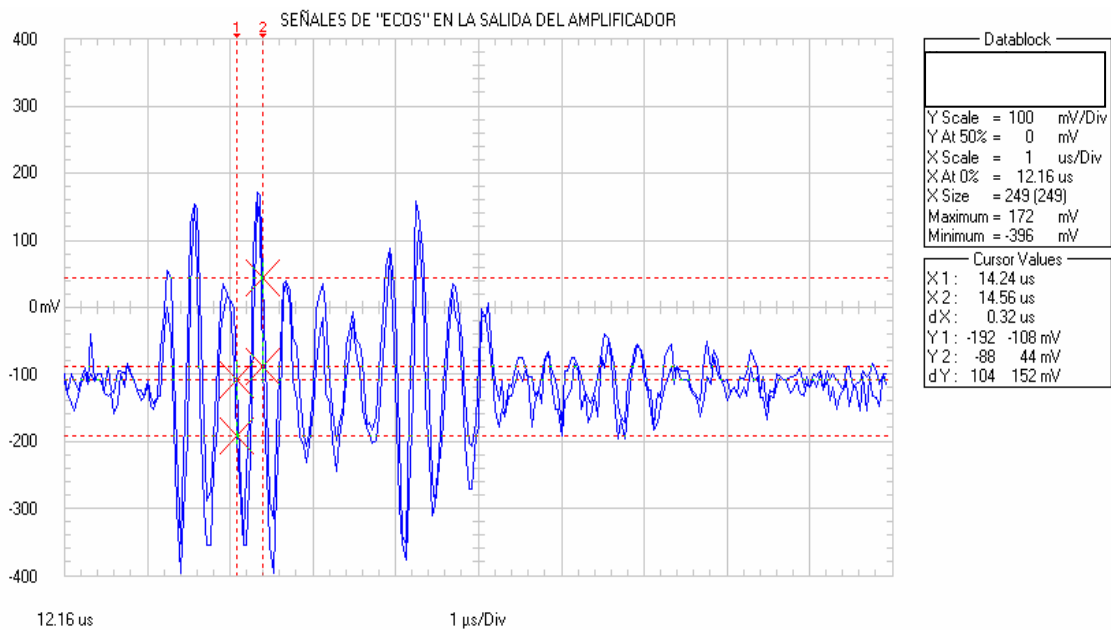


Figura 5.52. Señales de ECO obtenidas en la salida del Amplificador de video. Con amplitud máxima de 570 Vpp y para la frecuencia promedio de 2.5 Mhz (un periodo de 0.40 useg). A escalas de osciloscopio: 100 mV/Div y 1 useg/Div.

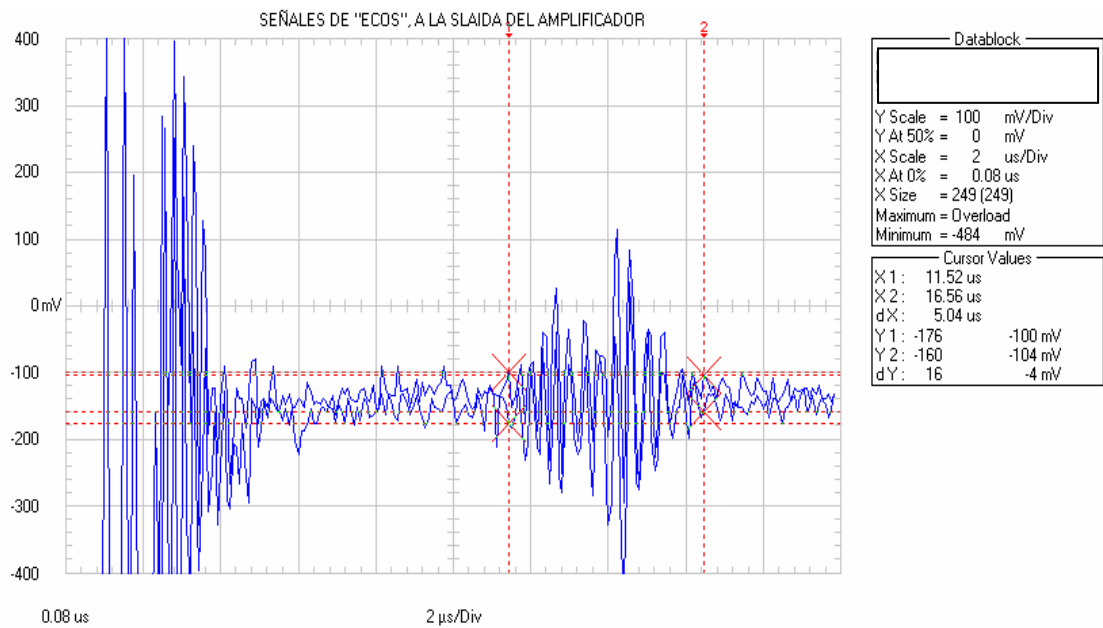


Figura 5.53. Señal de ECO en la salida del amplificador de video. Con un retardo de 8.0 useg del pulso de excitación, con amplitudes desde 100 mV a 520 mV.

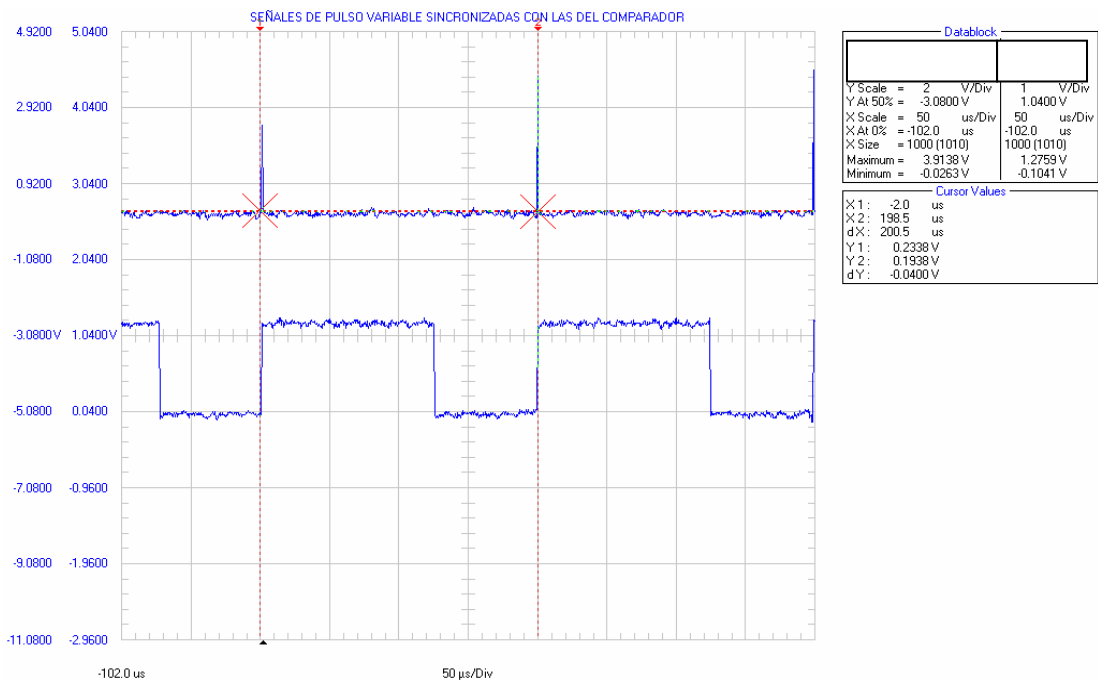


Figura 5.54. Señal de ultrasonido y señal de sincronismo, a escala 1V/Div y 2 V/Div; 50 useg /Div (tomadas del cristal y del encoder).

5.6. Especificaciones técnicas de las Sub-etapas del Procesamiento Analógico.-

Describimos las siguientes:

5.6.1. Excitador de cristal.-

Se encarga de excitar el cristal para que se produzcan las ondas de ultrasonido. Comprende los siguientes circuitos:

1. Generador de pulso de disparo: que tiene por función generar pulsos de aproximadamente 166 nseg TTL, en base a la señal entregada por el selector de sincronismo.
2. Amplificador de pulsos: que eleva la tensión de los pulsos provenientes del generador de pulsos de disparo, con el fin de excitar al MOSFET de cristal.
3. Generador de pulsos de cristal: que es el elemento que excita el cristal, mediante la generación de pulsos de alta frecuencia y alta tensión. Está conformado por un MOSFET que actúa como conmutador electrónico y un integrador RC.
4. Fuente de alto voltaje: entrega un nivel de tensión cercano a los 200 v DC, que alimenta el pin del drenador del Mosfet.

5.6.2. Sistema de Amplificación de Video.-

Se encarga de amplificar los ecos de manera adecuada para entregarlos a la etapa de digitalización. Este sistema comprende:

1. Limitador de entrada L1: que recorta las señales de gran amplitud, permitiendo el paso de pequeñas señales correspondientes a las señales de eco.. Consta de dos diodos semiconductores, conectados en paralelo y en sentido inverso uno con otro. Se utiliza para eliminar amplitudes superiores a 1.2 Vpp.
2. Pre-Amplificador de Video: se encarga de amplificar las señales provenientes del limitador, en 47 veces (33 dB).
3. Filtro de Video: se halla configurado como un detector de envolvente, para recuperar la componente fundamental de los ecos (de 2.5 Mhz).
4. Amplificador de salida de video: es un amplificador variable que se encarga de amplificar las señales filtradas, hasta 24 veces (27 dB) aproximadamente, con el fin de adecuarlas a la etapa de digitalización. Además realiza la sumatoria de la señal proveniente del filtro de video con la señal proveniente del circuito de sincronismo de disparo.

5. Limitador de salida de video L2: similar al limitador L1. Su función es limitar el nivel de las señales de entrada a la etapa de digitalización.

5.6.3. Extractor de sincronismo del encoder.-

Genera y entrega a partir del encoder las señales de sincronismo que permiten la correcta presentación de imágenes ecográficas. Este bloque comprende:

1. El encoder: que sobre la base de un mecanismo de rotación del cristal genera una señal senoidal de la velocidad angular del cristal, aunque modulada a baja frecuencia. Esta señal modulada, presenta una frecuencia de portadora de aproximadamente 5.0 KHz, (periodo variable entre 200 a 220 useg) y envolvente de aproximadamente 10 Hz (período variable entre 100 y 110 mseg). Esta señal al pasar por un comparador, se convierte en la señal de sincronismo del encoder.
2. El circuito extractor de sincronismo: que recibe la señal del encoder y su función es extraer las frecuencias de sincronismo del encoder, en forma de 2 trenes de pulsos con frecuencia de 5KHz y de 10Hz compatibles con lógica TTL.

5.6.4. Generador de sincronismo de línea.-

Se encarga de proveer la señal de excitación del cristal y el sincronismo de video, está conformado por:

1. Selector de sincronismo: que tiene por finalidad seleccionar la frecuencia de excitación del cristal, ya sea tomando la frecuencia generada por el encoder o tomando la señal generada por un circuito oscilador (timer 555 en modo astable).
2. Generador de pulso de sincronismo: es un circuito que toma la señal del circuito selector de sincronismo y la usa para generar un pulso de 2.0 useg. de duración, en sincronismo con los pulsos de excitación del cristal. Este pulso se suma a la señal de video al inicio de cada línea de imagen, con el fin de que el software de procesamiento de imagen lo pueda reconocer como señal de inicio de línea de imagen.

5.7. Detalles complementarios.-

1. Extractor de sincronismo, que se encarga de amplificar y convertir las señales de velocidad angular del cristal de tipo senoidal en señales cuadradas de sincronismo del encoder. De este amplificador se obtienen dos frecuencias de trabajo: la de mayor frecuencia (aproximadamente 5.0 KHz) que es proporcional a la velocidad de

giro del cristal, y la de menor frecuencia (aproximadamente 10.0 Hz) que es proporcional al número de revoluciones del cristal.

2. Excitador del cristal, que en base a un Mosfet de alto voltaje y alta velocidad, genera pulsos de 125 voltios de amplitud, tomados de una fuente de 200 v DC, que alimenta al Mosfet.
3. Generador de sincronismo de línea, que se encarga de proporcionar los pulsos que servirán para excitar al cristal y como sincronismo de video.
4. Sistema de amplificación de video que recibe los ecos y los entrega a la etapa de digitalización con una pre-amplificación de 33 dB y una amplificación de salida de 27 dB.

5.8. CONCLUSIONES.-

De la parte de Procesamiento Analógico se puede concluir que las señales de eco provenientes del transductor tienen las siguientes características:

1. Señal de tipo aleatoria: No es periódica, de amplitud variable y de tipo senoidal.
2. Amplitud promedio pico a pico (Vpp): entre 180 a 1250 mVpp, lo que determina un promedio de 535 mVpp.
3. Ancho de Banda: Dado que la frecuencia de muestreo es de 5.0 Mhz, el ancho de banda máximo es de 10 Mhz.
4. Los períodos de los anchos de los pulsos de los ecos fluctúan entre 0.4 a 1.2 useg.
5. Adicionalmente se tiene pulsos de sincronismo con las siguientes características:
 - Período: Es de 200 useg.
 - Amplitud pico a pico: 1.2 v DC.
6. Características del pulso de excitación:
 - Ancho del pulso: 166 nseg.
 - Periodo: 200 useg.
 - Amplitud: 200 V DC.

CAPITULO 6

ETAPA DE DIGITALIZACIÓN

6.1. Introducción.-

En esta etapa, se efectuó el proceso de digitalización de las señales analógicas de los ECOS y de su transferencia a una computadora. Se simuló (en MatLab) el proceso de formación de imágenes ecograficas (con los algoritmos de las funciones del proceso).

Para esta etapa se ha usado una Tarjeta de Adquisición de Datos como interfaz para el procesamiento y control (digitalización) de las señales de ECO. Esta tarjeta fue seleccionada teniendo en cuenta algunas consideraciones tales como la frecuencia de la señal a muestrear, el procedimiento de la formación de la imagen, y la velocidad del ECO y las distancias entre tejidos.

Además, se ha tenido en cuenta algunas consideraciones complementarias como:

Capacidad de Memoria para poder almacenar los datos digitalizados de las señales de ECO y formar un cuadro de imagen.

La Adquisición de Imágenes se desarrollo en LabView (en una estructura MatLab), se implementó un programa para la captura de tramas de ECOS y se almacenó como imagen en un archivo con formato texto; posteriormente se efectuó el proceso de mejora con un programa de procesamiento de imágenes (desarrollado en Visual C++).

A continuación describiremos los lineamientos antes considerados.

6.2. Consideraciones para la Digitalización.-

La digitalización de la señal analógica de los ECOS, se ha determinado en base a los siguientes lineamientos:

1. Frecuencia de muestreo de la señal de video.
2. Presentación visual y Resolución de la imagen.
3. Velocidad del eco y distancias entre tejidos.
4. Capacidad de Memoria.

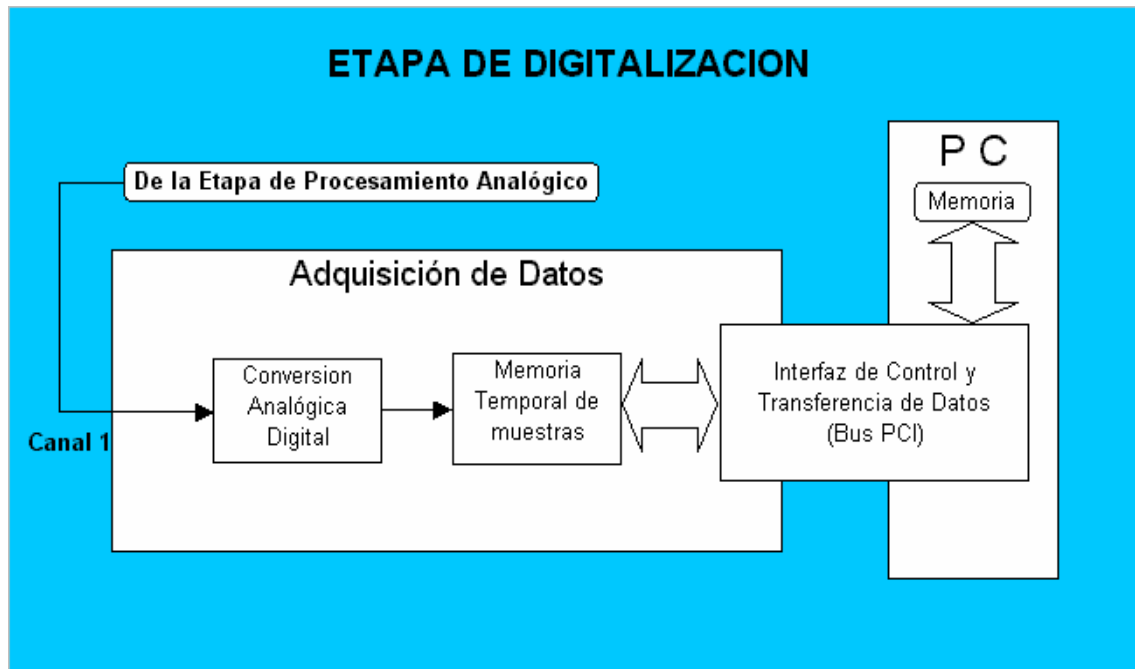


Figura 6.1. Diagrama de bloques de la etapa de digitalización de ecos.

6.2.1. Frecuencia de muestreo de la señal de video.-

La frecuencia del cristal piezoeléctrico (transductor) es de 3.0 Mhz, al cual se excita con la técnica de pulso-eco, como se explicó en el capítulo anterior, esta técnica se refiere a la transmisión de un pulso de ultrasonido (señal senoidal), por ejemplo, de ancho 1 useg, cuyo período es de 1000 useg (1 msec), y los ecos se receptionan por el mismo cristal en los otros 999 useg. En nuestro caso el período del pulso de ultrasonido es de 200 useg, cuyo ancho fluctúa entre 0.8 a 2.0 useg. Se observó que el ultrasonido generado a partir de la excitación del cristal por un pulso de alta tensión, conforma un tren de pulsos continuos entre 8 y 10 (de aspecto senoidal). Igualmente, se observó que los ecos receptionados presentan pulsos continuos entre 4 y 5 (por eco).

En base a estas observaciones, se incorporó al Amplificación de Video (de las señales de eco), un filtro pasa bajos detector de envolvente, que nos ha permitido receptionar los ecos que vienen en grupo de aproximadamente cuatro pulsos, y de esa manera se ha podido obtener la envolvente de los pulsos que conforman un eco (con ancho aproximado de entre 0.4 μ seg a 1.2 useg).

Los ecos también tienen un periodo de 200 useg, siendo el primer eco el mas importante, dado que tiene la mayor amplitud y representa la respuesta del primer medio atravesado, e indica el inicio de la señal de video (repitiéndose dentro de este ciclo).

Los siguientes ecos, son de menor amplitud (con el filtro pasa bajos detector de envolvente), las señales de eco se convierten en pulsos de ancho entre 0.4 useg y 1.2 useg. Una tarjeta digitalizadora puede reconocer una trama de ecos, pero requiere una frecuencia de muestreo. En nuestro caso, se ha trabajado con una frecuencia de muestreo de 5.0 Mhz (dado que la frecuencia máxima es $F_{mx2} = 2.5$ Mhz) y con ello se han podido detectar ecos.

6.2.1.1. Cálculo de la frecuencia de muestreo.-

Por el Teorema de Nyquist, para obtener un nivel optimo de una señal analógica, tomamos el doble de la frecuencia máxima de la señal a muestrear, es decir:

$$T1 = 1.2 \text{ useg}; F_{mx1} = 0.8 \text{ Mhz}$$

$$\text{Frecuencia de muestreo} = f_m = 2 \times (0.8 \text{ Mhz}) = 1.6 \text{ Mhz.}$$

$$F_{m1} = 2.0 \text{ Mhz (aproximadamente)}$$

$$T2 = 0.4 \text{ useg}; F_{mx2} = 2.5 \text{ Mhz}$$

$$\text{Frecuencia de muestreo} = f_m = 2 \times (2.5 \text{ Mhz}) = 5.0 \text{ Mhz.}$$

$$F_{m2} = 5.0 \text{ Mhz (aproximadamente)}$$

El ultrasonido y la señal de los ecos presentan las siguientes formas de onda, como se aprecia en la Figura 6.2:

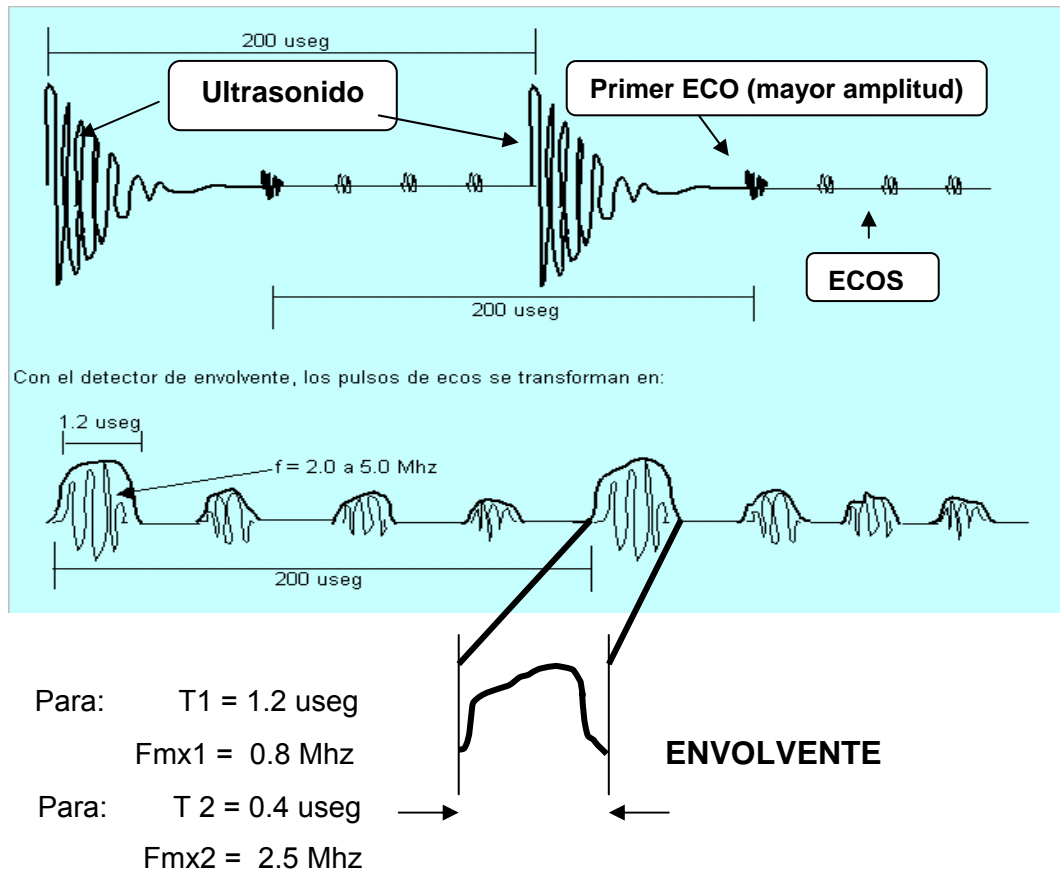


Figura 6.2. Frecuencia máxima de muestreo de video.

CONCLUSIÓN:

Hemos tomado como la señal de Muestreo a 5.0 Mhz, porque por debajo de esta frecuencia de muestreo, se pierden datos, de las imágenes ecográficas.

6.2.2. Presentación visual y Resolución de la imagen.-

En ecografía, el modo B (Brillo) representa a un conjunto de señales de ecografía en modo A (Amplitud). Tanto la amplitud como el nivel de brillo, representan un nivel de gris de acuerdo a la profundidad donde se encuentra el tejido incidente, es por eso que una imagen de ecografía se ha estandarizado en blanco y negro (escala de grises).

La presentación visual de la imagen ha sido un punto importante a considerar, ya que nos evita sobredimensionar el circuito a realizar. Por ejemplo, si la presentación es únicamente sobre el monitor de la computadora, con un determinado número de

píxeles de pantalla, entonces podemos asumir que cada píxel se corresponde con la presencia o no de un ECO.

Si por ejemplo, asumimos una resolución de pantalla de: 1024 x 1284 píxeles, tendremos al menos 1000 píxeles para presentar cada trazo de imagen (sabemos que la imagen de ecografía esta formada a lo mas por 510 trazos porque nuestro transductor comercial genera 510 trazos cada 102 mseg. Aproximadamente), teniéndose 4,636 trazos por segundo. Si consideramos **asignar 1000 píxeles** o muestras por cada trazo, entonces, para poder observar una imagen detallada, sería necesario muestrear a 4,636 Mhz. Una imagen en escala de grises se aprecia básicamente con 8 bits de resolución. La mayoría de los ecógrafos comerciales aplican este estándar.

CONCLUSIÓN.-

En este estudio se presentan las imágenes en escala de grises. El estándar BITMAP, es suficiente para manejar imágenes en escala de grises. Este estándar (Mapa de bits) considera 8 bits por cada color componente de una imagen (8 bits para el rojo, 8 bits para el verde y 8 bits para el azul), y la escala de grises se forman cuando los valores de los colores componentes son idénticos, entonces serán necesarios 8 bits de resolución para poder formar imágenes ecográficas con solo niveles de gris.

6.2.3. Velocidad y distancia entre tejidos.-

Se ha tomado a 1520 m/seg. como la velocidad del ECO, que representa al valor promedio de la velocidad del ultrasonido en tejido blando. Significa que por cada microsegundo un eco representa 0.76 mm de avance (sin obstáculo) de la doble distancia entre la ida y el rebote. Si se quisiera precisar la ubicación de tejidos que presenten una separación de 0.5 mm, se obtendrían ecos cada 657 nseg, requiriéndose muestrear cada 326 nseg. (Teorema de Nyquist).

Debemos observar que si cada ECO es tomado como un pulso que dura 1.2 us, esto significa que el siguiente eco no podrá ser detectado como tal, si el tejido que lo produce se halla a menos de 0.9 mm. del tejido causante del primer eco, porque 1.2 μ seg. es proporcional al tiempo que demora el eco en recorrer la distancia de 0.9 mm (entre los tejidos), considerando que los ECOS no son pulsos cuadrados de igual amplitud, sino que presentan forma acampanada, donde la amplitud representa la

duresa del tejido. Por ejemplo, si se tuviera dos ecos traslapados, se podría lograr identificar cada uno de acuerdo a la forma de onda resultante. Sin embargo para lograr esto, la frecuencia de muestreo debería ser alta (12 o más Mhz para poder discernir entre ecos traslapados) y el algoritmo de procesamiento sería más complejo, lo cual acarrearía mayor tiempo de procesamiento.

CONCLUSIÓN.-

La velocidad de muestreo mínima es de 5.0 Mhz.

6.2.4. Capacidad de Memoria.-

La cantidad y tipo de memoria necesaria depende de la velocidad de muestreo y de la forma de procesar la señal.

En este sistema se ha optado por una forma simple de adquisición, que consiste en digitalizar una imagen completa y transferirla a una computadora para su presentación. Este método ocasiona retrasos debido a que se tiene que esperar que la imagen se haya completado para poderla transferir a la computadora.

Otro método que puede acelerar el proceso, es el de transferir cada línea de la imagen conforme esta se va produciendo, pero este método requiere un tiempo de desarrollo mayor en el proceso de diseño de transmisión de datos hacia la computadora.

Los tiempos de acceso, deben ser acordes a la frecuencia de muestreo y/o de transferencia a la computadora. En este trabajo, la transferencia a la computadora se hace en base a un bus PCI, la cual es relativamente lenta en comparación con el conversor AD, a cuya frecuencia de muestreo le corresponde un periodo de 200 η seg. Con el objetivo de simplificar el diseño, se ha optado por digitalizar al menos una imagen que pueda ser procesada y presentada. Teniendo en consideración:

- Una velocidad de muestreo de 5.0 Mhz.
- El tiempo de profundidad de acceso que cada imagen demora (ida y vuelta) en producirse (t). Genera una escala variable (en cm).
- El número total de marcas que forman una imagen es de 510.
- La digitalización se hace con 8 bits de resolución.

6.2.4.1. Profundidad de acceso.-

Los transductores presentan una distancia focal, zona donde las imágenes se pueden apreciar mejor, y esta se ubica en la parte central y cercana al inicio de la imagen. La zona al inicio a la imagen antes del foco y la zona posterior al foco, sirven como referencia, pero se requiere que la zona en estudio se halle dentro de la distancia focal (Ley de Fresnel). Considerando la velocidad de propagación del sonido en los tejidos, se puede calcular la distancia (**profundidad**) en que un eco se produce, como por ejemplo a 5 cm. de la superficie de la piel (suponiendo que el transductor esta en contacto con la piel y que la distancia entre el cristal y la funda del transductor sea despreciable), la señal se demora aproximadamente 65.8 μ seg. desde el instante en que se produce la excitación del cristal (para ello se divide el doble de la profundidad de acceso, es decir 10 cm, entre la velocidad de propagación del sonido = 1520m/s). De esta manera, no es necesario digitalizar de manera continua las señales de eco, sino solamente el intervalo correspondiente a la profundidad que se desea analizar. En nuestro sistema, como ya se ha indicado en la etapa de Procesamiento Analógico, la máxima profundidad de acceso es de 15.2 cm.

Se muestra a continuación un cuadro con la memoria necesaria para almacenar al menos una revolución completa del cristal, con una frecuencia de muestreo de 5.0 Mhz. No olvidemos que una revolución completa genera tres imágenes:

$$\begin{aligned} \text{Tiempo de profundidad de acceso} &= 2 \times \frac{\text{distancia (cm)}}{\text{Velocidad en el medio}} = & (6.1) \\ &= 2 \times \frac{1.0 \text{ cm}}{1520 \text{ m / seg.}} = 13.1578947 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Memoria necesaria (bytes)} &= \text{N}^\circ \text{ de muestras} = \text{N}^\circ \text{ marcas} * \text{Velocidad Muestreo} \times \\ &\text{Tiempo de profundidad de acceso.} & (6.2) \end{aligned}$$

Memoria para una imagen completa (a 10 cm de profundidad)
= 510 * 5.0 Mhz x (131.57 useg) = 336 Kbytes.
Un valor típico = 512 Kbytes.

Tabla 1. Memoria requerida según la profundidad de acceso.

Cálculo de memoria requerida para una revolución (1530 marcas o trazos)				
Velocidad de Muestreo Mhz	Profundidad de acceso del último eco en	Tiempo de profundidad de acceso (ida y vuelta) en useg (1520m/s)	Número de muestras necesarias por trazo	Muestras requeridas para completar una revolución del cristal
5	1	13.1578947	131	100658
	2	26.3157895	263	201316
	4	52.6315789	526	402632
	8	105.2631	1052	805263
	16	210.5263	2105	1610528

6.2.4.2. Cálculo de la profundidad de acceso.-

La profundidad de acceso es el recorrido del pulso ultrasónico del cristal desde punto de inicio hasta el retorno del eco, y se calcula en función del tiempo en que se genera el pulso ultrasónico en el cristal y el tiempo en que se demora en regresar el último eco. Para ello se ha aplicado la fórmula de desplazamiento:

$$e = v \cdot t \quad (6.3)$$

donde $v = 1520 \text{ m/s}$, y e es igual al doble de la profundidad, según se aprecia en la Figura 6.3.

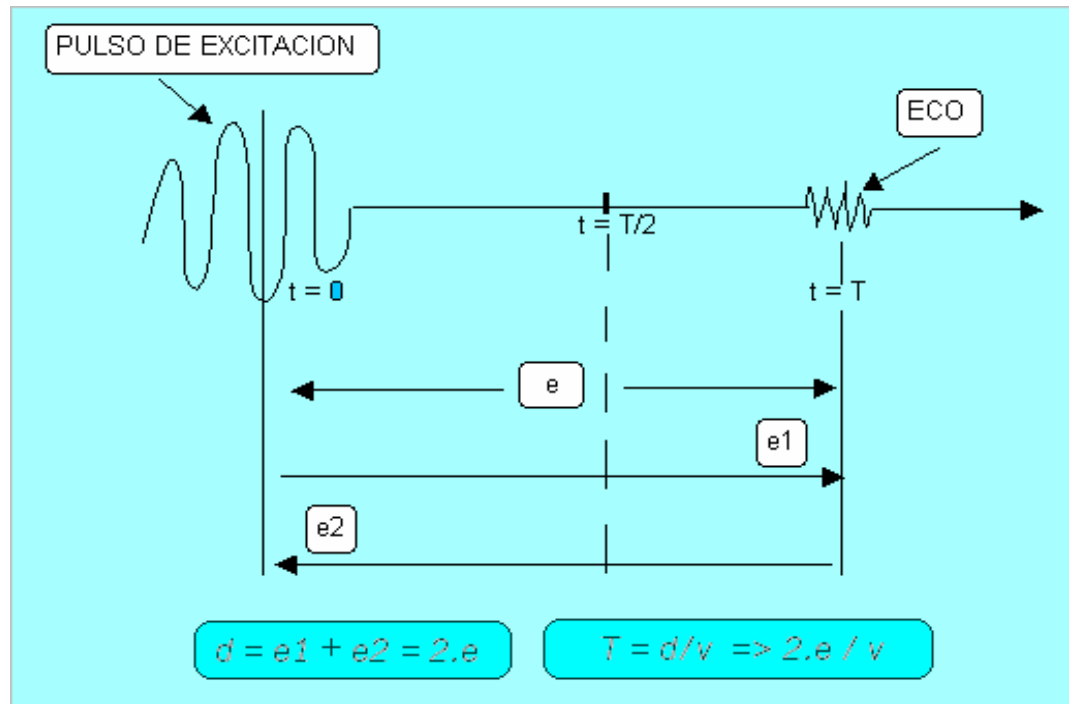


Figura 6.3. Profundidad de acceso en función del tiempo y de la velocidad de propagación en el medio.

CONCLUSIÓN.-

Para una profundidad de acceso de 10 cm, con un tiempo de profundidad de acceso de 131.58 useg, tenemos que disponer con un mínimo de capacidad de memoria de 512 Kbytes para un cuadro de imagen (se hace uso de los recursos del hardware de la computadora). La frecuencia de muestreo es de 5.0 Mhz, y 510 pulsos(marcas) del encoder forman una imagen.

6.3. Adquisición de la imagen con una Tarjeta de Adquisición de Datos.-

Tomando en cuenta las conclusiones anteriores, para efectuar la digitalización de señales ecograficas y la adquisición de la imagen ecográfica, se determinó el uso de una tarjeta de Adquisición de Datos NI5102 Series de National Instruments, la misma que fue seleccionada mediante previo estudio y evaluación de las consideraciones que se resumen en lo siguiente::

1. Frecuencia de muestreo superior a los 5 Mhz.

2. Ancho de Banda de $5.0 \text{ Mhz} \times 2.0 = 10 \text{ Mhz}$. Elegimos una tarjeta de 15 Mhz de ancho de banda.
3. La Resolución de 8 bits, porque básicamente se manejan imágenes BITMAP en escala de grises.
4. Un giro total del cristal sobre su eje requiere de 100,658 muestras. La tarjeta cuenta con capacidad hasta 663,000 muestras.

Adicionalmente, se presenta un cuadro comparativo de marcas y costos:

NATIONAL INSTRUMENTS.-

1. Modelo: NI 5911
 N° In : 1 Chs con resolución variable.
 Fmax : 100 Mhz.
 BW : 100 Mhz.
 Resolución: 8 bits-21 bits.
 Memoria: 4-16 Mb.
 Ganancia: 1, 2, 5, 10, 20, 50, 100.
 Rango In: +/-100mV a +/-10V.
 Observ.: Altas prestaciones.
 Bus: PCI

Precio:

- 4 Mb: \$US 3,845.00
- 16 Mb: \$US 4,395.00

2. **Modelo: NI 5102 Series.**
F muestreo: 20MSps.
BW: 15 Mhz.
Nº: 02 Canales con muestreo simultáneo
Resolución: 8 bits
Rango In: +/-25 mV a +/-5 V
Nº muestras: 663,000 muestras / canal.
Z in: 1 M ohmio o 50 ohmios.
Bus: PCI.

Precio: \$US 1,495.00.

Accesorio: \$US 65.00.

ACQIRIS USA.-

1. Modelo: DP105
 Resolución: 8 bits
 F muestreo: 500 Mhz
 BW: 150 Mhz.

Z in: 50 o 1 M ohmio.
Memoria: 128 Kb.
Bus: PCI.
Potencia: bajo consumo < 15 w.
Precio: \$US 3,991.00

SUPER LOGICS.-

1. Modelo : PD2-MF64.
Resolución: 14 bits.
F Muestreo: 2,2 Mhz.
Ganancia: 1,2,4 y 8.
Bus: PCI.
N° Chs In: 32 canales de I/O.

Precio: \$US 3,495.00

COMLAB.-

1. Modelo: 7000
F muestreo: 100 Mhz
Memoria: 8 – 16 Mb / Canal.
BW: 40 Mhz
Resolución: 10 bits
Bus: PCI
N° In: 2 Canales.
Protección para sobre tensiones.

Precio: Indeterminado.

CONCLUSIÓN.-

Se observa claramente que la tarjeta NI 5102 Series, es la mas adecuada técnicamente, por que opera con una resolución de 8 bits, tiene un ancho de banda de 15 Mhz, con velocidad de muestreo hasta los 20MSps, y tiene Bus PCI.

6.3.1. Características eléctricas y de señal de la tarjeta NI5102 Series.-

Ellas son las siguientes:

- Entrada analógica: (0 a 5.0 V dc)
- Muestreo de 20 MSps por canal en tiempo real.
- Resolución vertical de 8 bits (CADs).
- Rango de voltaje de entrada entre 50 mV a 50 V.
- Ancho de banda de 15 Mhz.

- Forma de onda: cuadrada, senoidal.
- Hasta 663,000 muestras.
- Hasta 16 millones de muestras vía bus PCI para saturar 16 Mb de memoria.
- Generación de Pulso Digital.
- Generación de tren de pulsos asíncronos.
- Triggering (disparo).
- Analógico y digital.

Software de aplicación. LabView / BridgeView / LabWindows/CVI.

El proceso de formación de la imagen se ha desarrollado en LabView el cual incluye el driver de la tarjeta NI5102 y en una estructura MatLab.

NOTA: La teoría completa a cerca de Tarjetas de Adquisición de Datos, se muestra en el **Anexo D**.

6.4. Adquisición de la Imagen.-

La adquisición de datos de la imagen se ha efectuado con un programa en LabView 6.1, que es el software de la tarjeta digitalizadora NI5102 de National Instruments {46} y {48}, bajo una estructura en MatLab {45}.

Con las características de esta tarjeta, fue posible desarrollar un método de adquisición de datos y procesamiento muy eficiente.

La simulación de adquisiciones de señales de eco provenientes del cristal de ultrasonido con resoluciones de hasta 20 Mhz. ha permitido observar detalladamente el ancho de banda de la señal y así determinamos hasta cuanto es posible disminuir la frecuencia de muestreo de esa señal para minimizar el trabajo de procesamiento de la computadora.

Se ha utilizado LabView básicamente como una herramienta de adquisición, ya que la parte de procesamiento (reconocimiento del archivo) se ha realizado de forma más eficiente en MatLab (con el desarrollo de un programa de adquisición del datos de la imagen archivada en formato texto).

En las páginas siguientes se muestran las ventanas del programa de captura de imagen en LabView y una estructura en MatLab.

En las Figuras 6.23 y 6.24 se observan las imágenes de ecografía de una antebrazo y de objetos dentro de un medio coloidal (gelatina), adquiridas por el programa en LabView (con una estructura MatLab).

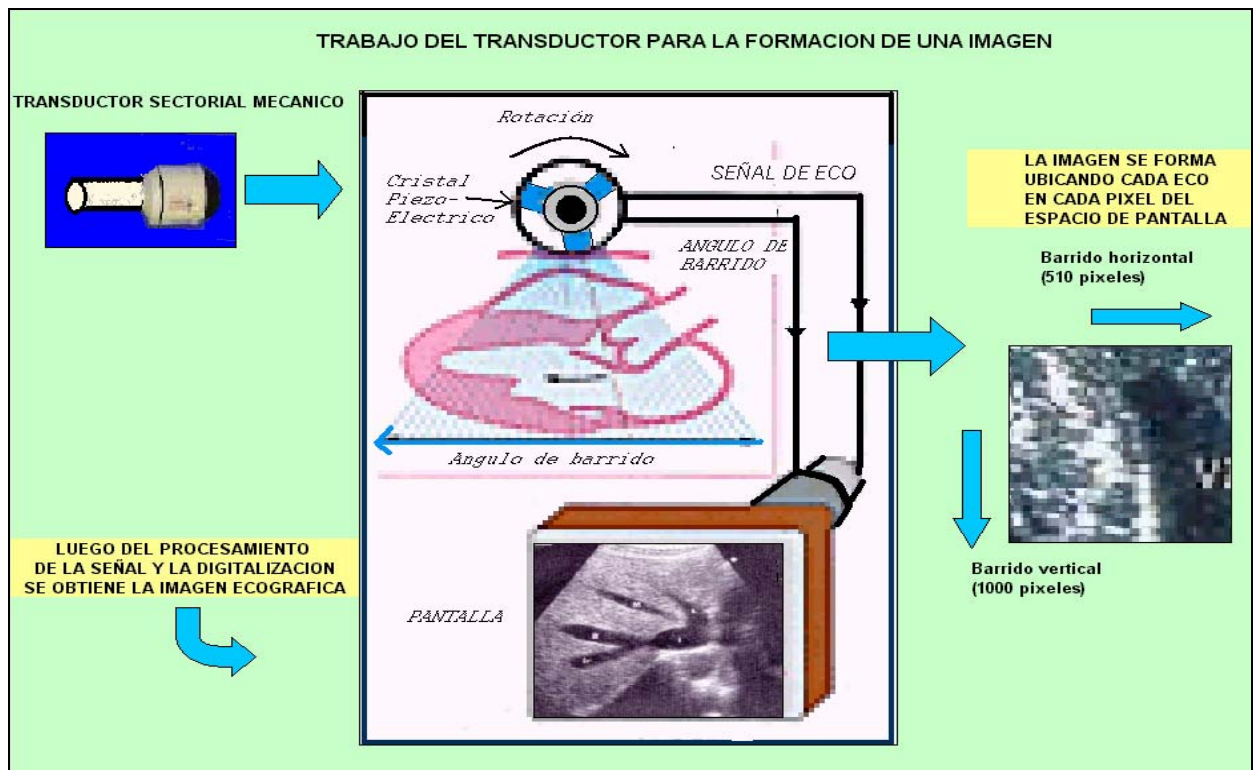


Figura 6.4. Trabajo del transductor para la formación de una imagen ecográfica

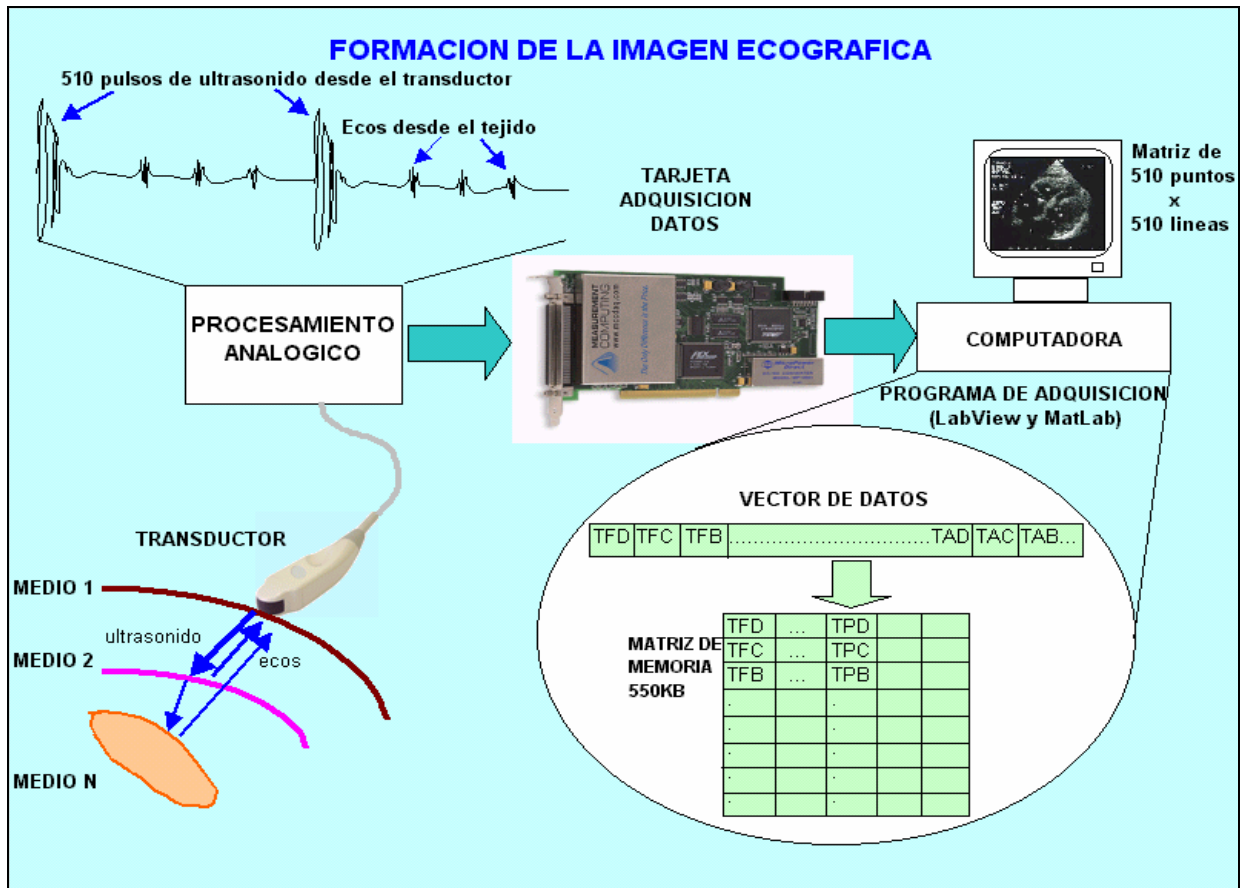


Figura 6.5. Proceso de formación de la Imagen.

6.4.1. Adquisición de la Imagen en Labview.-

En seguida se aprecia el proceso de Labview para la Formación de la Imagen:

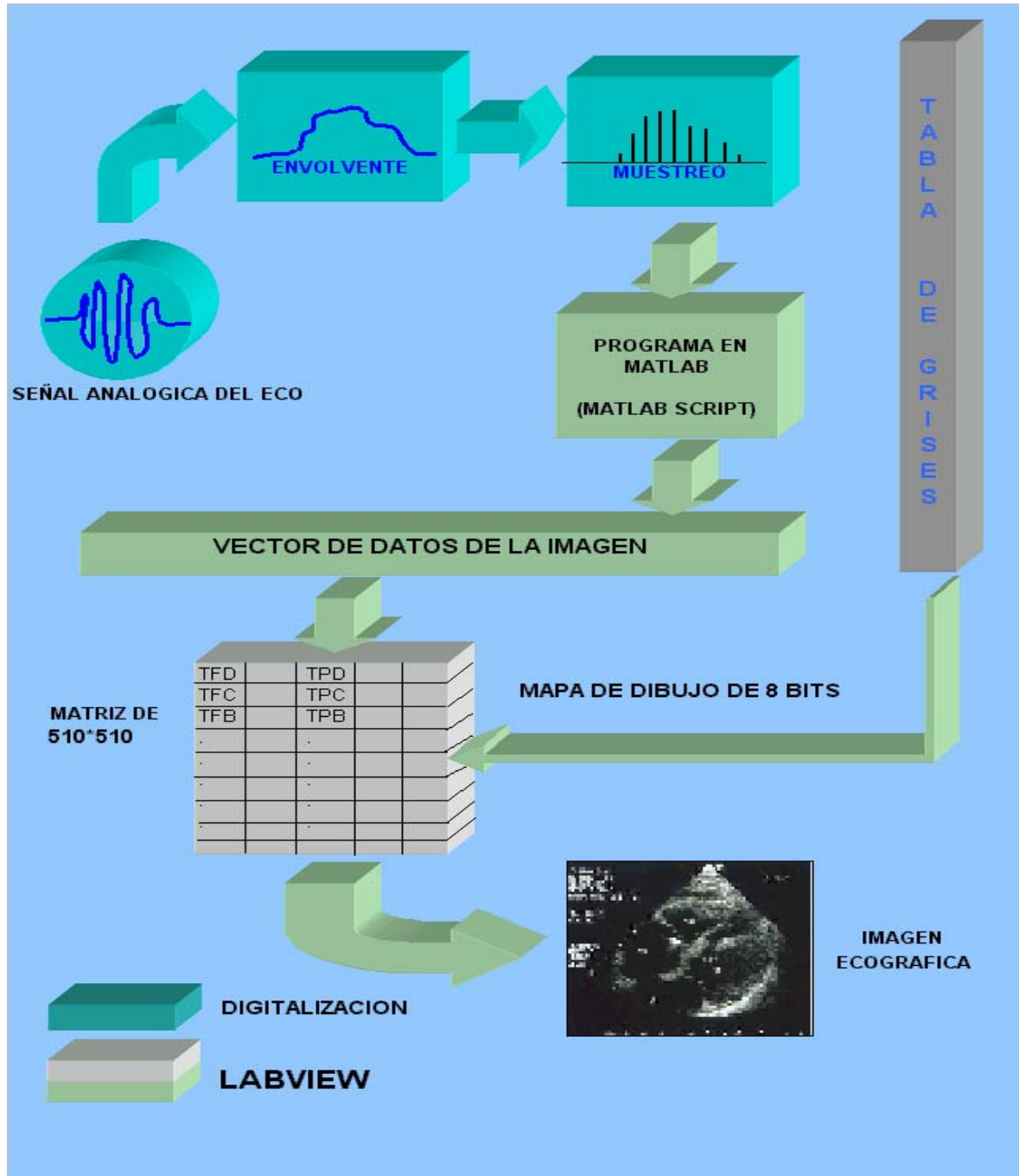


Figura 6.6. Proceso de adquisición en LabView.

6.4.2. Descripción del programa en LabView.-

Se pudo simular adquisiciones de señales de ecos ecográficos provenientes del cristal de ultrasonido con resoluciones de hasta 20 Mhz. lo que permitió observar en gran detalle el ancho de banda de la señal y así determinar hasta cuanto **es posible disminuir la frecuencia de muestreo de dicha señal para tratar de minimizar el trabajo de procesamiento de la computadora.**

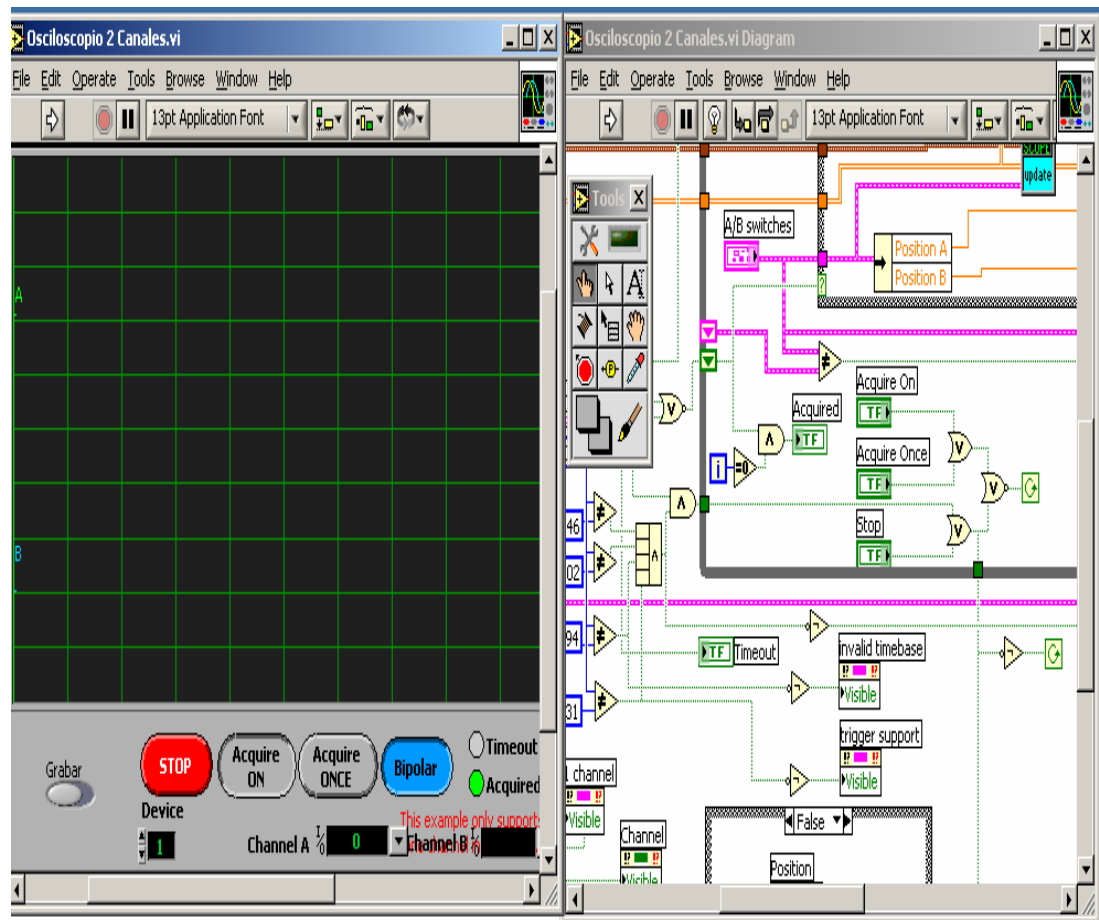


Figura 6.7. Ventanas de usuario y comandos de LabView.

Labview es tan potente como cualquier lenguaje de programación tradicional. Su ventaja se basa en el uso de componentes visuales que de por si evitan todo el trabajo de programación estructurada {5}.

Las pruebas de laboratorio con el software Labview 6.1 sirvieron para controlar la tarjeta digitalizadora. Se utilizó un canal de adquisición (CH0) y un programa de adquisición (en estructura MatLab).

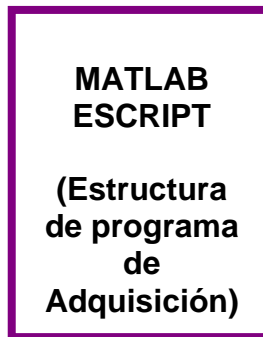


Figura 6.8. Estructura MatLab de adquisición.

Con tramas de datos (de hasta 256 niveles de gris):



Figura 6.9. Código del Programa de Tabla de Grises.



Figura 6.10. Comando de Usuario de Tabla de Grises.

La idea del programa es realizar varias capturas de tramas de la señal de ecografía. Hacemos uso de un mapa de bits para imágenes de 8 bits (escala de grises), y preparamos espacio para una nueva imagen:

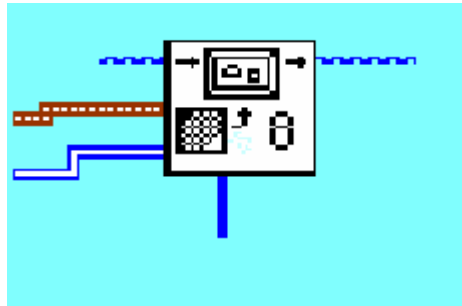


Figura 6.11. Código de Programa de mapa de bits.

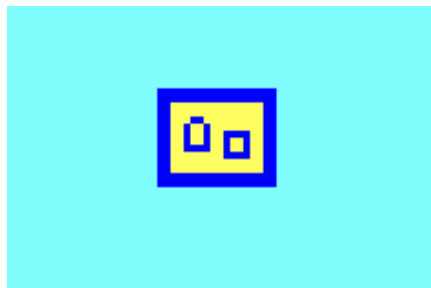


Figura 6.12. Código de Programa de Espacio para Imagen.

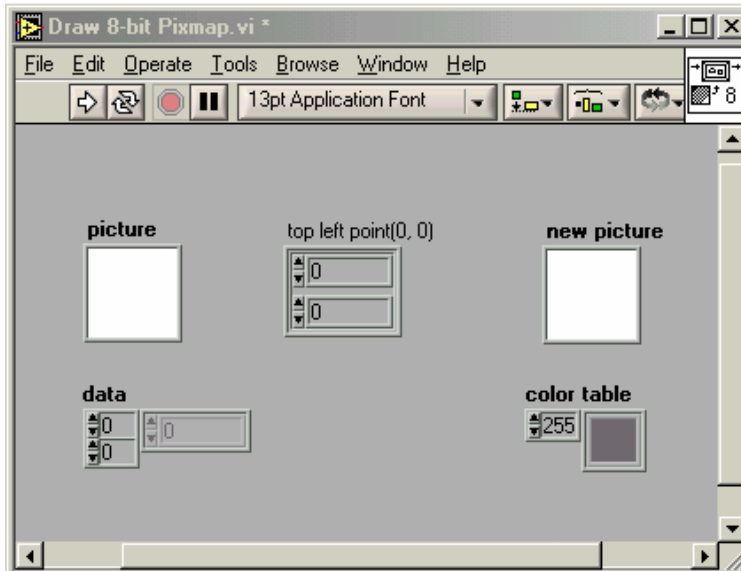


Figura 6.13. Comando de Usuario de mapa de bits.

El cuadro de imagen debe de tener un punto de referencia inicial al extremo superior izquierdo:



Figura 6.14. Código de Programa de punto superior izquierdo.

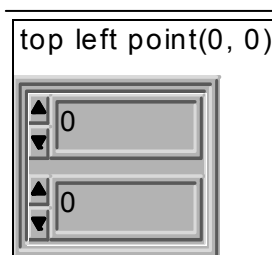


Figura 6.15. Comando de usuario de punto superior izquierdo.

Para mostrar la imagen requerimos mínimo de un recuadro de 510 x 510 píxeles:

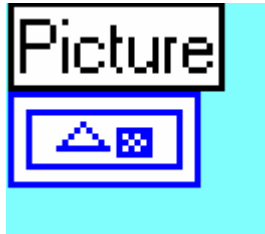


Figura 6.16. Código de Programa de mostrar imagen.

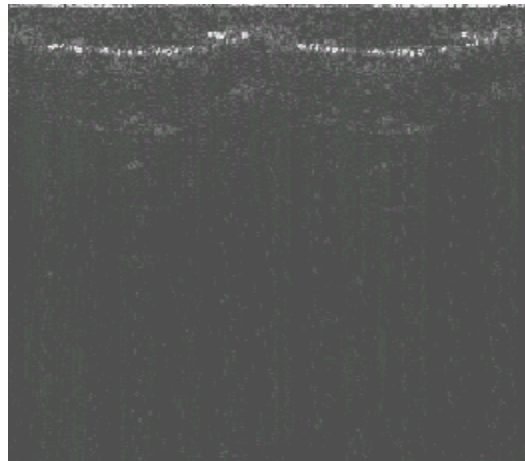


Figura 6.17. Ventana de imagen del usuario.

Acoplamos la Interfaz **IMAG**, a la estructura MatLab para la adquisición de la imagen.

Finalmente, requerimos de un indicador de error en la salida:

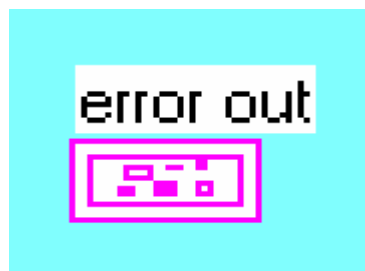


Figura 6.18. Código de Programa de error de salida.

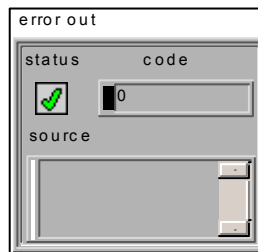


Figura 6.19. Comando de usuario de error de salida.

Una vez terminada la captura, los datos obtenidos son almacenados en un vector y posteriormente grabados en un archivo de texto (en memoria), con el fin de que un algoritmo Visual C++ o en mismo MatLab **{15}**, pudiese procesar la imagen ecográfica codificada en dicho archivo.

La ventana de usuario, de la interfaz de captura de datos de la señal ecográfica se presenta en la Figura 6.20 y la ventana del programa de algoritmo se muestra en la Figura 6.21, líneas adelante. En la primera, se puede apreciar, los comandos Tabla de Grises, el número de muestras a adquirir, numero de barridos para adquirir, la ventana para el grafico de la señal.

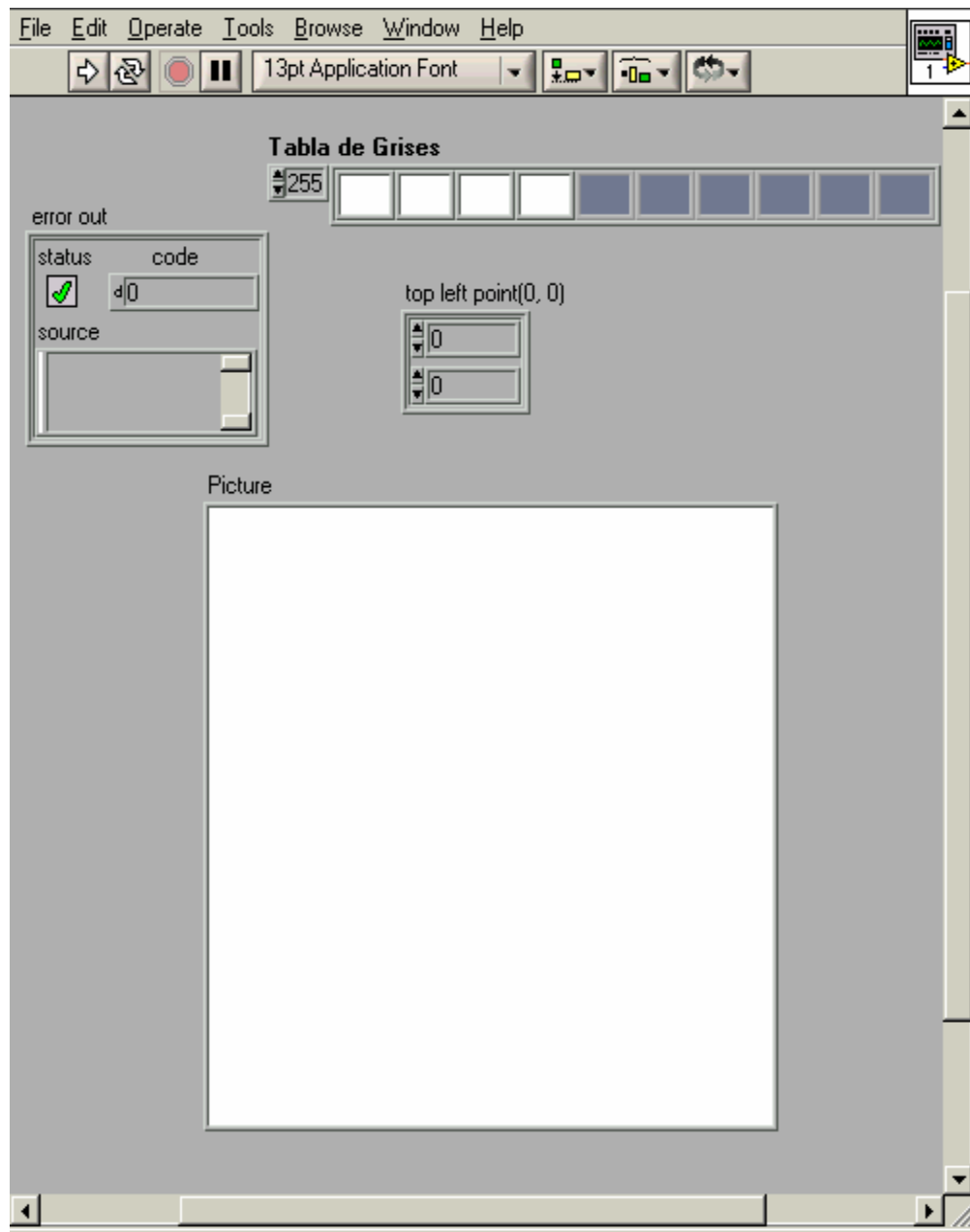


Figura 6.20. Ventana de usuario en LabView de la captura de datos

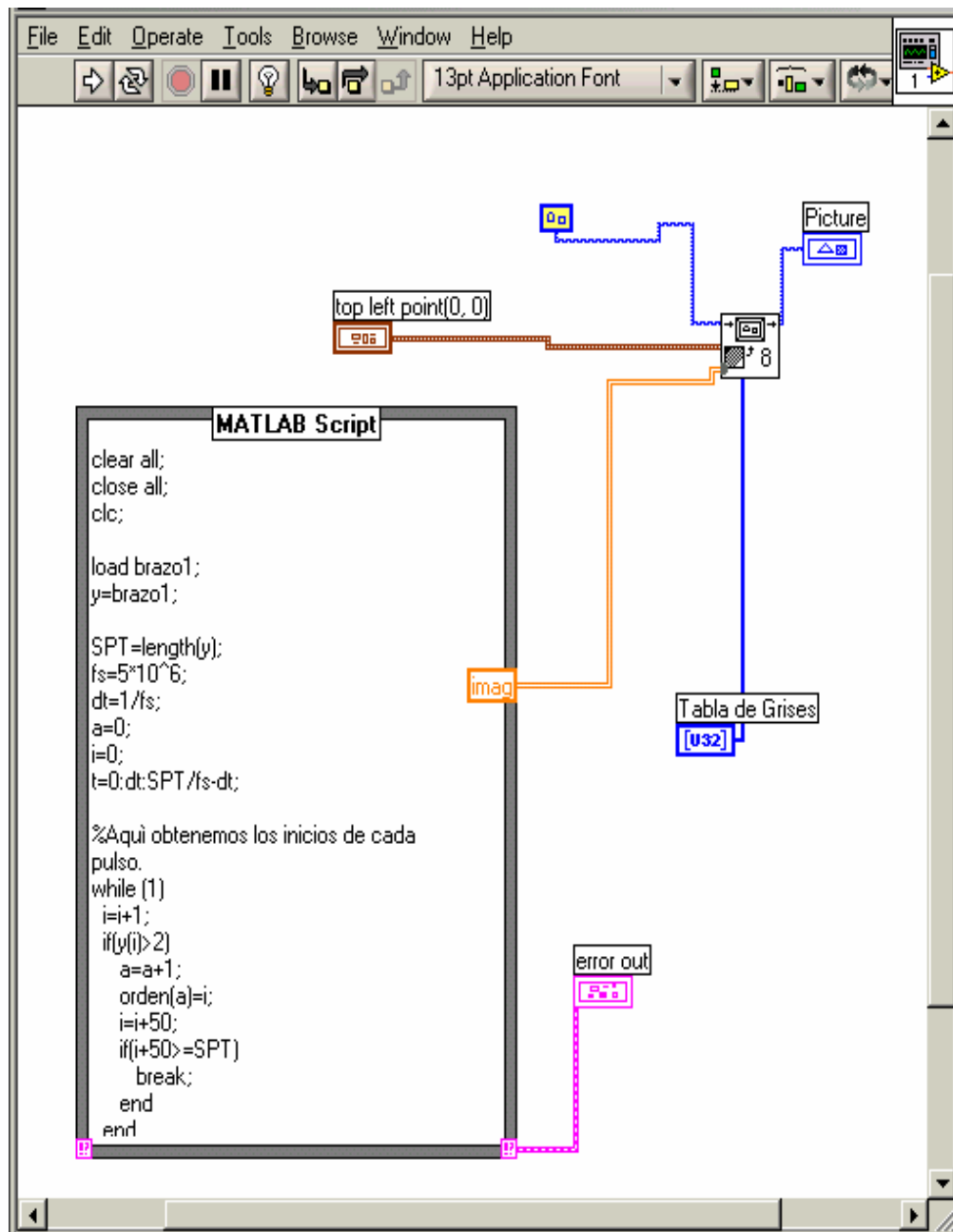


Figura 6.21. Ventana del Código del Programa en LabView de la captura de datos.

6.4.2.1. Estructura MatLab del programa de adquisición.-

NOTA: Puede aplicarse cualquier otro programa similar en estructura MatLab o en estructura Visual C++.

```
clear all;
close all;
clc;
load brazo1;
y = brazo1;

%SPT: variable que toma 500,000 muestras.
SPT = length(y); % longitud del vector.
fs = 5*10^6; % 5Mhz, frecuencia de muestreo.

%Generación de un vector en el tiempo.
dt = 1/fs;
a = 0;
i = 0;
t = 0:dt:SPT/fs-dt; %0.05 seg (duración de las muestras)
%Aquí obtenemos los inicios de cada pulso.
while (1)
    i=i+1;
    if(y(i)>2)
        a = a+1;
        orden(a)=i; %vector definido para extraer las posiciones de los picos.
        l = i + 50; %Ancho del pulso, menor a 50 puntos
        if(i+50>=SPT)
            break;
        end
    end
    if(i>=SPT)
        break;
    end
end
%Aquí buscamos el valor de amplitud de los pulsos intermedios
tam = length (orden);
h = waitbar (0,'Espere un rato');
for a = 1:tam
    col = a;
    j = orden(a); %Posicion donde se encuentra cada pico.
    Fil = 1; %Primera fila.
    waitbar(a/tam,h);
    if(j+1000 >= SPT)           %Se busca que no haya desbordamiento, al llegar
                                %a las 500,000 muestras.

        break;
    end
    while(1)                   %Bucle para extraer las amplitudes.
        if(y(j) > 1)
            j = j + 1;
```

```

elseif (y(j)<1)
break;
end
end
p=0;
for l = j:j+1000
p = p+1;
vector(p) = y(i);
end
media = mean(vector);
for l = 1:p %Para generar la imagen.
imag(fil,col)=round((abs(vector(i)-media)*255)); %Matriz
fil = fil+1; %Punto de inicio de reflexión para redondear a entero.
end
end
close(h);

```

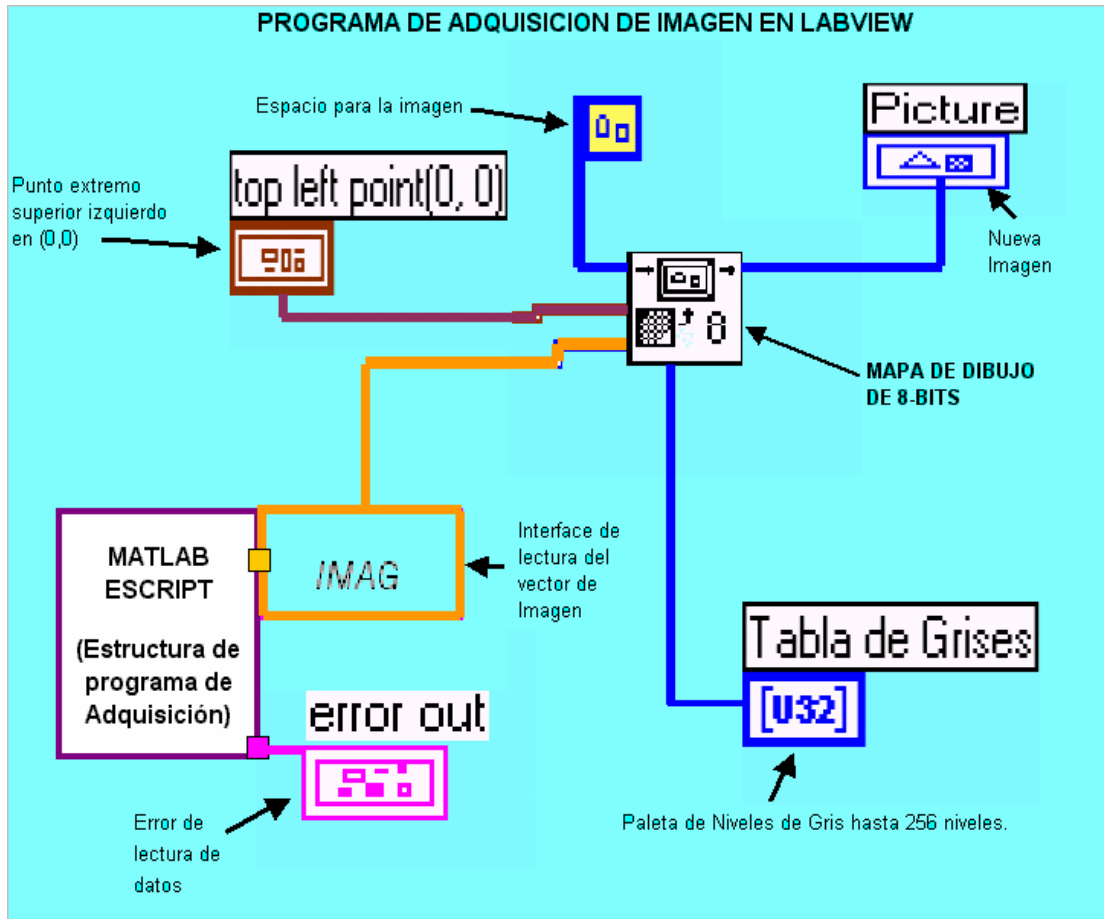


Figura 6.22. Descripción de la estructura en LabView del programa de adquisición.

6.5. Resultados de la Etapa.-

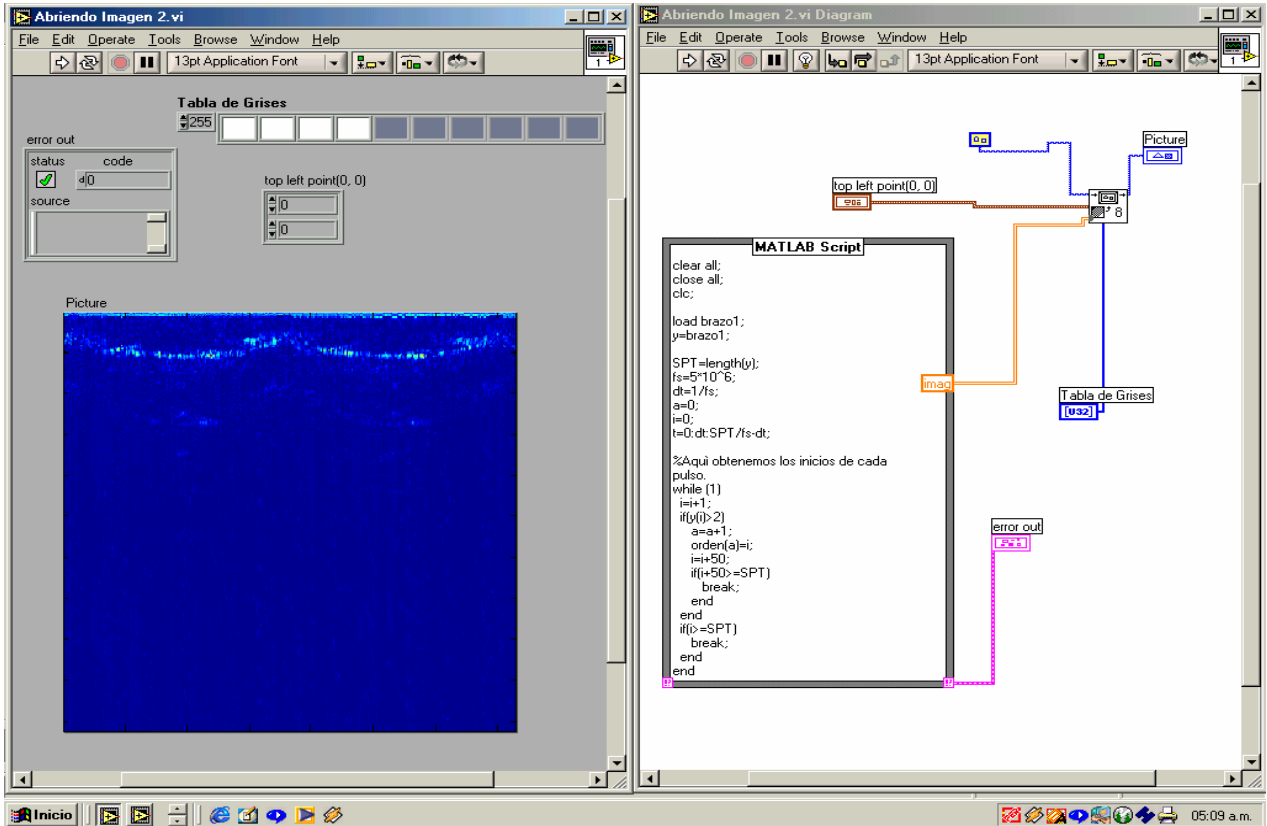


Figura 6.23. Ventana de Captura de Imagen 1, en LabView

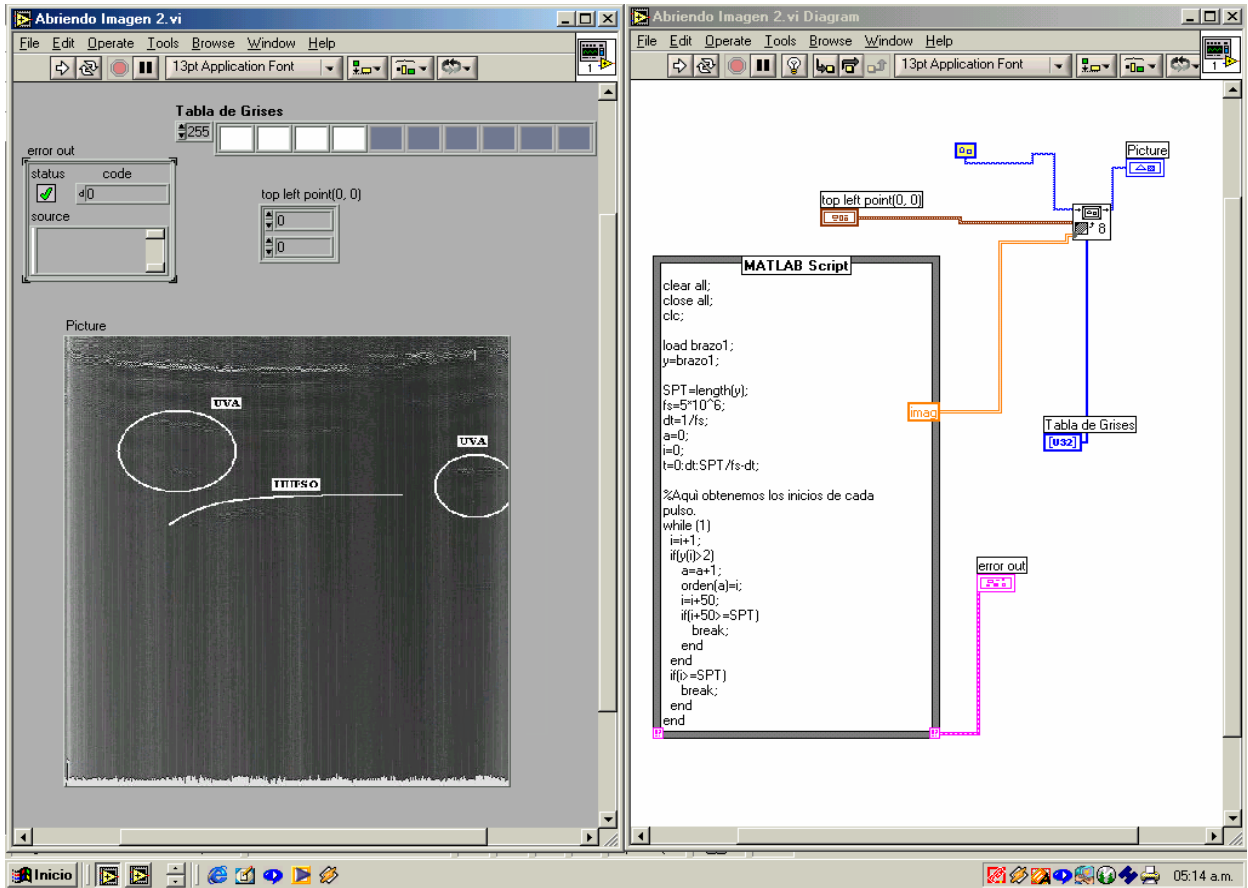


Figura 6.24. Ventana de Captura de Imagen 2, en LabView.

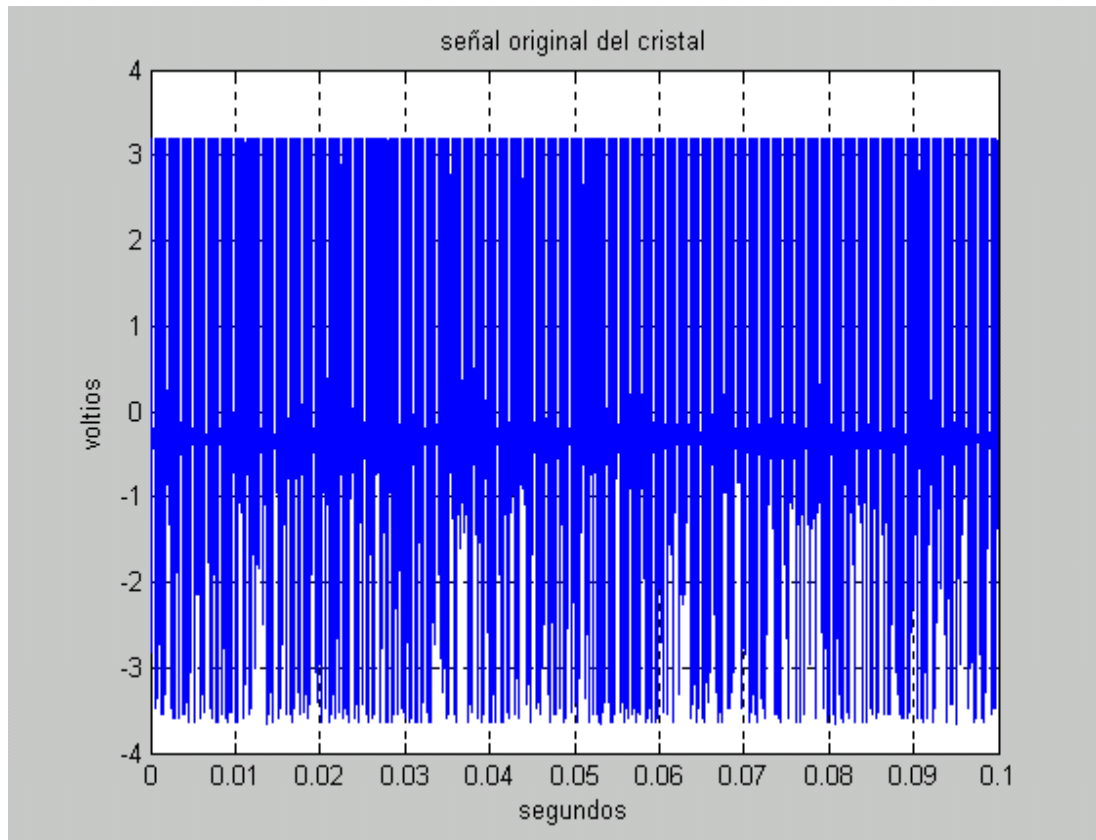


Figura 6.25. Señal de los ECOS recepcionada por el transductor que forma un cuadro de imagen.

COMENTARIO.-

En esta figura se puede apreciar una trama de ecos, recepcionados por el transductor. Esta trama tiene un tiempo de 0.1 seg. Sabemos que una trama de 110 msec, conforman una imagen de ecografía. Los máximos niveles de voltaje bordean los 6.5 Vpp.

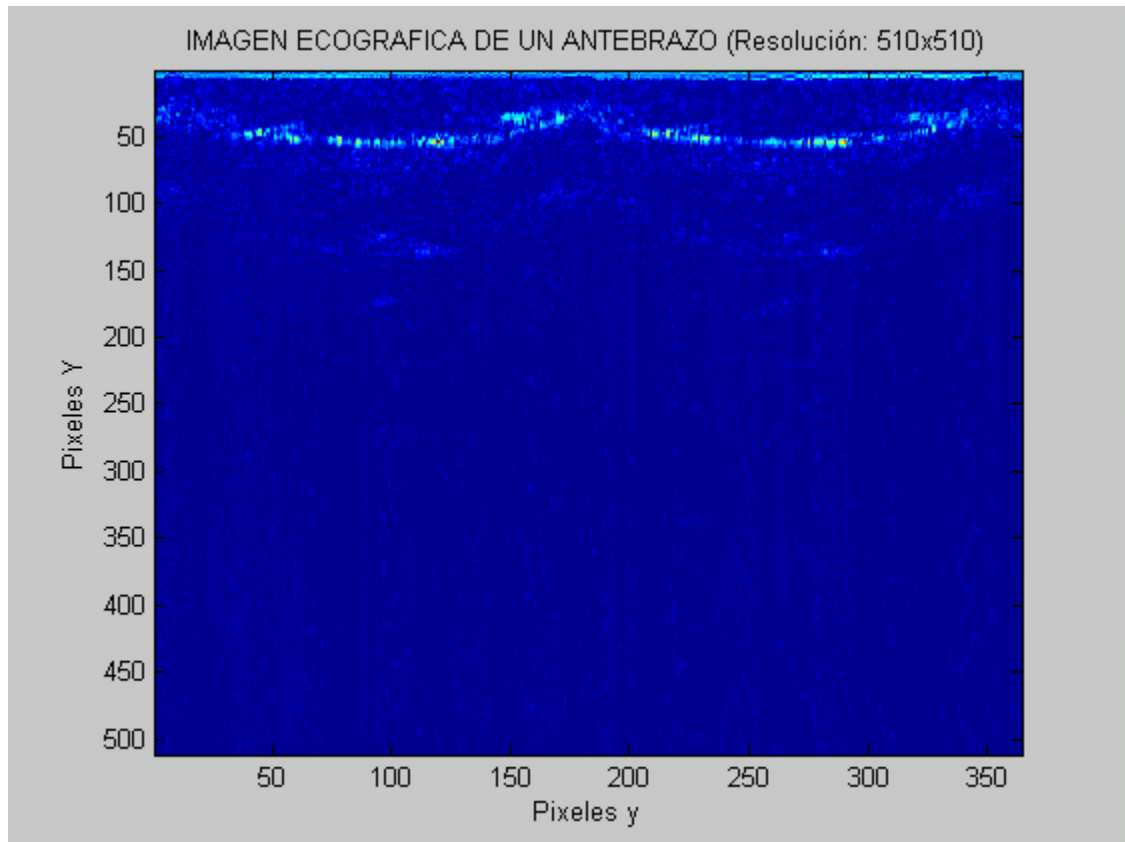


Figura 6.26. Un cuadro real de imagen ecográfica de un antebrazo capturada por nuestro sistema.

COMENTARIO.-

En esta figura se puede apreciar una imagen de ecografía de un antebrazo, capturada con una frecuencia de muestreo de 5.0 Mhz a una profundidad de 510 píxeles y un ancho de 370 píxeles, se advierte una buena resolución y calidad de la imagen.

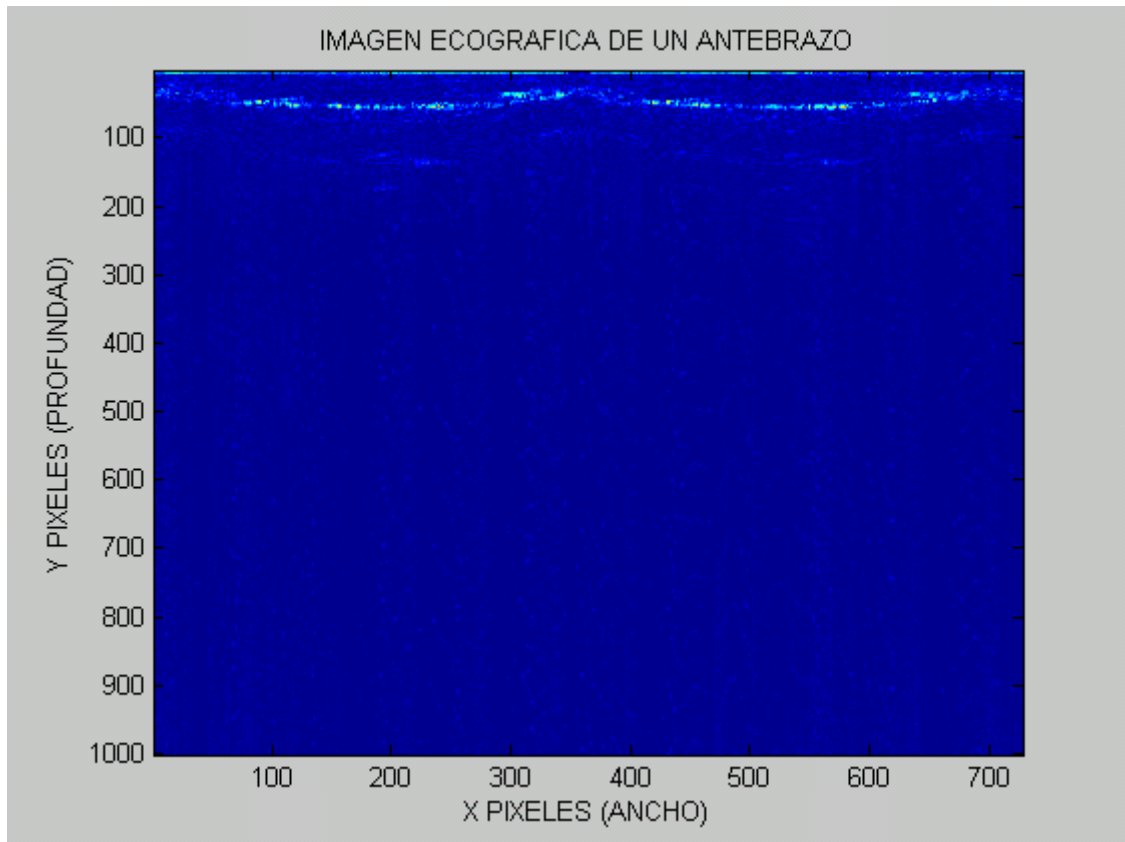


Figura 6.27. Un cuadro real de imagen ecográfica de un antebrazo capturada por nuestro sistema.

COMENTARIO.-

En esta figura se puede apreciar una imagen de ecografía de un antebrazo, capturada con una frecuencia de muestreo de 5.0 Mhz a una profundidad de 1000 píxeles y con un ancho de 700 píxeles, se advierte igual resolución pero menor calidad de la imagen.

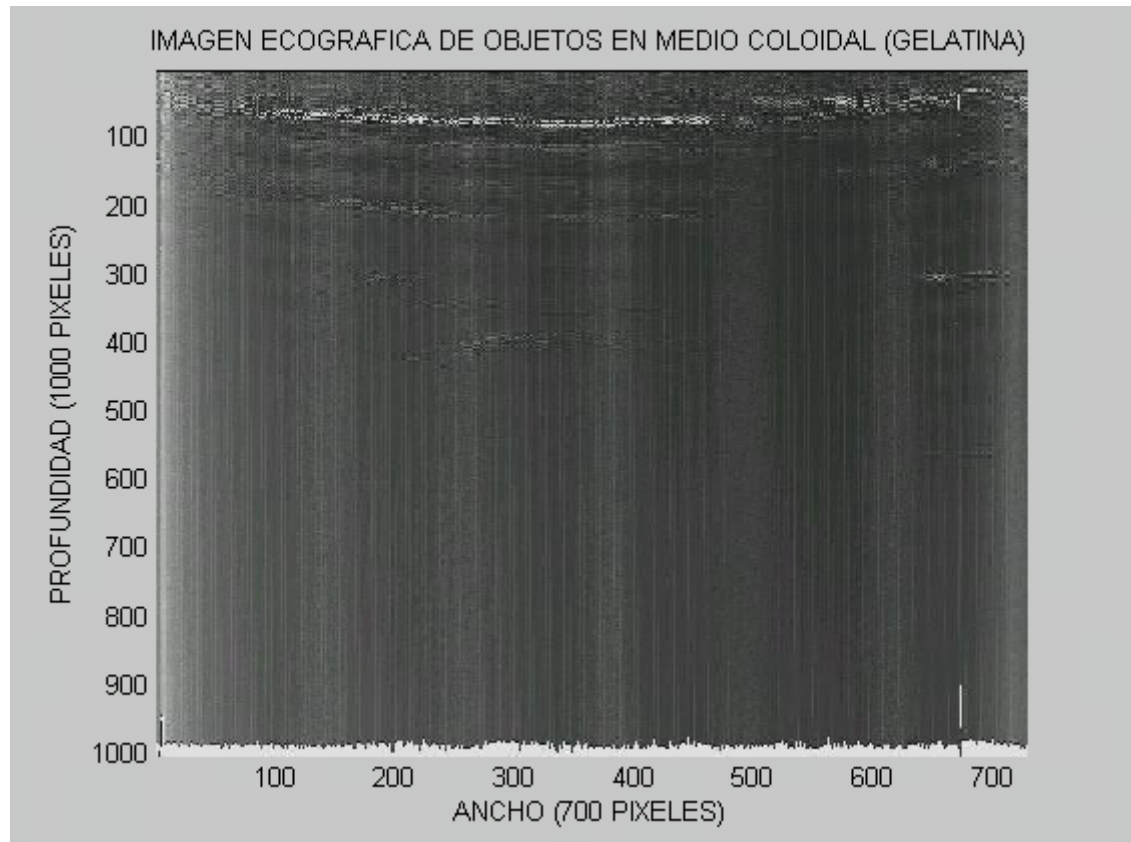


Figura 6.28. Imagen ecográfica real de un medio coloidal capturada por nuestro sistema.

COMENTARIO.-

Imagen capturada con una frecuencia de muestreo de 2.0 Mhz a una profundidad de 1000 píxeles y un ancho de 700 píxeles. Se advierte menor resolución y calidad.

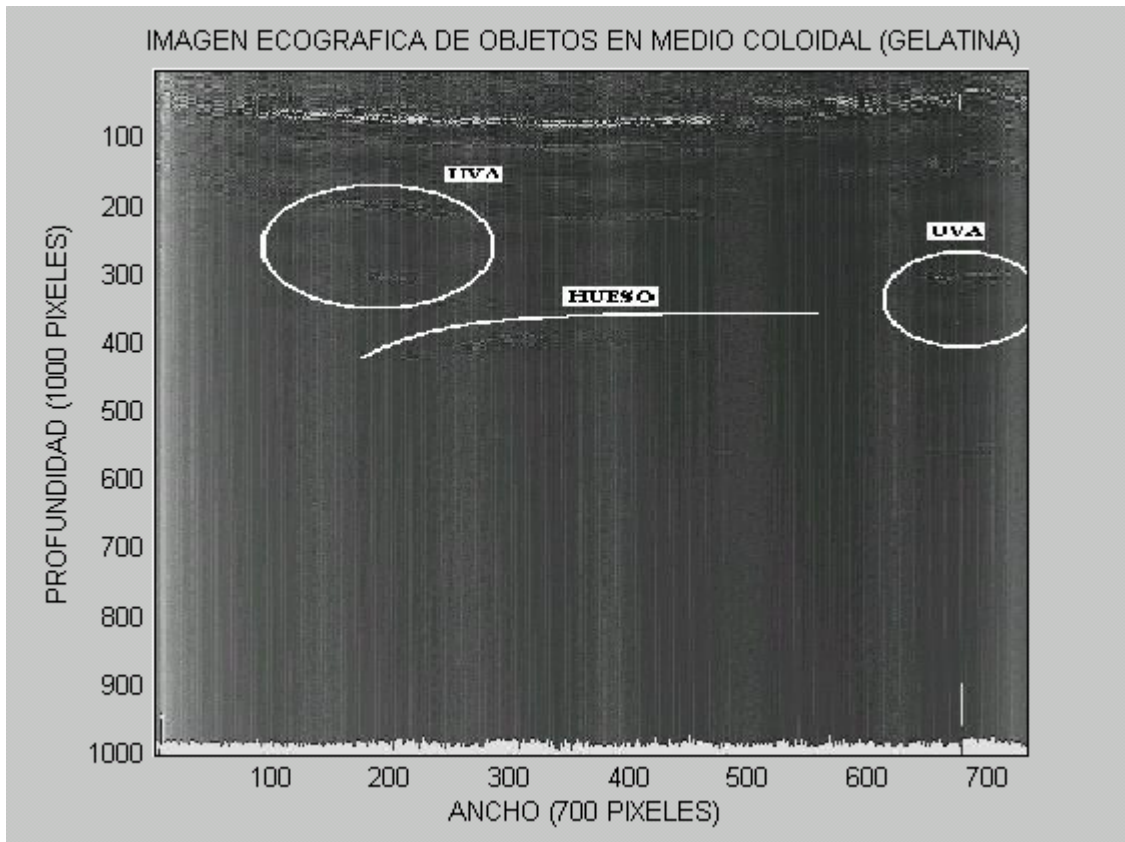


Figura 6.29. Otra imagen ecográfica en un medio coloidal con objetos.

COMENTARIO.-

Esta imagen fue capturada con una frecuencia de muestreo de 2.0 Mhz a una profundidad de 1000 píxeles y un ancho de 700 píxeles. Representa a objetos como clavo, granos de uvas y huesos de pollo dentro de un medio coloidal (gelatina). Se advierte menor resolución y calidad.

CAPITULO 7

DISEÑO DEL ALGORITMO DEL SOFTWARE PARA LA ETAPA DE PROCESAMIENTO DE IMAGENES

7.1. Introducción.-

El procesamiento de una imagen busca resaltar sus características mas saltantes con el objetivo de obtener una presentación que facilite su uso, en nuestro caso, en el diagnóstico médico. En esta tesis, se ha desarrollado un programa de procesamiento de imágenes (en Visual C++), y cuenta con los métodos de procesamiento cuyas técnicas pueden ser: escala de grises, detector de bordes, contraste, filtros de frecuencia y filtros espaciales.

En esta tesis, solo se trabaja en un computador {7} para validar los algoritmos de la técnicas indicadas, que en un futuro deberán correr en un programa basado en DSP.

El programa de procesamiento de imágenes, desarrollado en esta tesis toma el nombre de: IECOGRAFO. CPP (ver programa completo en el **Anexo E**, donde se describen paso a paso las funciones de los algoritmos dentro de las rutinas).

Para demostrar la efectividad del programa, se han procesado las imágenes ecográficas obtenidas por nuestro sistema en estudio, y las de ecógrafos comerciales, obteniéndose resultados favorables.

7.2. Teoría de Procesamiento de Imágenes.-

Los métodos del procesamiento de imágenes presentados en esta tesis son dos: método del dominio espacial (manipulación de píxeles) y método del dominio de la frecuencia (modificación de la transformada de Fourier de una Imagen); cada una de las cuales, como se indicó, cuentan con varias técnicas. En esta tesis, se ha trabajado como sigue: en el caso del dominio espacial se han aplicado las siguientes técnicas: Pasar a escala de gris, Detector de bordes, Contraste, Filtro de Suavizado, Filtro de Resaltado, Filtro de la Mediana y Filtro color; en el caso del dominio de la Frecuencia se han aplicado las

técnicas: Filtro ideal pasa bajo, Filtro ideal pasa alto, Filtro Butterworth pasa bajo, Filtro Butterworth pasa alto. A su vez, estas técnicas están basadas en algoritmos que nos sirven básicamente para el desarrollo del programa, dado que representan la lógica-matemática del proceso {18}.

7.2.1. Procesamiento por el método del dominio espacial.-

Cuando hablamos de dominio espacial nos referimos al conjunto de píxeles que componen una imagen, y a los procedimientos que se operan directamente sobre los píxeles. Las funciones de procesamiento de la imagen en el dominio espacial pueden expresarse como:

$$g(x,y) = T[f(x,y)] \quad (7.1)$$

Donde:

$f(x,y)$ es la imagen de entrada,

$g(x,y)$ es la imagen procesada y

T es un operador que actúa sobre $f(x,y)$, definido en algún entorno de (x,y) .

Además T puede operar sobre un conjunto de imágenes de entrada, como por ejemplo llevar a cabo la suma píxel a píxel de M imágenes para reducir el ruido.

Para definir un entorno alrededor de (x,y) se emplea un área de sub imagen cuadrada o rectangular centrada en (x,y) . El centro de la sub imagen se mueve píxel a píxel comenzando, por ejemplo, en la esquina superior izquierda y aplicando el operador en cada posición (x,y) para obtener $g(x,y)$ (imagen procesada).

La forma mas simple de T corresponde a un entorno 1×1 . En este caso $g(x,y)$ depende solo del valor de $f(x,y)$ en el punto (x,y) , y T se convierte en una función de transformación del nivel de gris (también denominada correspondencia) de la forma:

$$s = T(r) \quad (7.2)$$

Donde:

r y s son variables que indican el nivel de gris de $f(x,y)$ y $g(x,y)$ en cada punto (x,y) .

Sin embargo, la idea general consiste en determinar $g(x,y)$ en un punto (x,y) a partir de los valores de $f(x,y)$ en un entorno predefinido de (x,y) .

Este tipo de formulación se basa en el empleo de las denominadas máscaras (también llamadas plantillas, ventanas o filtros).

Básicamente, una máscara es una pequeña distribución bidimensional (por ej., de 3x3), como se muestra en la Figura 7.1, en la que los valores de los coeficientes (píxeles de cada cuadrícula de la máscara, los valores pueden ser 0 o 1) determinan la naturaleza del proceso, como la acentuación de los bordes. Este tipo de aproximación se conoce generalmente como procesamiento por máscaras o filtrado.

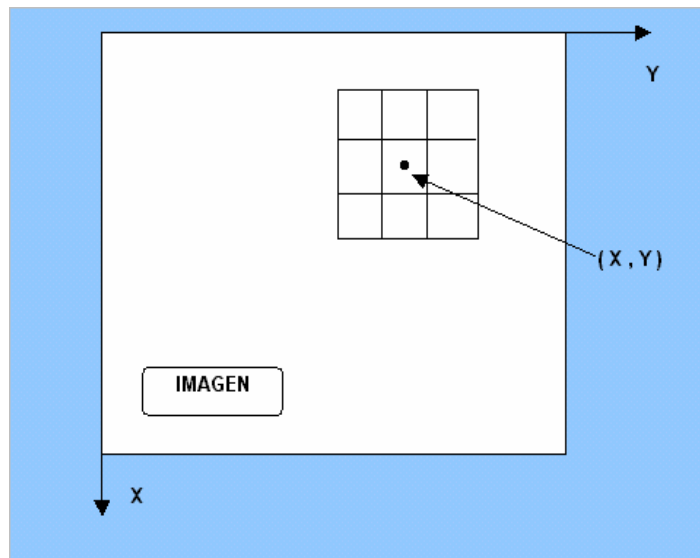


Figura 7.1. Entorno 3x3 de un punto (X, Y) de una imagen.

7.2.2. Procesamiento por el método del dominio de la frecuencia.-

Este método se basa en la aplicación del Teorema de Convolución. Sea $g(x,y)$ una imagen formada por la convolución de una imagen $f(x,y)$ y un operador lineal invariante de posición $h(x,y)$,

es decir:

$$g(x,y) = h(x,y) * f(x,y) \quad (7.3)$$

Entonces, por el teorema de convolución, se cumple la siguiente relación en el dominio de las frecuencias:

$$G(u, v) = H(u, v) F(u, v) \quad (7.4)$$

Donde G, H y F son respectivamente las transformadas de Fourier de $g(x,y)$, $h(x,y)$ y $f(x,y)$.

En la terminología de la teoría de sistemas lineales, la transformación $H(u,v)$ se denomina la función de transferencia del proceso.

Existen numerosos problemas de mejora de la imagen que pueden ser formulados en la forma de la ecuación (7.4). En una aplicación típica de la mejora de la imagen, $f(x, y)$ es conocida y el objetivo, después de calcular $F(u, v)$, es seleccionar $H(u, v)$ de forma que la imagen deseada:

$$g(x, y) = F^{-1}[H(u, v) F(u, v)] \quad (7.5)$$

resalte alguna característica de $f(x,y)$. Por ejemplo se pueden acentuar los bordes de $f(x,y)$ empleando una función $H(u,v)$ que ponga énfasis en las componentes de alta frecuencia de $F(u,v)$.

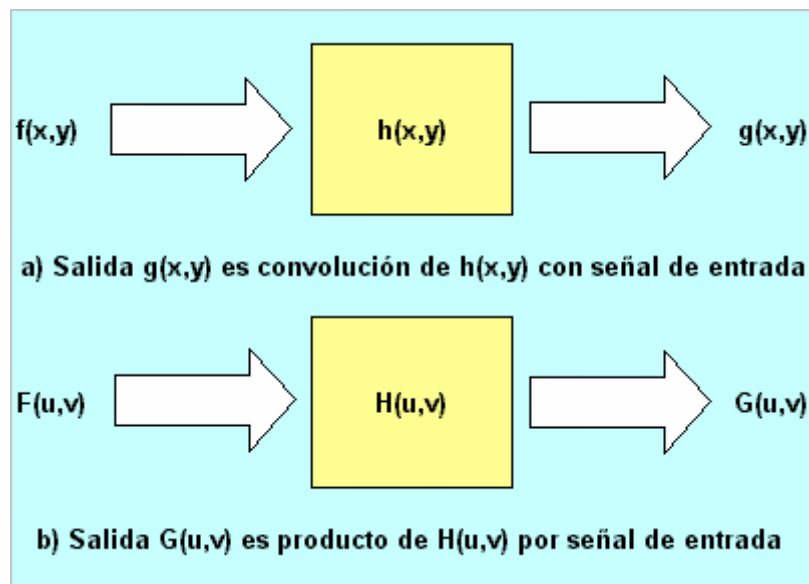


Figura 7.2. Funcionamiento de un sistema lineal.

7.3. Etapa de Procesamiento de Imágenes de nuestro estudio.-

En esta etapa la imagen ecográfica es mostrada en pantalla (de la computadora), previo procesamiento, ya sea por el método espacial o por el método de la frecuencia. Sin

procesamiento, una imagen ecográfica se presenta en pantalla con algunas características un poco visibles.

Precisamente, para procesar dichas imágenes, se desarrolló un programa basado en estos métodos, con una lista de menús para el procesamiento.

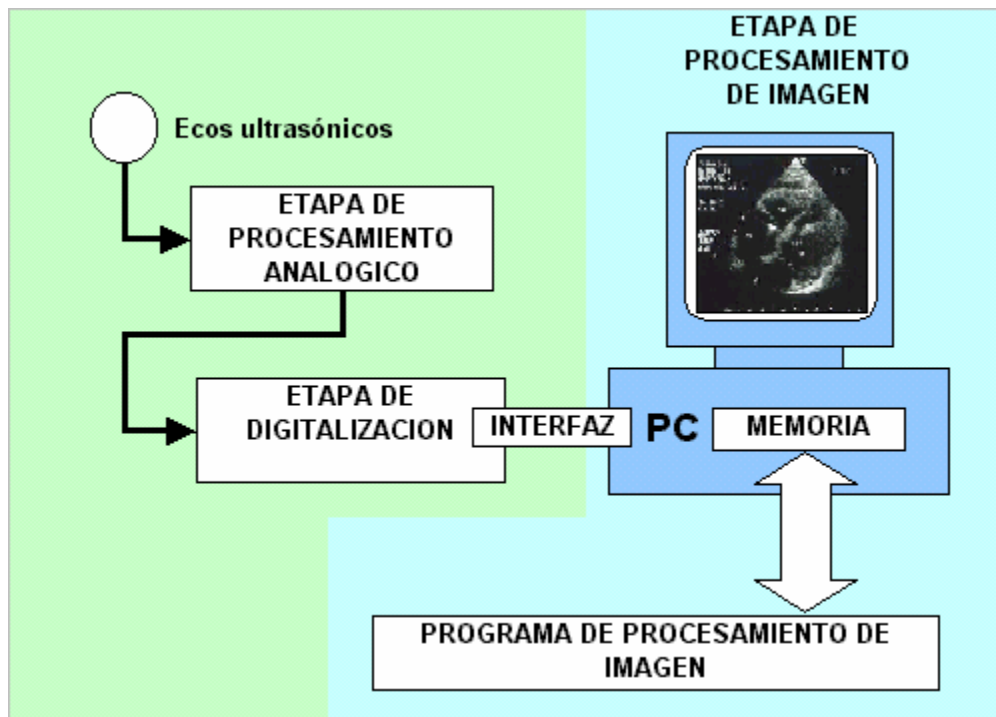


Figura 7.3. Diagrama de bloques de la Etapa de Procesamiento de la Imagen dentro del Sistema.

7.4. Algoritmo del software de Procesamiento de Imagen.-

7.4.1. Definición de la imagen como función.-

El término imagen se refiere a una función bidimensional de la luz y la intensidad, a la que indicamos por $f(x,y)$, donde el valor o amplitud de f en las coordenadas espaciales (x,y) da la intensidad (iluminación) de la imagen en este punto. Puesto que la luz es una forma de energía, $f(x,y)$ debe ser estrictamente mayor que cero y finita, es decir:

$$0 < f(x,y) < \infty \quad (7.6)$$

Así, a la intensidad de una imagen monocromática f en las coordenadas (x,y) se le denomina nivel de gris (I) de la imagen; se considera $I = 0$ como negro y $I = L$ (un nivel máximo) se considera como blanco. Todos los valores intermedios son tonos de gris.

7.4.2. Para el muestreo y la cuantificación.-

Para ser utilizable para el procesamiento por medio de computadora, una función de imagen $f(x,y)$ debe ser digitalizada tanto espacialmente como en su amplitud. La digitalización de las coordenadas espaciales (x,y) se denomina muestreo de la imagen y la digitalización de la amplitud se conoce bajo el nombre de cuantificación del nivel de gris {28}.

Se supone que una imagen continua $f(x,y)$ se describe de forma aproximada por una serie de muestras igualmente espaciadas organizadas en forma de matriz $N \times M$, como se muestra en la siguiente fórmula, donde cada elemento de la matriz es una cantidad discreta:

$$f(x,y) = \begin{pmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,M-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,M-1) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ f(N-1,0) & f(N-1,1) & \dots & f(N-1,M-1) \end{pmatrix}$$

(7.8)

El término de la derecha de la ecuación (7.8) lo que se denomina imagen digital. Cada elemento de la matriz se denomina elemento de la imagen o píxel.

Este proceso de digitalización necesita decisiones sobre los valores para N y M y el número de niveles de gris permitidos para cada píxel. Estas cantidades son potencias enteras de 2; es decir:

$$N = 2^n, \quad M = 2^k \quad \text{y} \quad G = 2^m \quad (7.9)$$

donde G indica el número de niveles de gris. Nosotros supondremos que los niveles discretos están igualmente espaciados entre 0 y L en la escala de grises. De las ecuaciones anteriores, deducimos el número b de bits necesarios para almacenar una imagen digitalizada:

$$b = N \times M \times m \quad (7.10)$$

Si: $M = N \Rightarrow b = N^2 m$ (7.11)

7.4.3. Algoritmos del método espacial.-

7.4.3.1. Filtros lineales.-

Consideramos que el valor asignado a un determinado píxel sea una función de su propio nivel de gris y de los niveles de gris de los de su contorno. Así por ejemplo, si deseamos remplazar el valor de Z5 de la figura por el promedio de los píxeles de la región 3x3 centrada en este píxel. Hacerlo conlleva a una operación a resolver una operación de la forma:

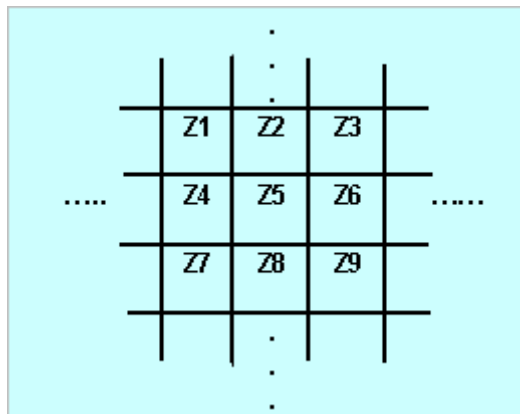


Figura 7.4. Sub-área de una imagen donde se muestran los valores de los píxeles.

w1	w2	w3
w4	w5	w6
w7	w8	w9

Figura 7.5. Una máscara de 3x3 con coeficientes genéricos.

$$Z = \frac{1}{9}(Z_1 + Z_2 + \dots + Z_9) \quad (7.12)$$

Considerando una máscara de un arreglo de 3x3 con coeficientes:

$$W_i = (W_1, W_2, \dots, W_9) \quad (7.13)$$

Luego, centrando la mascara en Z_5 (como se dijo) y multiplicando cada píxel bajo la mascara por el coeficiente correspondiente, es decir:

$$R = W_1Z_1 + W_2Z_2 + \dots + W_nZ_n \quad (7.14)$$

Si hacemos $W_i = 1/9$, $i = 1, 2, \dots, 9$, esta operación da el mismo resultado.

7.4.3.2. Filtros no lineales.-

Operan también en entornos. Por ejemplo para el filtro espacial pasa bajo (suavizante) de un arreglo de 3×3 , debe tener todos sus coeficientes positivos; si reemplazamos en R (filtro píxel), se puede producir el desborde, entonces una solución simple es la de dividir la suma entre 9. En caso del filtro de la mediana, el nivel de gris de cada píxel se reemplaza por la mediana de los niveles de gris en un entorno de este píxel.

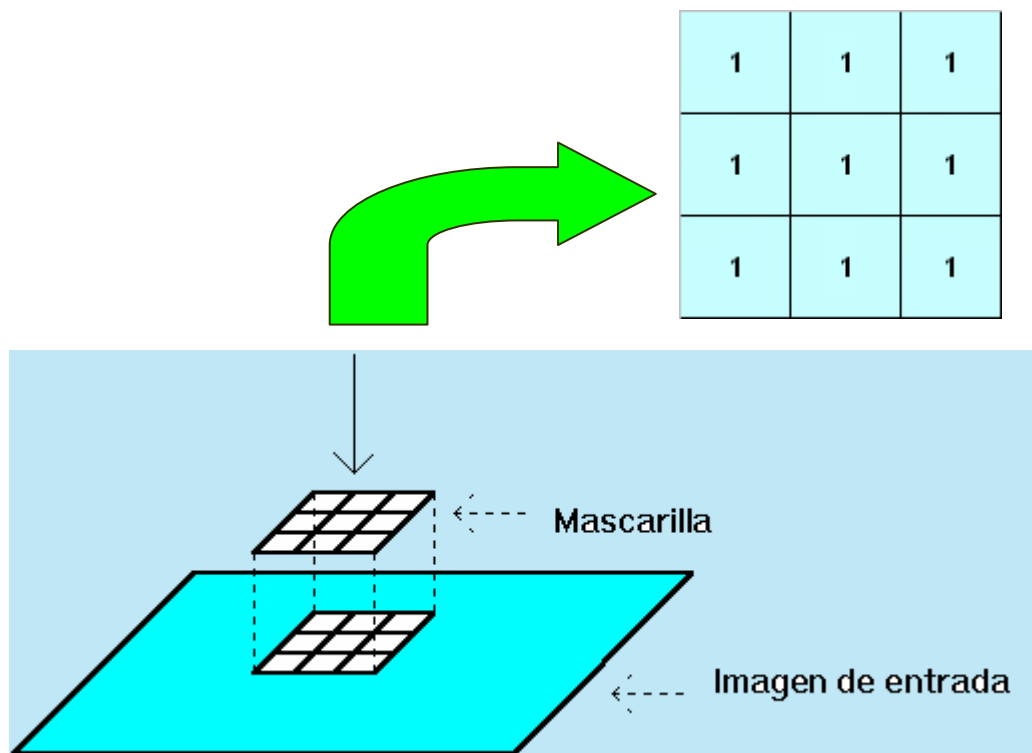


Figura 7.6. Representación de una mascara de 3×3 .

7.4.4. Algoritmos del Método de la Frecuencia.-

En este método consta de tres etapas, que son las siguientes:

1. Ejecución de la FFT2 de la imagen $f(x,y)$ (Doble Transformada Rápida de Fourier). Dando como resultado $F(u,v)$.
2. Multiplicación por la Transformada de la Función de Transferencia del Filtro de la imagen ($h(x,y)$), sea Ideal o Butterworth. Resultando en la función $H(u,v)$.
3. Ejecución de la IFFT2, representado por $G(u,v)$ (Inversa de la Doble Transformada Rápida de Fourier).

Donde:

$f(x,y)$, es la función que representa la imagen sin procesar en el tiempo.

$F(u,v)$, es la Doble Transformada Rápida de Fourier de $f(x,y)$.

$H(u,v)$, representa la función de transferencia de un filtro $h(x,y)$ (ideal o Butterworth) que multiplica a $F(u,v)$. Filtra las frecuencias altas o bajas.

$G(u,v)$ es el resultado de ejecutar la Inversa de la Doble Transformada Rápida de Fourier del producto $F(u,v)$ por $H(u,v)$. Esto se resume en la aplicación del Teorema de Convolución, como se explico en líneas anteriores.

Con este paso, finalmente obtenemos la imagen procesada.

7.4.4.1. Algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier de una imagen.-

Podemos ver sin gran dificultad que para el caso de imágenes bidimensionales el número de operaciones que es necesario llevar a cabo para calcular tanto la Transformada de Fourier como su inversa es proporcional a:

$$f(x, y) = \sum_{y=0}^{N-1} f(x, v) \exp[i2\pi yv/N] \quad (7.15)$$

Es decir, para cada uno de los N valores de u , necesitamos llevar a cabo las N multiplicaciones de los:

$$F(u, v) = F(u+ N, v) = F(u, v+N) = F(u+N, v+N) \quad (7.16)$$

por su correspondiente exponencial y sumar todos los resultados. Los términos de las exponenciales $F(f)$ ya que tan solo dependen de los índices x y u son los mismos en todos los casos, por tanto podemos almacenarlos previamente en una tabla y tan solo tendremos que leerlos en cada caso.

Un estudio adecuado de la forma de calcular las expresiones discretas de la Transformada de Fourier puede mostrar que podemos calcular estas expresiones en un tiempo que es proporcional a $f(z)g(x-z)$.

Esta descomposición del cálculo es lo que se denomina algoritmo FFT (Transformada Rápida de Fourier). Es evidente que el ahorro en tiempo que supone pasar del orden $g(x)$ al orden

$$f(x) \circ g(x) = \sum_{m=0}^{M-1} f(m)g(x+m) \quad (7.17)$$

es cada vez de mayor importancia conforme el valor de N crece. Así por ejemplo, para $N = 2$ tendremos un factor de aceleración de 2, pero para $N = 4096$ tendremos un factor de aceleración de 3404. Para dar una idea de la importancia de este algoritmo en el procesamiento de imágenes digitales bastará decir que una imagen de tamaño medio tiene 65536 píxeles, y una grande puede llegar a tener varios millones de píxeles.

7.4.4.2. Explicación del algoritmo FFT.-

El algoritmo FFT lo único que busca es resolver de la manera más eficiente posible la siguiente expresión:

$$X[n] = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} x[m] \cdot e^{-jk\Omega m} \quad (7.18)$$

donde como sabemos $w=2\pi/N$. La evaluación directa de esta sumatoria implica N^2 multiplicaciones. Haciendo una serie de reordenaciones, conseguiremos con la

FFT reducirlo a $N \cdot \log_2(N)$ operaciones.

Primero se deben separar las muestras pares y las impares:

$$X[n] = \frac{1}{N} \left(\sum_{n=0}^{N/2-1} x[2n] \cdot e^{-2jk\Omega n} + \sum_{n=0}^{N/2-1} x[2n+1] \cdot e^{-(2n+1)jk\Omega n} \right)$$

(7.19)

A continuación sacamos fuera de la sumatoria impar la exponencial $e^{-jk\Omega}$:

$$X[n] = \frac{1}{N} \left(\sum_{n=0}^{N/2-1} x[2n] \cdot e^{-2jk\Omega n} + e^{-jk\Omega} + \sum_{n=0}^{N/2-1} x[2n+1] \cdot e^{-2nj\Omega} \right)$$

(7.20)

Si paramos a observar esta expresión, podemos ver que si ponemos

$$Y = \text{FFT}(x[0], x[2], x[4], \dots, x[N-2]) \quad (7.21)$$

y

$$Z = \text{FFT}(x[1], x[3], x[5], \dots, x[N-1]) \quad (7.22)$$

Entonces:

$$\begin{aligned} x[k] &= \frac{1}{2} (Y[k] + e^{-jk\Omega} Z[k]) && \text{si } 0 \leq k < N/2 \\ x[k] &= \frac{1}{2} (Y[k - N/2] - e^{-jk\Omega} Z[k - N/2]) && \text{si } N/2 \leq k < N \end{aligned}$$

(7.23)

El problema ha sido reducido al cálculo de dos FFTs de tamaño N/2 y realizar N multiplicaciones complejas.- Es conveniente observar que el bit menos significativo de k determina siempre si k es par o impar. Repitiendo este proceso reiteradamente, conseguimos extraer la **transformada de x**. Esto se reduce al método de los doblados sucesivos {17}.

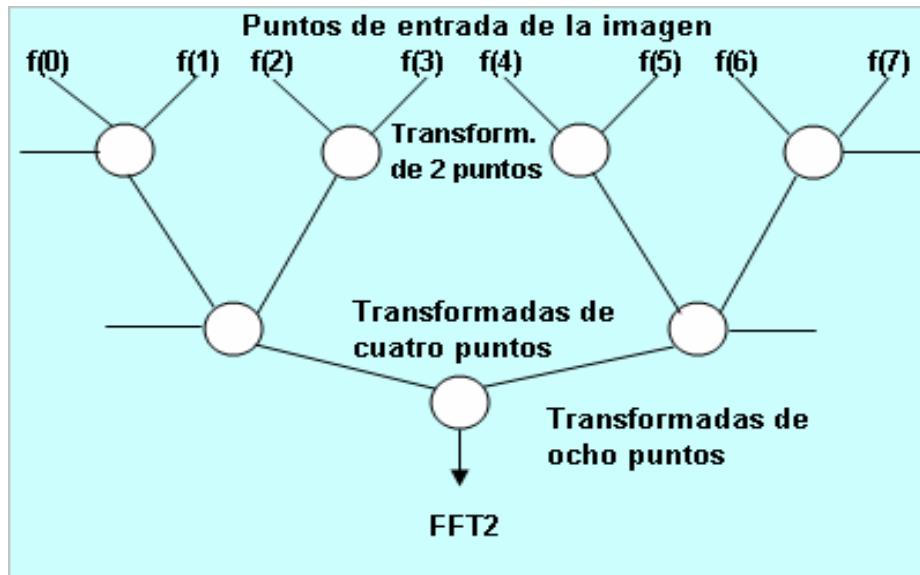


Figura 7.7. Matriz de entrada en el método de doblado sucesivo.

7.4.5. Filtro en el dominio de la Frecuencia.-

Como se dijo, en función del teorema de la convolución, los principios de mejora en el dominio de la frecuencia se basan en: calcular la transformada de Fourier de la imagen a mejorar, multiplicar el resultado por la función de transferencia de un filtro y, finalmente, tomar la transformada inversa de Fourier para llegar a la imagen mejorada.

7.4.5.1. Filtrado Pasa Bajo (Suavizado).-

Los bordes y otras transiciones bruscas (como el ruido) en los niveles de gris de una imagen contribuyen significativamente al contenido en altas frecuencias de su transformada de Fourier.

El difuminado (o suavizado) se consigue, en el dominio de la frecuencia, a base de atenuar un rango específico de componentes de alta frecuencia en la transformada de una imagen dada.

Los filtros que veremos serán del tipo que actuarán sobre las partes real e imaginaria de la imagen transformada de la misma forma. A este tipo de filtros se les denomina filtros de fase nula, pues no alteran la fase de la transformada.

7.4.5.1.1. Filtro pasa bajo Ideal.-

Un filtro de paso bajo bidimensional ideal es aquel cuya función de transferencia verifica la siguiente relación:

$$H(u, v) = \begin{cases} 1 & \text{si } D(u, v) \leq D_0 \\ 0 & \text{si } D(u, v) > D_0 \end{cases}$$

(7.24)

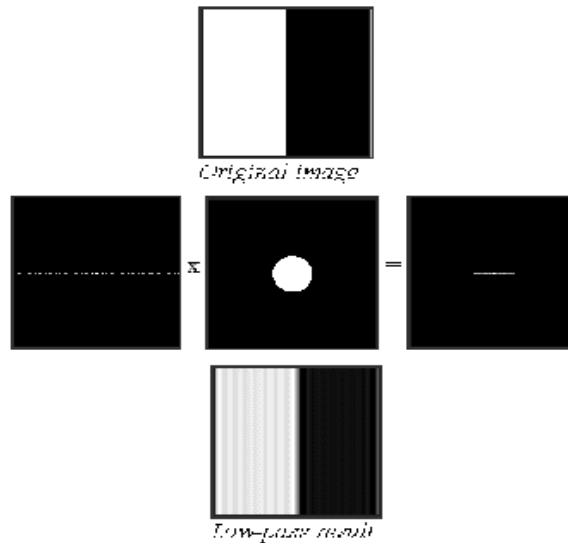


Figura 7.8. Representación gráfica del filtro ideal.

donde D_0 es una cantidad especificada no negativa (frecuencia de corte) y $D(u, v)$ es la distancia desde el punto (u, v) al origen de coordenadas del plano de frecuencias). Esta figura muestra un filtro ideal, en donde todas las frecuencias dentro de un círculo de radio D_0 pasan sin atenuación, mientras que todas las frecuencias fuera de este círculo quedan atenuadas completamente.

La sección transversal de un filtro de paso bajo viene caracterizada por el punto de transición entre $H(u, v) = 1$ y $H(u, v) = 0$, punto que se denomina frecuencia de corte.

El brusco corte de frecuencias de un filtro de paso bajo ideal no se puede realizar a base de componentes electrónicas, aunque ciertamente puede ser simulado en una computadora.

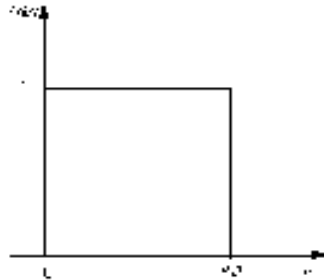


Figura.7.8. Señal de un filtro ideal.

7.4.5.1.2. Filtro pasa bajo NO Ideal (filtro de Butterworth).-

El filtro ideal se caracterizaba porque presentaba una gran discontinuidad que establecía un corte claro entre las frecuencias transmitidas y las filtradas. Evidentemente dicha situación es la ideal.

Un filtro que se corresponde más con la realidad es el no ideal y dentro de éstos el denominado de Butterworth. Dicho filtro se va a caracterizar por la desaparición de la discontinuidad brusca que separa las frecuencias permitidas y las no permitidas y que, se convertirá en una función en donde los cambios se producen sin brusquedad.

Los filtros de Butterworth de orden n y con una frecuencia de corte D_0 vienen dados por la siguiente función de transferencia:

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + \left[\frac{D(u, v)}{D_0} \right]^{2n}} \tag{7.25}$$

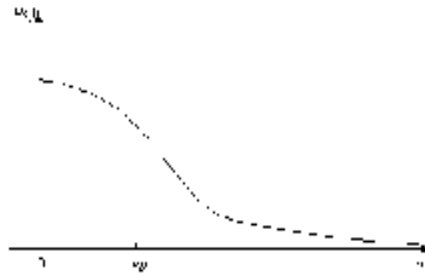


Figura.7.9. Señal del filtro Butterworth.

Cuanto mayor es n (orden del filtro) más se parece al ideal (el cambio es más brusco).

7.4.5.2. Filtros de paso alto (resaltado).-

7.4.5.2.1. Filtro Ideal.-

Un filtro ideal de paso alto es aquel cuya función de transferencia satisface la relación: $i = \sqrt{-1}$.

Este filtro es el opuesto al estudiado antes ya que su función es enfatizar aquellos rangos de frecuencias que el FPB anula. AL igual que el FPB este filtro no es físicamente realizable.

7.4.5.2.2. Filtro de Butterworth.-

La función de transferencia para el filtro de Butterworth de paso alto es:

$$|\nabla|f \approx |(x_7 + x_8 + x_9) - (x_1 + x_2 + x_3)| + |(x_3 + x_6 + x_9) - (x_1 + x_4 + x_7)| \quad (7.26)$$

Al contrario de lo que pasaba con la versión de paso bajo, ahora el filtro va amortiguando de forma paulatina las contribuciones de las bajas frecuencias. El comportamiento respecto de los valores de $F(u)$ es igual que en el caso de paso bajo, es decir cuando $F(u)$ la función alcanza la mitad de su máximo. También al igual que antes se considera de interés el valor de $f(x)$ que hace que:

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u) \exp[i2\pi ux] du \quad (7.27)$$

sea $f(x)$ de su valor máximo en cuyo caso la expresión sería $F(u)$.

7.4.6. Inversa de la Doble Transformada Rápida de Fourier de una imagen.-

El mapeo inverso $y = F_N c$ se denomina la transformada discreta inversa de Fourier (IDFT):

$$y_j = \sum_{k=0}^{N-1} c_k w_N^{jk}, \quad j = 0, 1, \dots, N-1 \quad (7.28)$$

Con lo cual se obtiene la imagen procesada, sea con el filtro FPB o FPA.

7.5. Programa de Procesamiento de Imagen IECOGRAFO.CPP.-

El lenguaje de programación Visual C++, es una poderosa herramienta que ha permitido poner en práctica los métodos de procesamiento de imágenes. Con este lenguaje, se ha elaborado el programa IECOGRAFO.CPP, con sus respectivas rutinas tanto de tratamiento de píxeles como de filtros de frecuencia (ideales, tipo Butterworth pasa alto y pasa bajo). Siendo muy versátil, Visual C++ puede manipular los comandos de cadenas, caracteres, tipos de datos, matrices, formulas, texto, etc, con el fin de alcanzar el objetivo: contar con un menú de procesamiento de imagen (47 y 49).

A continuación, se describen las consideraciones para el diseño del programa IECOGRAFO.CPP.

7.5.1. Consideraciones para el Diseño del Programa IECOGRAFO.CPP.-

1. Consideraciones de Usuario:

- Se trabajará con archivos de imágenes de mapa de bits (BITMAP) de 8 bits de resolución.
- Las imágenes deben estar centradas en la pantalla.
- Las imágenes a tratar deben ser de hasta un 510 x 1000 píxeles.
- La ventana de presentación debe contar con los menús para procesamiento.
- El proceso debe resaltar características específicas de las imágenes.

2. Consideraciones Técnicas:

- Proceso de la señal en el dominio espacial y de la frecuencia.
- Aplicación de los algoritmos de Filtros Ideales Pasa Bajo y Pasa Alto, y Butterworth.

7.5.2. Diseño y descripción del programa IECOGRAFO.CPP.-

El programa **IECOGRAFO.CPP** es para procesar imágenes ecograficas con resoluciones de 8 bits (escala de grises).

NOTA: ver el desarrollo del programa IECOGRAFO.CPP en el **ANEXO E**.

A continuación se explican los pasos que se siguen en el procesamiento de una imagen con el programa IECOGRAFO.CPP:

Paso 1.-

Cargar el programa IECOGRAFO.CPP.

Paso 2.-

Se ingresa el archivo con extensión *bmp, de la imagen a tratar (cargar imagen).

Paso 3.-

Se verifica la resolución:

¿Es una imagen BITMAP?, ¿Si o No? (1, 3 y 6).

En caso de ser SI, vamos al Paso 4, de lo contrario regresamos al Paso 2.

Paso 4.-

Al reconocer que es una imagen de 80 bits, el programa automáticamente reserva memoria para el contexto de dispositivo (DC), es decir para la ventana en que se ubicará la imagen que se esta ingresando (770 Kb).

Paso 5.-

Se accede al Documento con "Get Document" (Imagen cargada con extensión *bmp).

Paso 6.-

Automáticamente se accede y visualiza el mapa de bits con “On Drawn”.

Paso 7.-

Acceso a Procesamiento de Imágenes: ¿Aplicar procesamiento de imagen?, ¿Si o No?:

Si es SI, accedemos al menú en el Paso 8, de lo contrario, esperamos en el Paso 7.

Paso 8.-

Ingreso a los menús de procesamiento: Escala de Grises, Detector de Bordes.

Paso 9.-

Ingreso al menú de procesamiento: Filtros de Frecuencia.

¿Aplicar filtro de Frecuencia?, ¿Si o No?.

En el caso de Si aplicamos el filtro en el Paso 10, de lo contrario, con No, aplicamos el filtro espacial en el Paso 11.

Paso 10.-

Aplicación del Filtro de Frecuencia. Manejo de la Transformada de Fourier de la Imagen

Paso 11.-

Aplicación del Filtro Espacial. Manejo de los píxeles.

Paso 12.-

Aplicación de Contraste, para finalizar el procesamiento.

Paso 13.-

Obtenemos la Imagen Procesada.

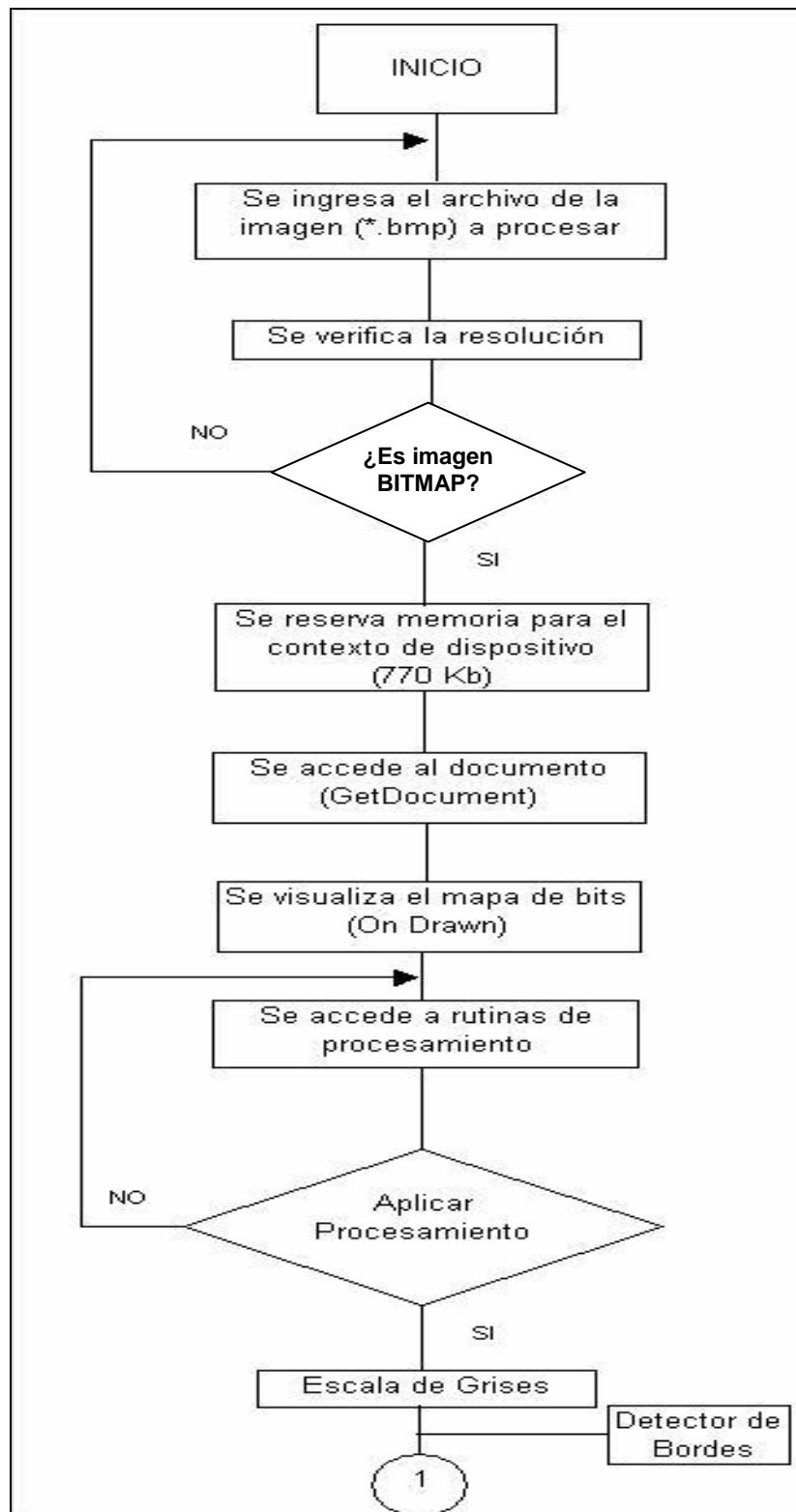


Figura 7.10. Diagrama de flujo del programa IECOGRAFO.CPP.

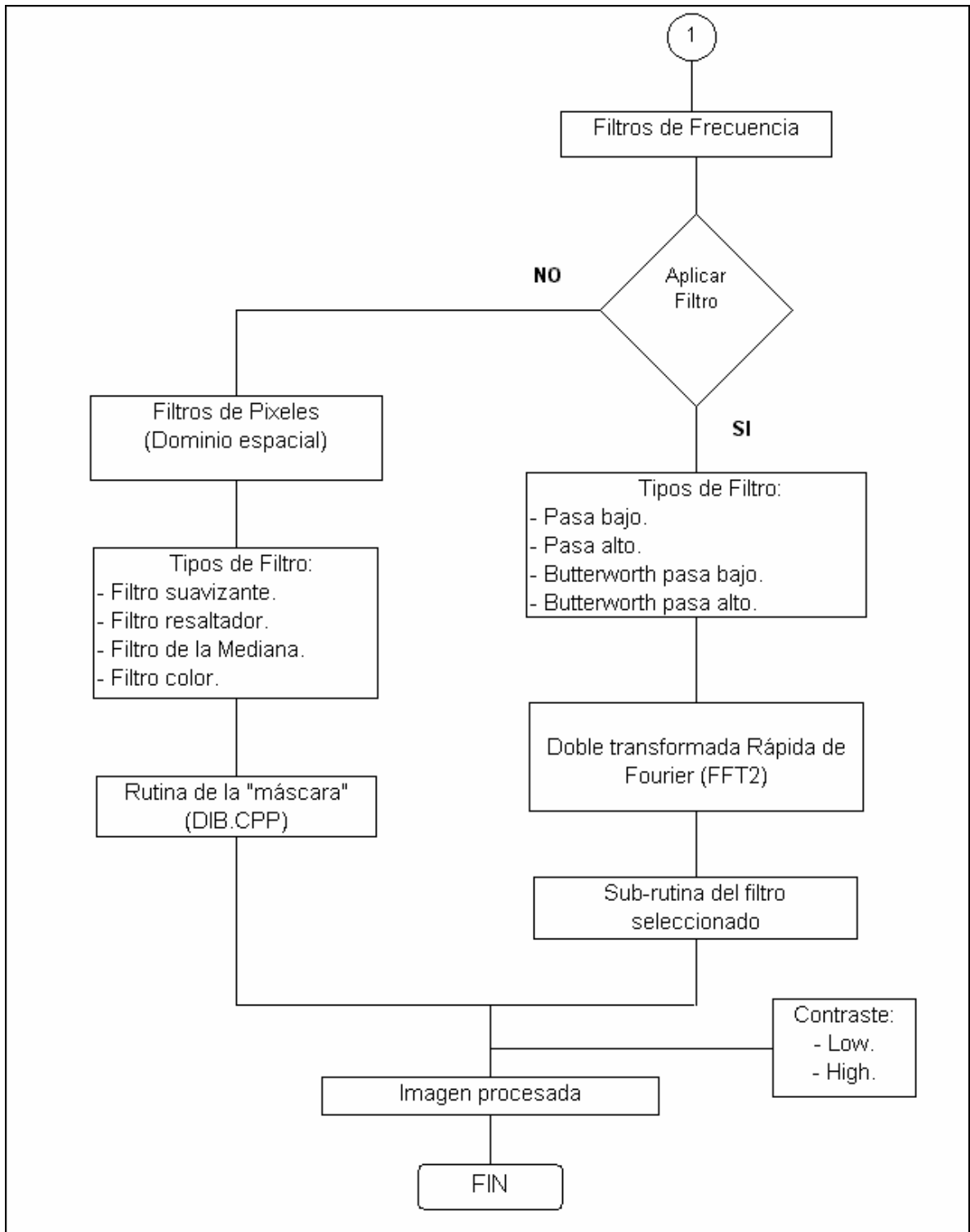


Figura 7.11. Continuación de Diagrama de flujo del programa IECOGRAFO.CPP.

7.5.2.1. Rutinas de procesamiento.-

Las rutinas están clasificadas en el menú de procesamiento, y consta de cuatro grupos de procesamientos bien definidos:

1. Pasar imagen a B/N:

- Escala de grises
- Detector de borde Horizontal.
- Detector de borde Vertical.

2. Filtros espaciales:

- Filtro pasa bajo (suavizante).
- Filtro de la mediana (resaltante).
- Filtro color.

3. Contraste.

- Low (bajo).
- High (alto).

4. Filtros de frecuencia.

- Filtro pasa alto.
- Filtro pasa bajo.
- Filtro Butterworth pasa bajo.
- Filtro Butterworth pasa alto.

7.5.2.2. Descripción de las subrutinas.

Escala de grises.- Esta subrutina, efectúa el proceso mediante el cual los valores de RGB de los píxeles toman valores porcentuales en función de la unidad (1), presentando una imagen en blanco y negro, susceptible de ser mejorada. El nombre de la subrutina toma el nombre de: "ColorAGris()". Cualquier imagen menor de 24 bits que ingrese, podrá ser transformada a una imagen en blanco y negro.

Detector de bordes de Horizontal.- Esta subrutina efectúa el proceso que permite realzar los bordes de las imágenes. Los bordes aparecen como los contornos de

objetos dentro de la imagen, los contornos bordeados pueden ser usados en muchas operaciones de imágenes subsecuentes. La subrutina se denomina: "DetectorDeBordes1()". En este caso, a los coeficientes positivos se les da una orientación horizontal.

Detector de bordes vertical.- Esta subrutina efectúa el proceso de realzar los bordes de las imágenes en orientación vertical. Los bordes aparecen como los contornos de objetos dentro de la imagen, como se dijo. El nombre de la subrutina es: "DetectorDeBordes3()". En este caso, se efectúa un arreglo de los coeficientes positivos dándoles una orientación vertical.

Detector gradiente.- Esta rutina efectúa el proceso empleando la función gradiente, es decir, se aplica la raíz cuadrada de la sumatoria de los cuadrados de las componentes. El nombre de la rutina es: "DetectorGradiente()".

Filtro de la mediana (espacial).- La mediana "m" de un conjunto de valores es tal que la mitad de los valores del conjunto quedan por debajo de "m" y la otra mitad por encima. Para el filtrado, primero se deben extraer, los valores del píxel y de su entorno, determinar la mediana y asignar este valor al píxel. Por ejemplo en un arreglo de 3x3, la mediana es el quinto valor mayor, en un 5x5 es el décimo tercer valor mayor y así, sucesivamente. La función principal del filtrado consiste en introducir puntos con intensidades distintas que sean parecidas a sus vecinos, eliminando así los estrechos picos de intensidad. La subrutina toma el nombre de "EliminaruidoMD()".

Filtro color (espacial).- Este filtro, matiza de un determinado color a la imagen abierta, con el objetivo de definir sus formas en un fondo de color. En este caso, se trabaja únicamente con un color de píxeles del RGB, para dar matices ámbar, verdoso o azulado. Este filtro ayuda a la visualización, mas no filtra la imagen.

Filtro suavizante (espacial).- Es una rutina que tiene todos sus coeficientes positivos, es decir, igual a 1. La respuesta en este caso es la suma de los niveles de gris de los nueve píxeles, en un arreglo de 3x3., y dividirlo entre 9 para que no salga

del rango de los niveles de gris. Este proceso hace que la imagen se torne un tanto borrosa, pero se reduce el ruido. La subrutina toma el nombre de "Eliminaruido()".

Contraste.- Esta rutina efectúa el proceso de variación que toma de una función f , es decir, que ante una variación de la variable s , la función se afecta directamente: $s = f(s) = 1$; y donde el valor de la función va desde 0 a 1, normalizando los valores de 0-255 de los niveles de gris. El nombre de la subrutina es "Contraste()". Puede aumentar o disminuir el nivel de gris de toda la imagen sin cambiar sus características propias.

Filtro pasa bajo (de frecuencia).- Esta subrutina efectúa las veces de un filtro pasa bajo ideal. El proceso se cumple en tres pasos subsecuentes: primero: efectúa la Doble Transforma Rápida de Fourier, segundo: convoluciona con el Filtro Pasa Bajo, en tercer lugar: efectúa la Transformada Inversa de Fourier, obteniéndose la imagen filtrada. La subrutina toma el nombre de "PasaBajoldeal()".

Filtro pasa alto (de frecuencia).- Es una rutina similar a la rutina del Filtro Pasa Bajo, que consta de tres pasos que son los siguientes: (1) Doble Transformada Rápida de Fourier, (2) convolución con Filtro Pasa Alto y (3) Transformada Inversa de Fourier. Finalmente se tiene la imagen filtrada.

Filtro Butterworth pasa bajo (de frecuencia).- Esta rutina, efectúa el filtraje aplicando una convolución con el filtro Butterworth de orden n : Carece de una discontinuidad brusca que establezca un corte claro entre las frecuencias transmitidas y filtradas. Para los filtros cuya función de transferencia cambie sin brusquedad, es habitual definir la frecuencia de corte a partir del lugar de los puntos donde la función corresponde a una determinada fracción de su valor máximo. Un valor común de aplicación es uno entre la raíz de dos del valor máximo de la función. Este filtraje, también sigue los tres pasos de los filtros anteriores: (1) Doble Transformada Rápida de Fourier, (2) Convolución con Filtro Butterworth, (3) Transformada Inversa de Fourier.

Filtro Butterworth pasa alto (de frecuencia).- Esta rutina, similar al de filtrado Butterworth pasa bajo, filtra la señal aplicando una convolución con el filtro Butterworth de orden n. Este filtrado, también sigue los tres pasos de los filtros anteriores: (1) Doble Transformada Rápida de Fourier, (2) Convolución con Filtro Butterworth, (3) Transformada Inversa de Fourier.

NOTA.- En la actualidad, existe una tendencia a gestionar y emplear imágenes a distancia para el diagnóstico médico por imágenes. En ese sentido, surge el estándar **DICOM**, que precisamente normaliza los procedimientos de procesamiento y transmisión de imágenes a distancia. Solo como una referencia, podemos revisar este punto en el **ANEXO G**.

7.6. RESULTADOS DE ESTA ETAPA.-

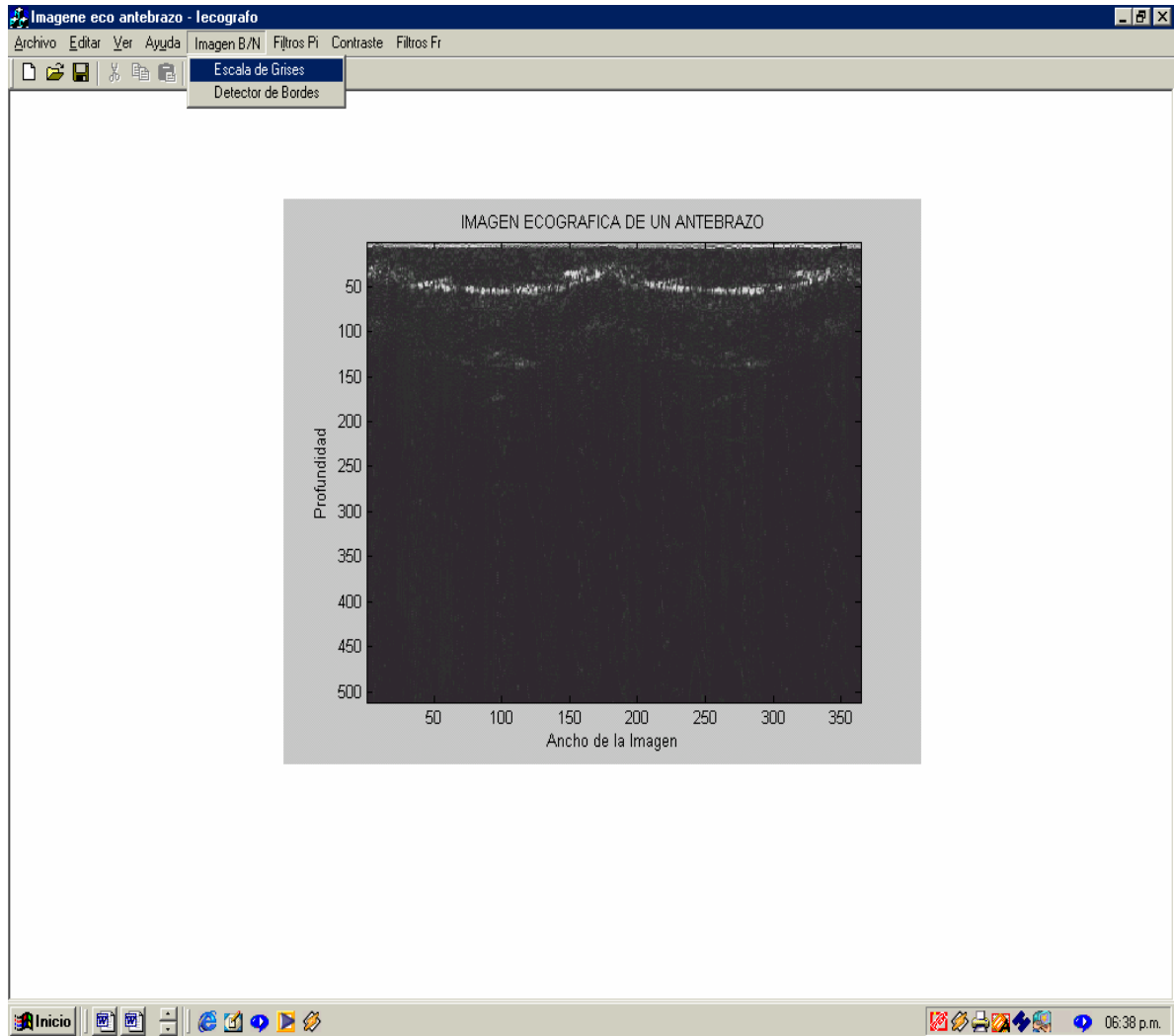


Figura 7.12. Imagen ecográfica de un antebrazo adquirida por nuestro sistema, con menú de procesamiento Imagen B/N (escala de grises).

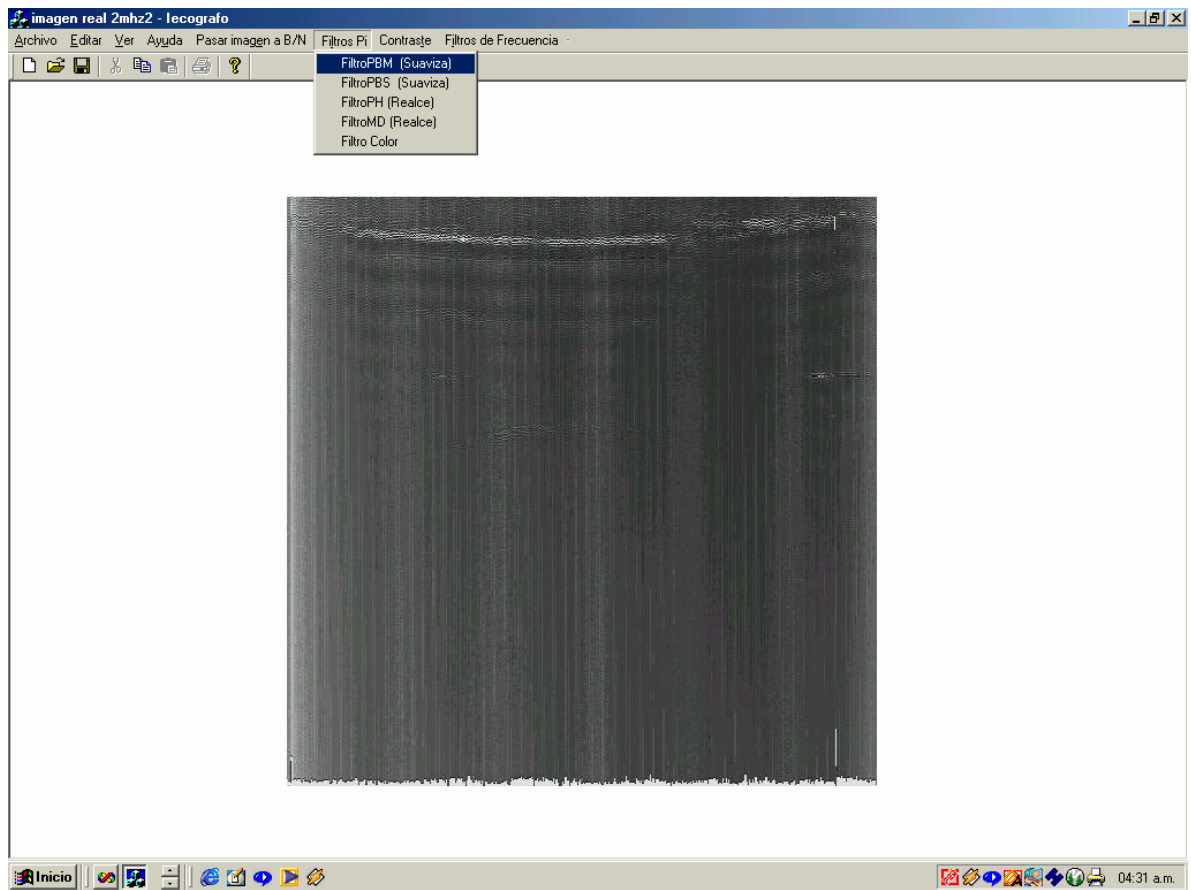


Figura 7.13. Imagen ecográfica de objetos dentro de un compuesto coloidal (gelatina) adquirida por nuestro sistema, con los menús de procesamiento.

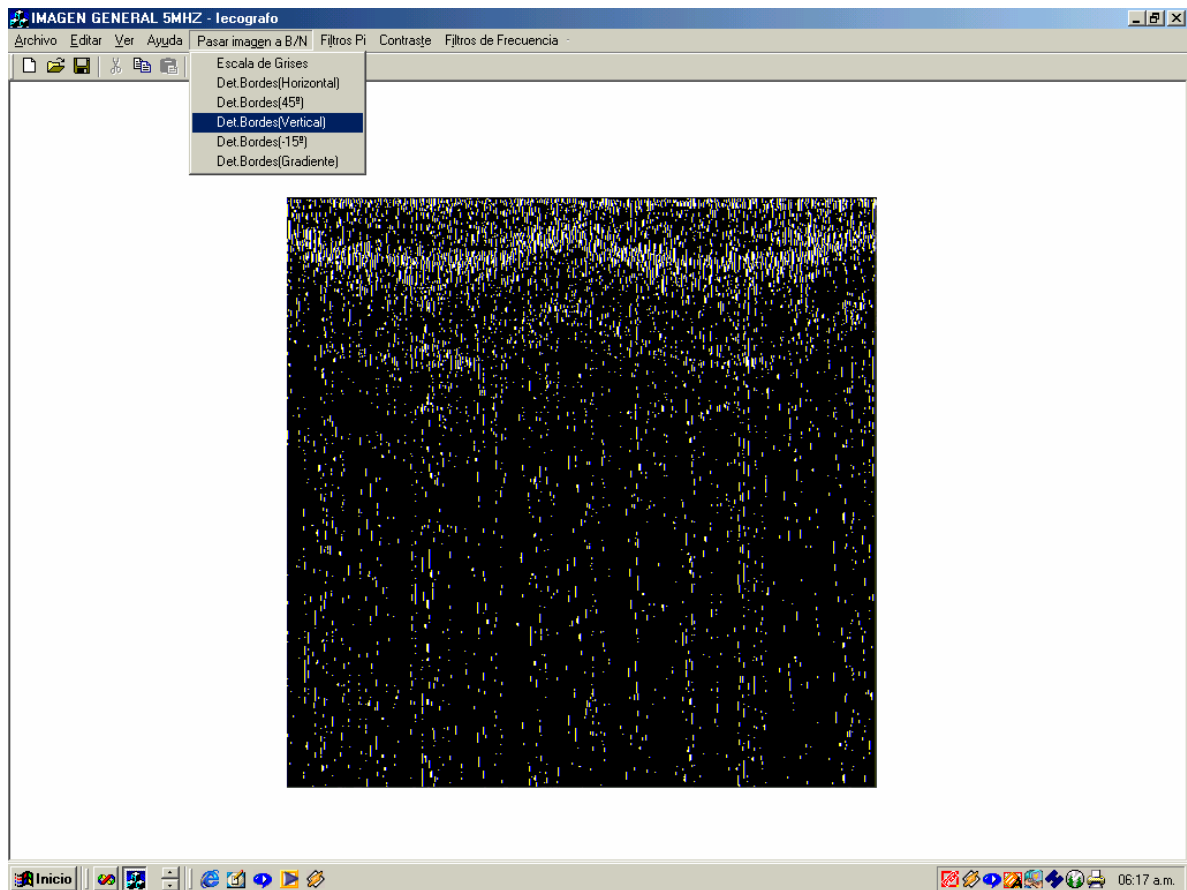


Figura 7.14. Imagen ecográfica de un antebrazo adquirida por nuestro Sistema, procesada con detector de bordes.

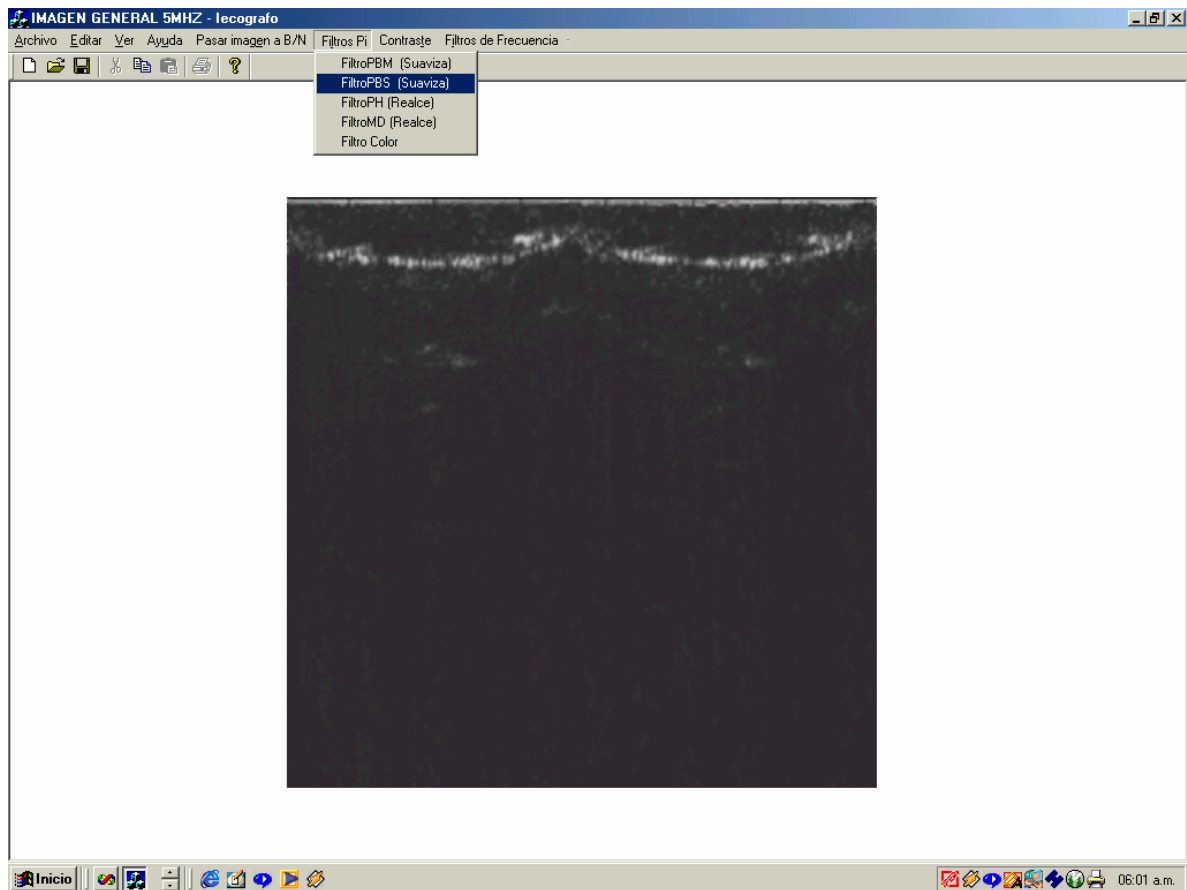


Figura 7.15. Ecografía de un antebrazo adquirida por nuestro Sistema, con menú de procesamiento de filtros espaciales. Muestreada a 5 Mhz.

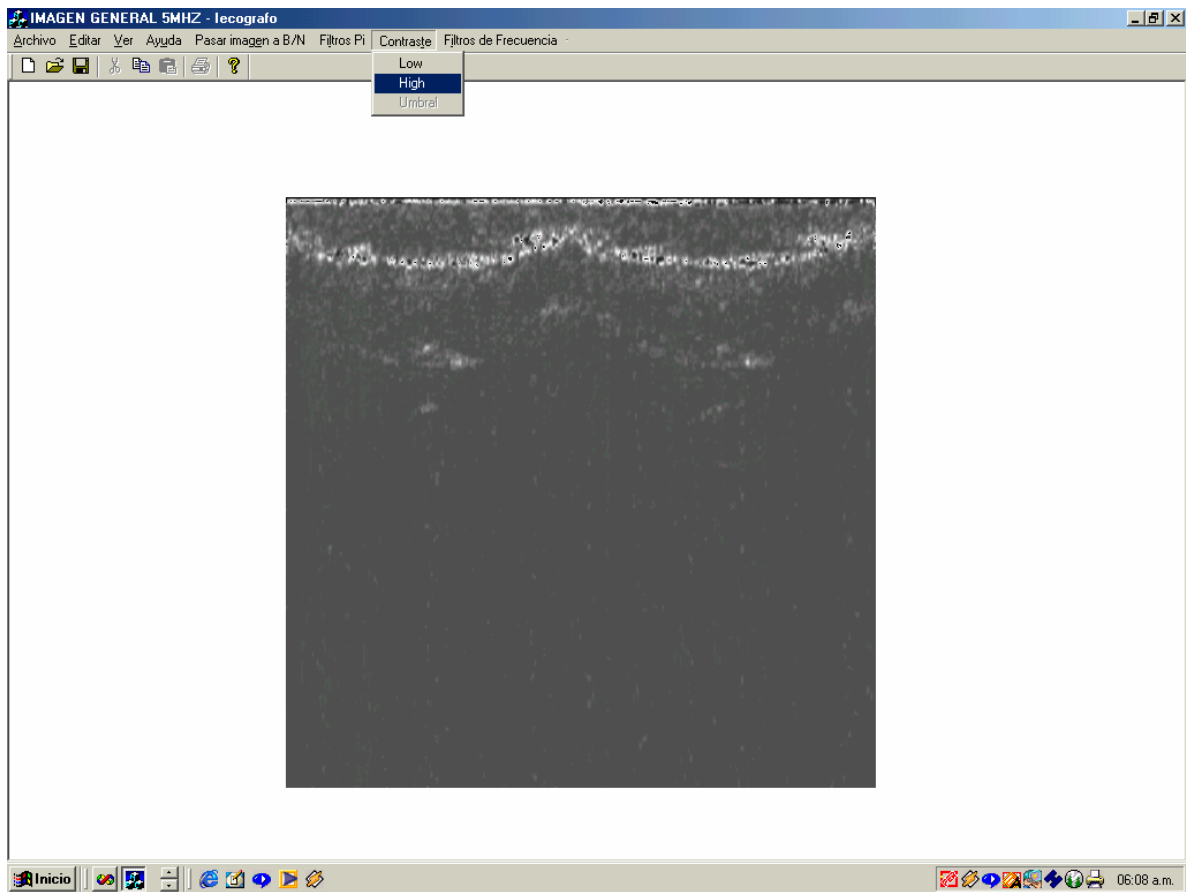


Figura 7.16. Imagen ecográfica de un antebrazo adquirida por nuestro sistema, con Menú de Contraste

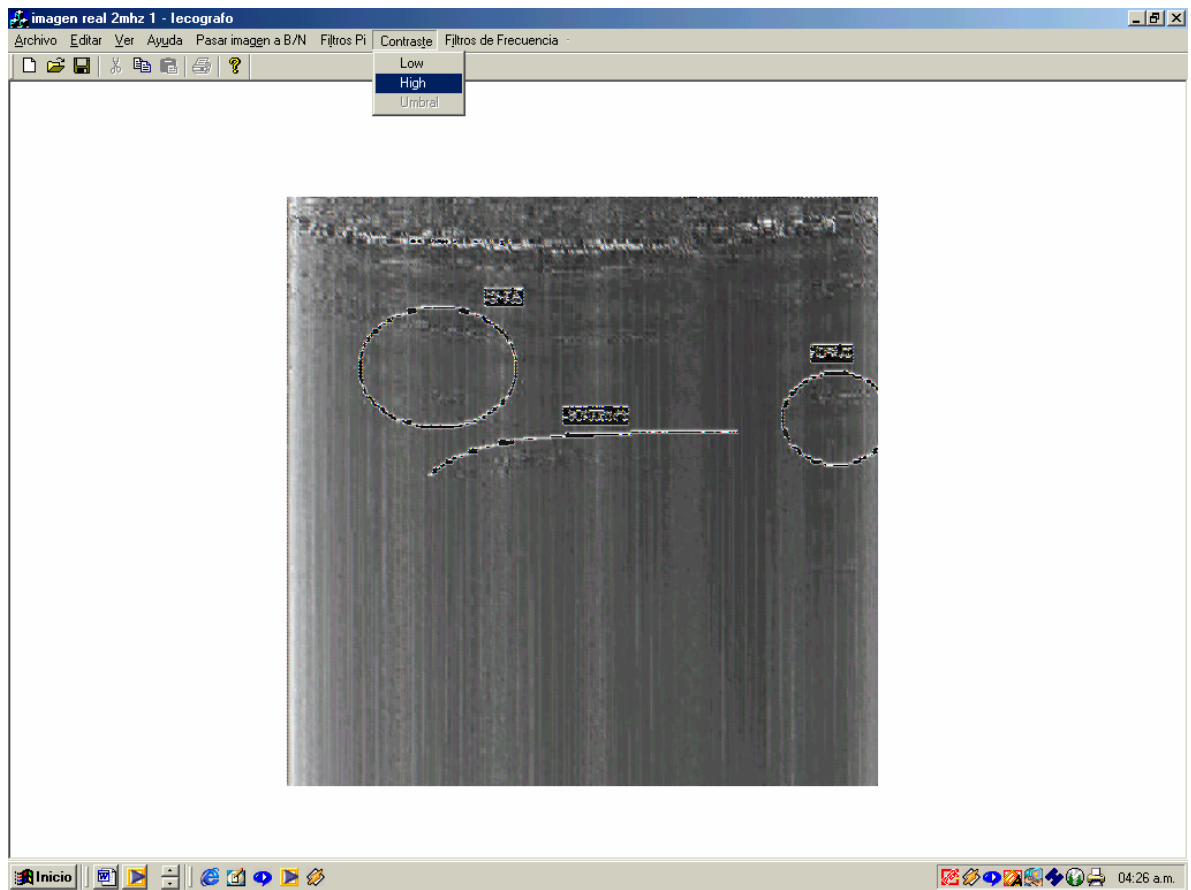


Figura 7.17. Imagen ecográfica de objetos dentro de un compuesto coloidal (gelatina) adquirida por nuestro sistema. Muestreada a 2.0 Mhz. Presenta el menú de Contraste.

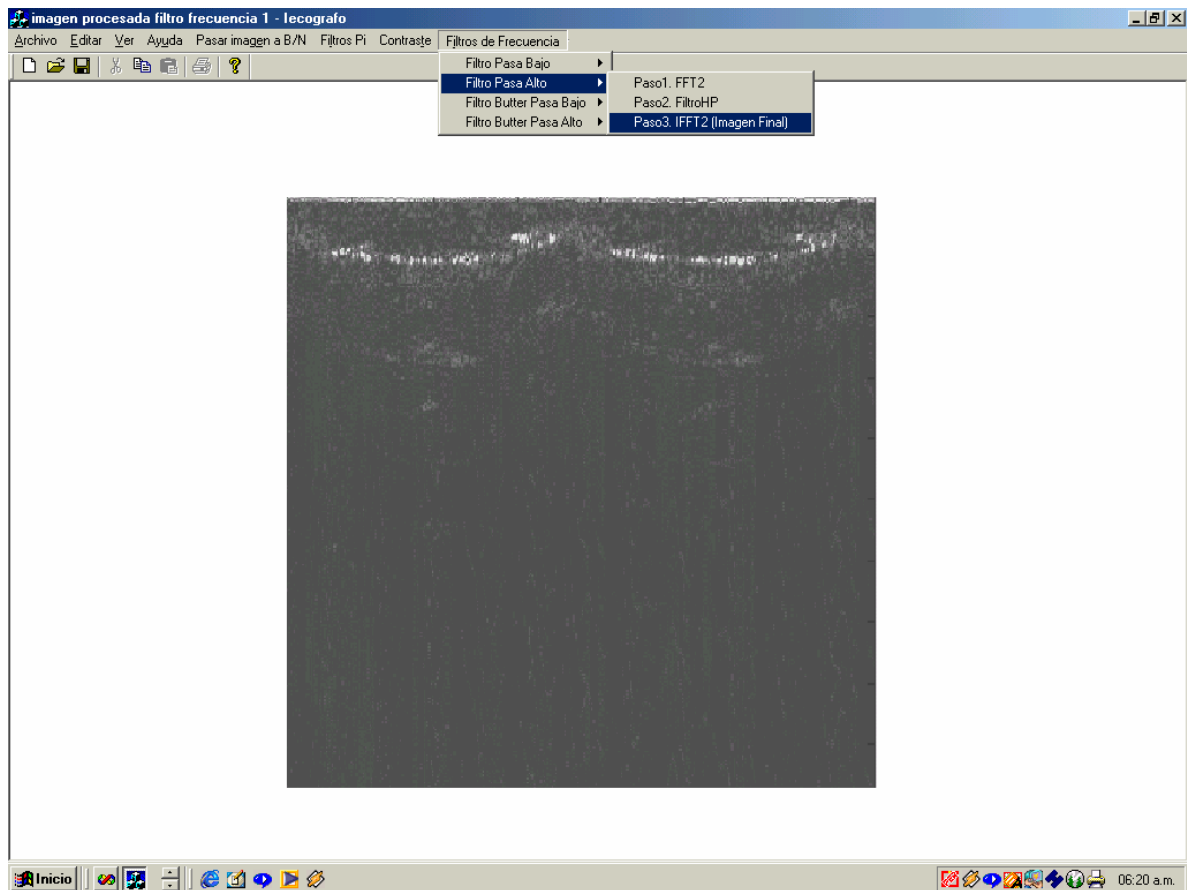


Figura 7.18. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Filtro de Frecuencia. Muestreada a 5 Mhz

CAPITULO 8

RESULTADOS GENERALES

En este capítulo, se presentan y describen los resultados obtenidos en todas las etapas, a partir de los estudios efectuados en el desarrollo de la tesis, que comprende el diseño, la adquisición y el procesamiento de imágenes. A continuación presento cada uno de ellos.

8.1. Resultados de la Etapa de Procesamiento Analógico.-

(Señales ecográficas obtenidas en función del tiempo)

En la figura 8.1 se aprecia la señal de respuesta capturada con el mismo transductor que la emitió. Se observa un pulso de gran amplitud que corresponde al pulso de ultrasonido que se genera al ser excitado el cristal, seguido de una línea con leves ondulaciones por la poca emisión de ecos y por la relativa poca ganancia del sistema.

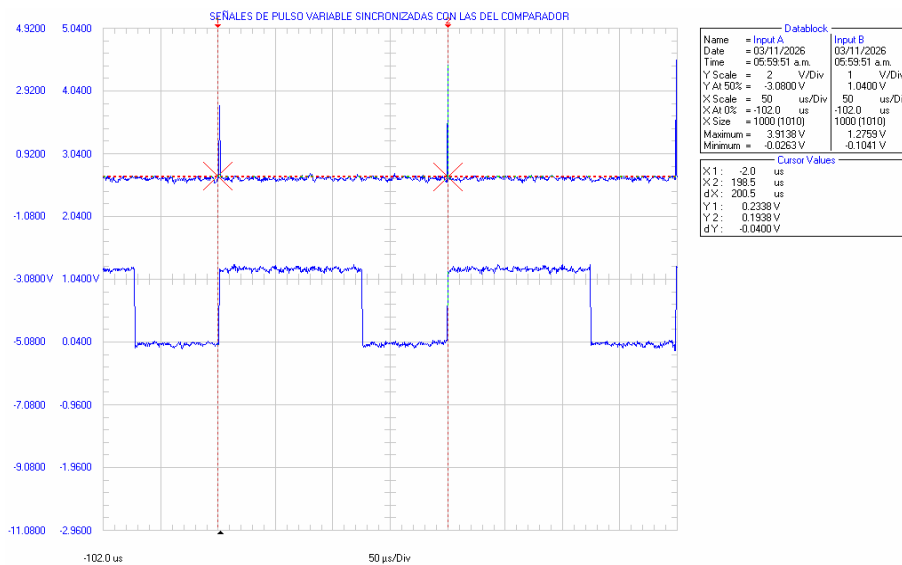


Figura 8.1. Pulsos de excitación del arreglo del cristal.

El período entre los pulsos de ultrasonido, es de aproximadamente 220 microsegundos.

Las señales de eco aumentadas en amplitud, se presentan mas notorios, como se pueden apreciar en la figura 8.2.

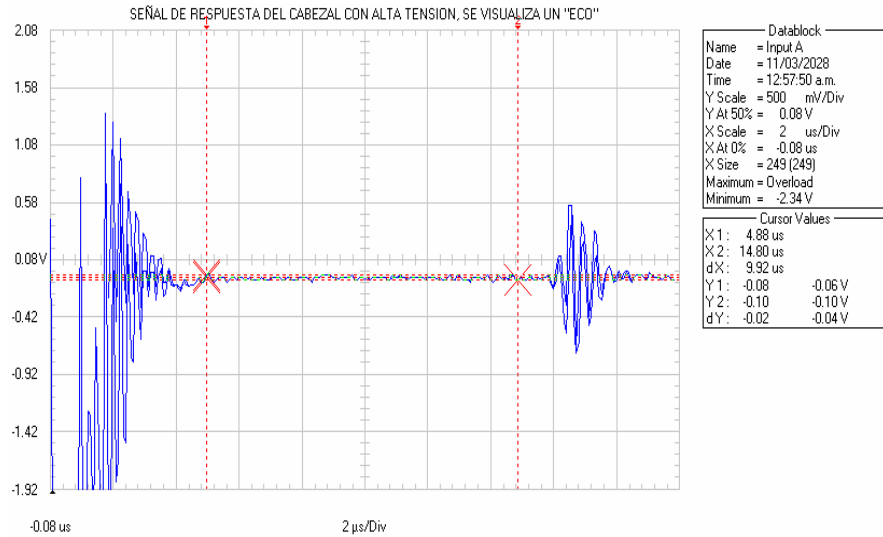


Figura 8.2. Pulsos de excitación y ecos con mayor amplitud.

A continuación, en la figura 8.3. se presenta la misma señal ecográfica. No se puede hacer una distinción visual debido al tiempo de duración de la señal (de 0.2 segs. aprox).

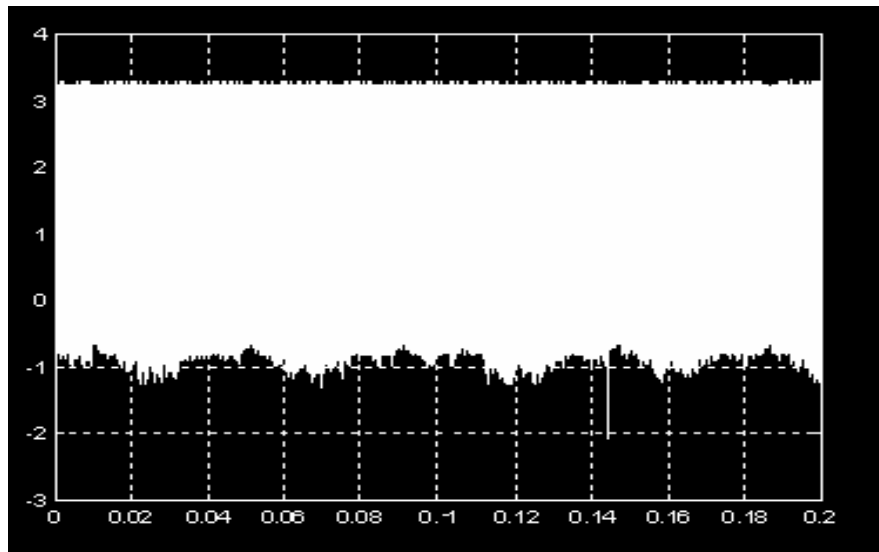


Figura 8.3. Señal de ecografía de 0.2 segundos de duración.

En este lapso, se habrán generado de 900 a 1000 pulsos de excitación del cristal, y podrán haberse formado unas 2 imágenes ecográficas (como se ha explicado, cada imagen se forma aproximadamente con 510 pulsos de excitación).

En la figura 8.4. se vuelve a presentar una señal de ecográfica, con mayor ganancia del sistema, generándose picos negativos mayores. Hay que observar que los picos en la parte positiva no exceden los 3.3 Voltios. Esto se debe a la respuesta en amplitud de los amplificadores.

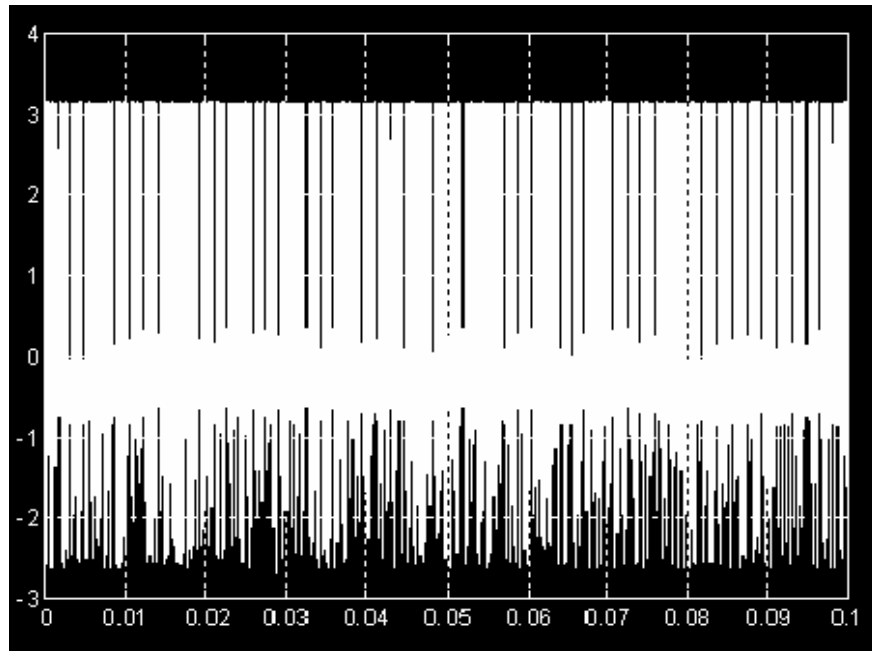


Figura 8.4. Señal de ecografía para sistemas de elevada ganancia.

La Figura 8.5. presenta la señal de ecografía obtenida al examinar el antebrazo de una persona.

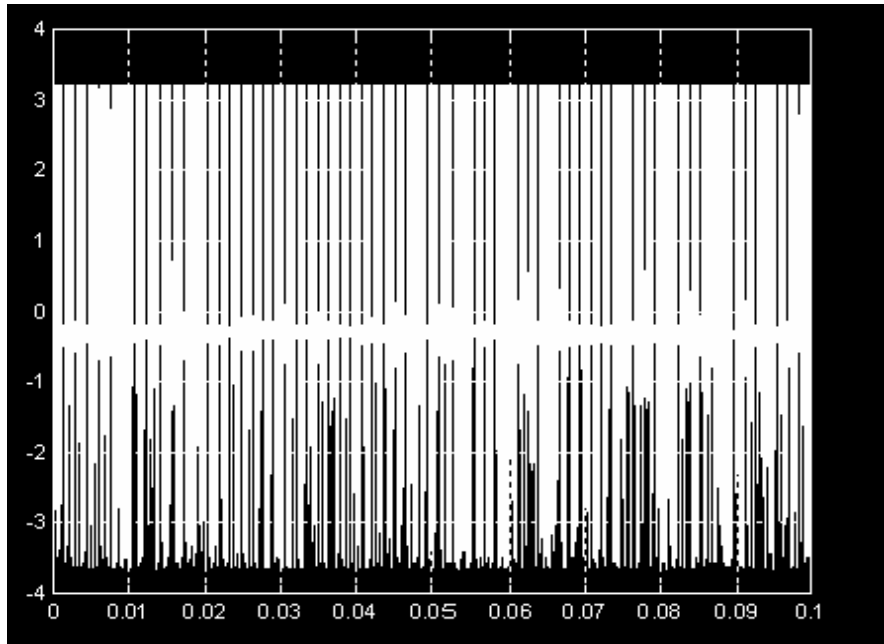


Figura 8.5. Señal de ecografía de un antebrazo de 0.1 segundo de duración

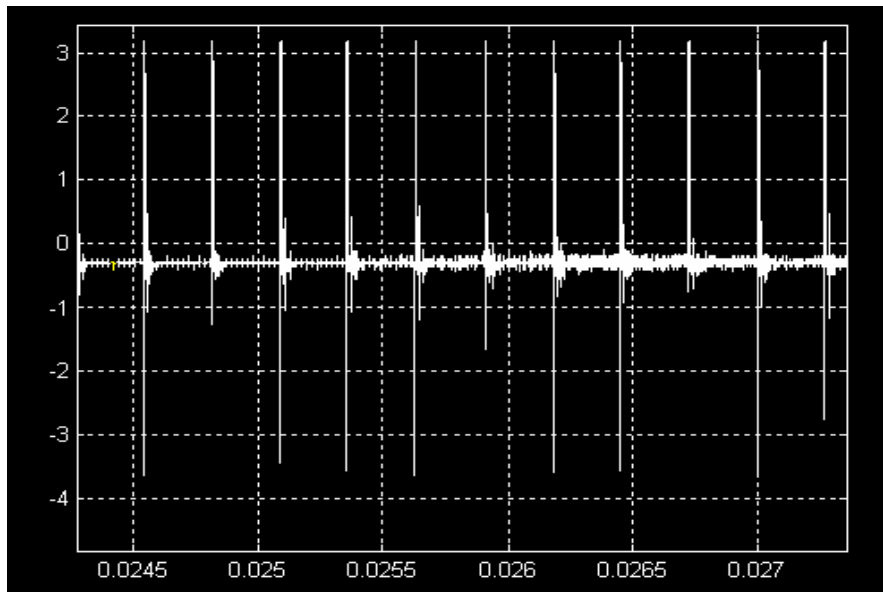


Figura 8.6. Señal ecográfica de un antebrazo de 2.8 milisegundos de duración

En la figura 8.7. el acercamiento es mayor, y pueden verse un grupo de pequeños ecos, que luego serán graficados.

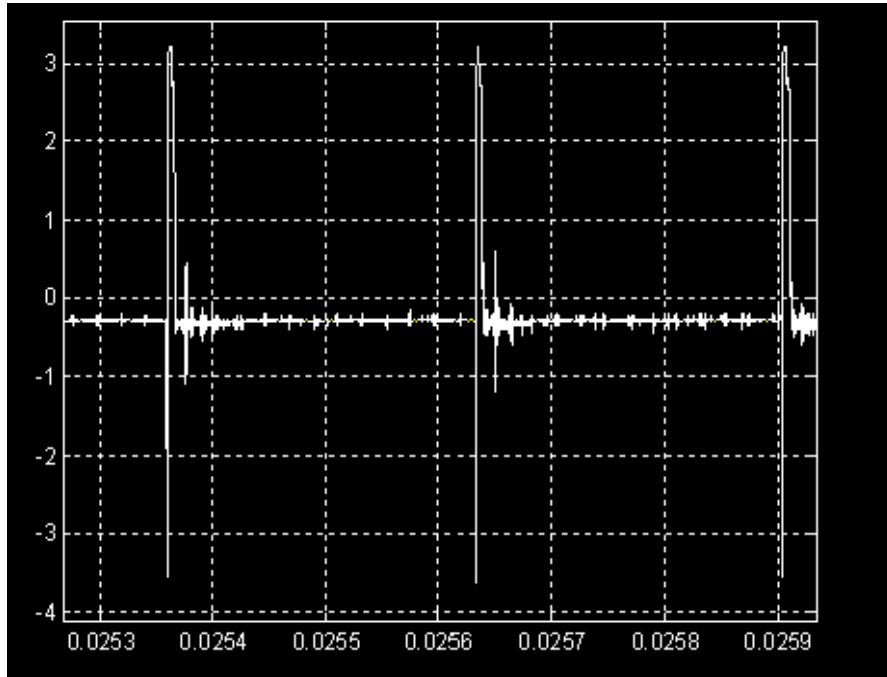


Figura 8.7. Señal de ecografía de un antebrazo de 650 microsegundos de duración.

Otra señal que también fue digitalizada y sirvió para el desarrollo del sistema ha sido la señal proveniente del mecanismo de encoder.

Como se explicó en el capítulo de los principios de las señales de ultrasonido, esta señal presenta principalmente dos frecuencias: una relacionada a la generación de imágenes y la otra frecuencia relacionada a la excitación del cristal, aproximadamente de 10.0 Hz y 5.0 KHz respectivamente, según se puede apreciar en las Figuras 8.8. y 8.9.

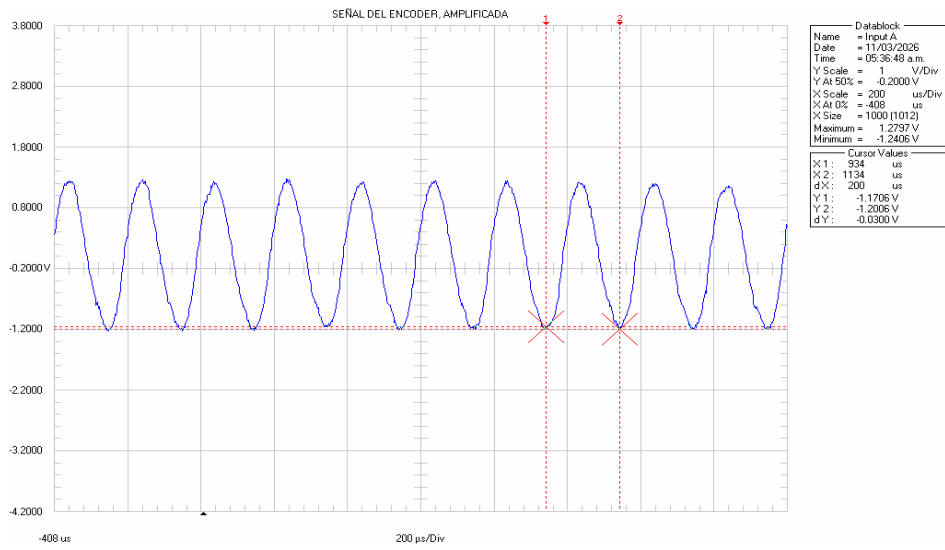


Figura 8.8. Señal del mecanismo de encoder.

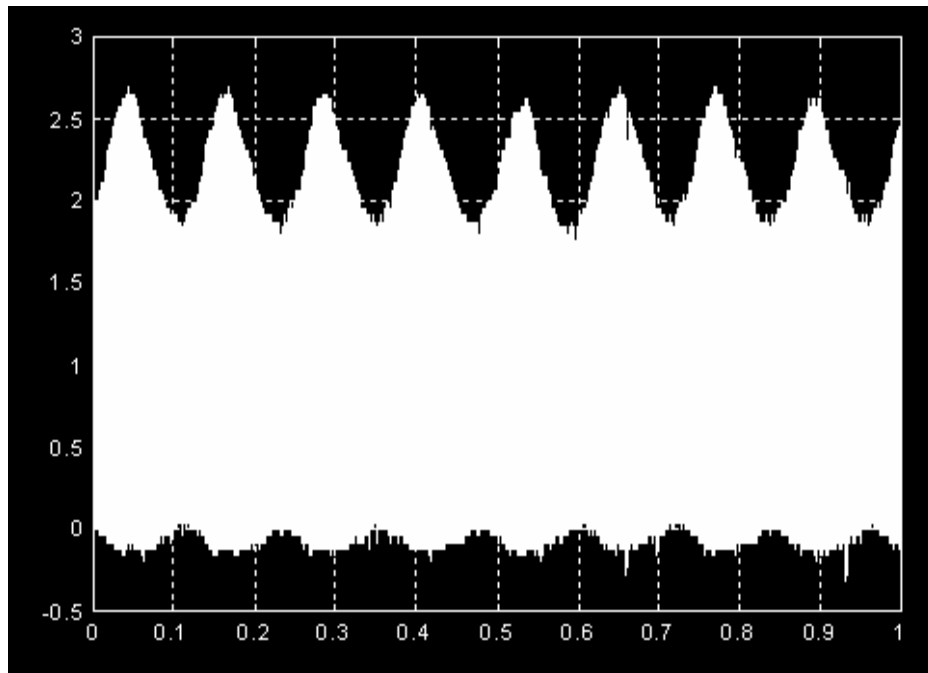


Figura 8.9. Señal del mecanismo de encoder para 1.0 segundo de duración.

8.2. Resultados de la Etapa de Digitalización.-

Las siguientes figuras muestran las imágenes generadas a partir de la digitalización de las señales de ecografía capturadas.

La Figura 8.10 muestra la imagen correspondiente al examinar el antebrazo de una persona. Las zonas claras corresponden a la ventana de salida de la señal de ultrasonido del transductor, en donde los ecos son mas intensos. Por el contrario, en las zonas oscuras los ecos son muy débiles o no aparecen.

Es importante indicar que esta fue la primera adquisición realizada, y en donde se utilizó la tarjeta de adquisición de datos y digitalización de National Instruments, con una frecuencia de muestreo de 5.0 Mhz.

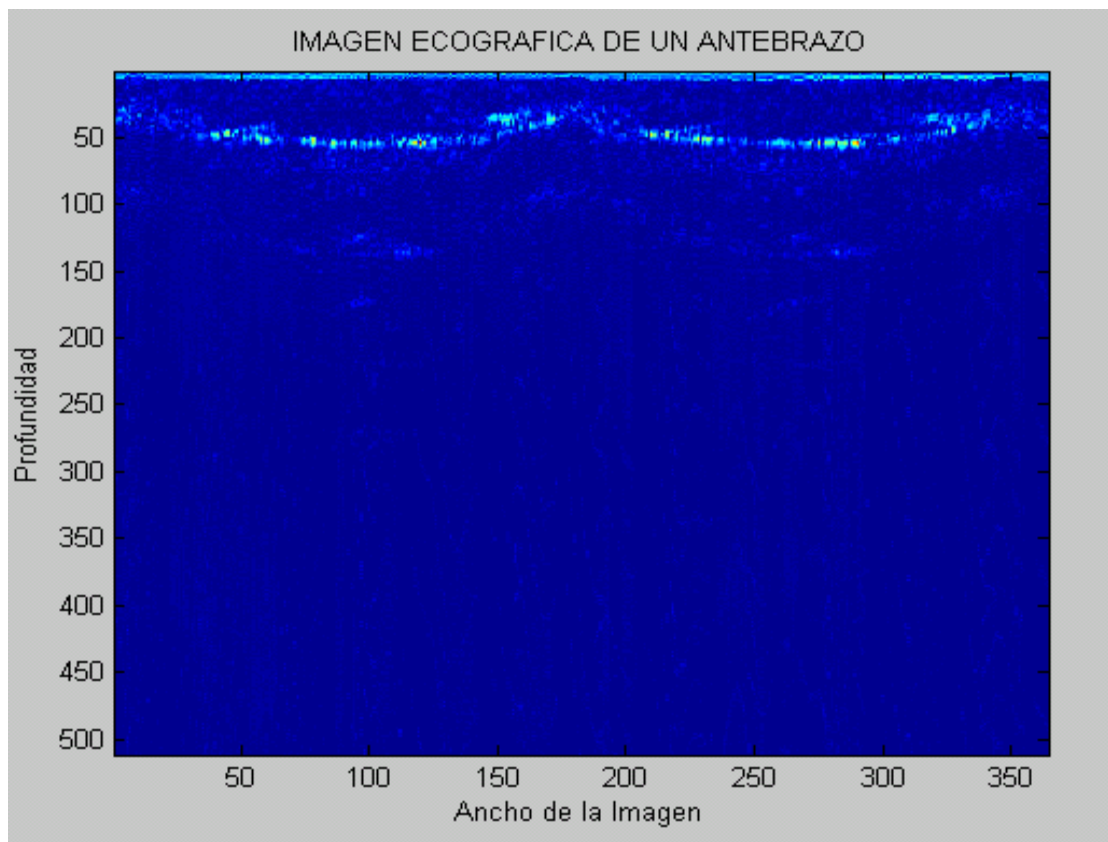


Figura 8.10. Imagen 1 de ecografía de un antebrazo.

COMENTARIO:

Esta imagen representa un antebrazo. La imagen fue muestreada a 5 Mhz. Con una profundidad de 500 puntos y un ancho de 350 puntos (píxeles).

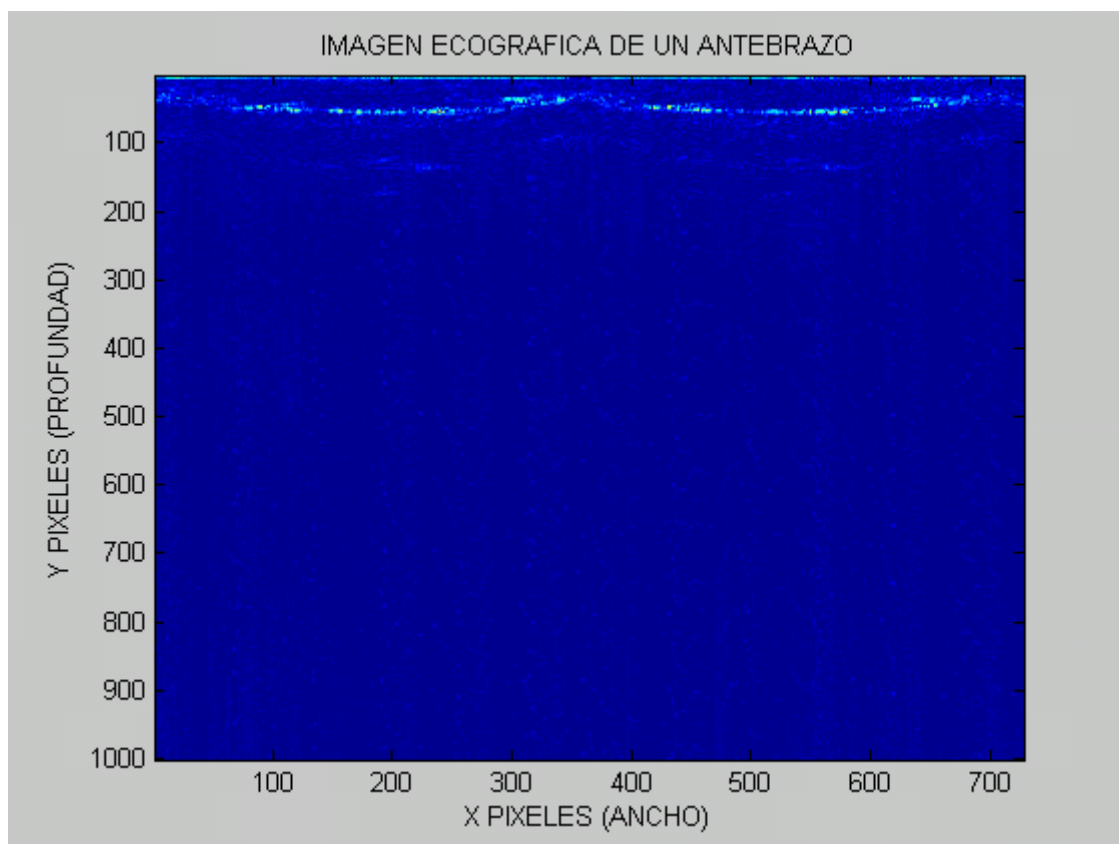


Figura 8.11. Imagen 2 ecográfica de un antebrazo capturada por nuestro sistema.

COMENTARIO:

Esta imagen representa un antebrazo, es la imagen anterior. La imagen fue muestreada a 5 Mhz. Con una profundidad de 1000 puntos y un ancho de 700 puntos (píxeles). Se observa menor calidad de la imagen.

Las siguientes imágenes se realizaron sobre un patrón sólido de referencia, implementado con gelatina y objetos sólidos como cuadrículas de plástico, huesos y uvas. En la figura 8.12 se muestra un cuadro o imagen de ecografía con los accesorios internos en el patrón sólido.

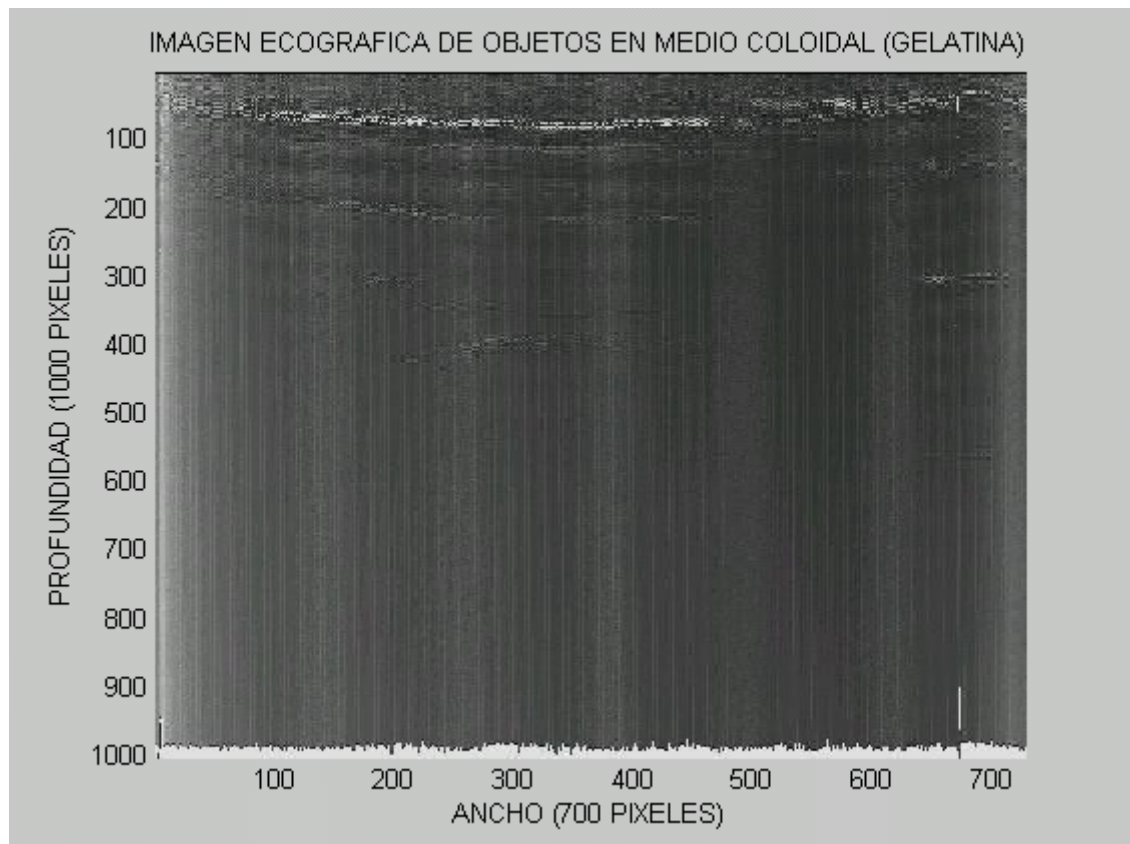


Figura 8.12. Imagen de ecografía sobre un patrón sólido.

Finalmente, en la Figura 8.13 se remarcan los objetos que pueden ser identificados dentro de la imagen (dos uvas y un hueso).

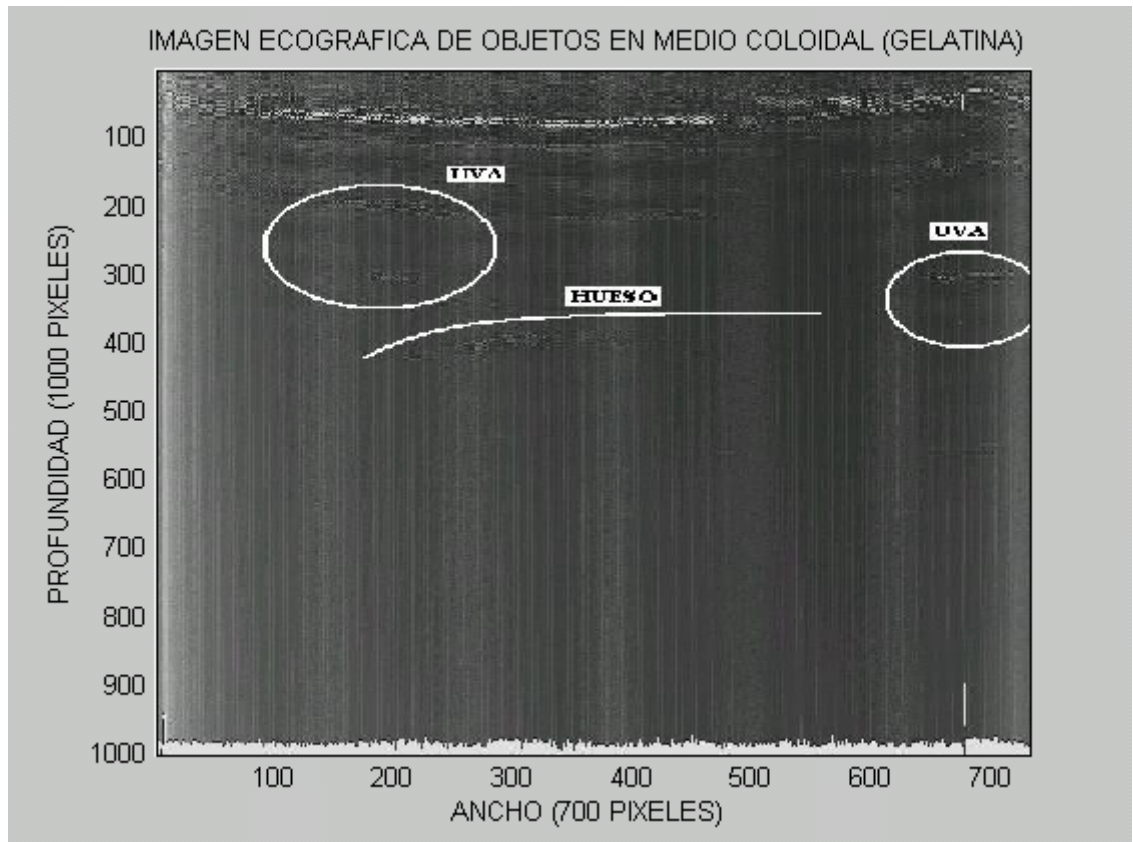


Figura 8.13. Imagen sobre un patrón sólido mostrando objetos internos.

Haciendo una observación, estas imágenes que han sido mostradas presentan un formato rectangular. Para mantener el formato convencional de los ecógrafos comerciales, la imagen puede ser modificada con el objetivo de darle una forma cónica. Esta modificación se puede implementar con el desarrollo de los algoritmos respectivos en futuros proyectos complementarios.

8.3. Resultados de la Etapa de Procesamiento de imágenes.-

(Programa en Visual C++).

El programa de Procesamiento de Imagen, denominado IECOGRAFO.CPP; ha sido desarrollado en lenguaje de programación Visual C++ (versión 6.0). Este programa cuenta con rutinas que nos permiten resaltar y mejorar la imagen de ecografía. Visualmente cuenta con una lista de menús para el procesamiento, como son: Escala de Grises, Contraste, Filtros de Píxeles, Filtros de Frecuencia.

A continuación podemos apreciar las ventanas de procesamiento de imágenes, según el tipo de aplicación del proceso.

8.3.1. Procesamiento de Imagen aplicando el programa IECOGRAFO.CPP.-

(Tratamiento a imágenes de nuestro sistema)

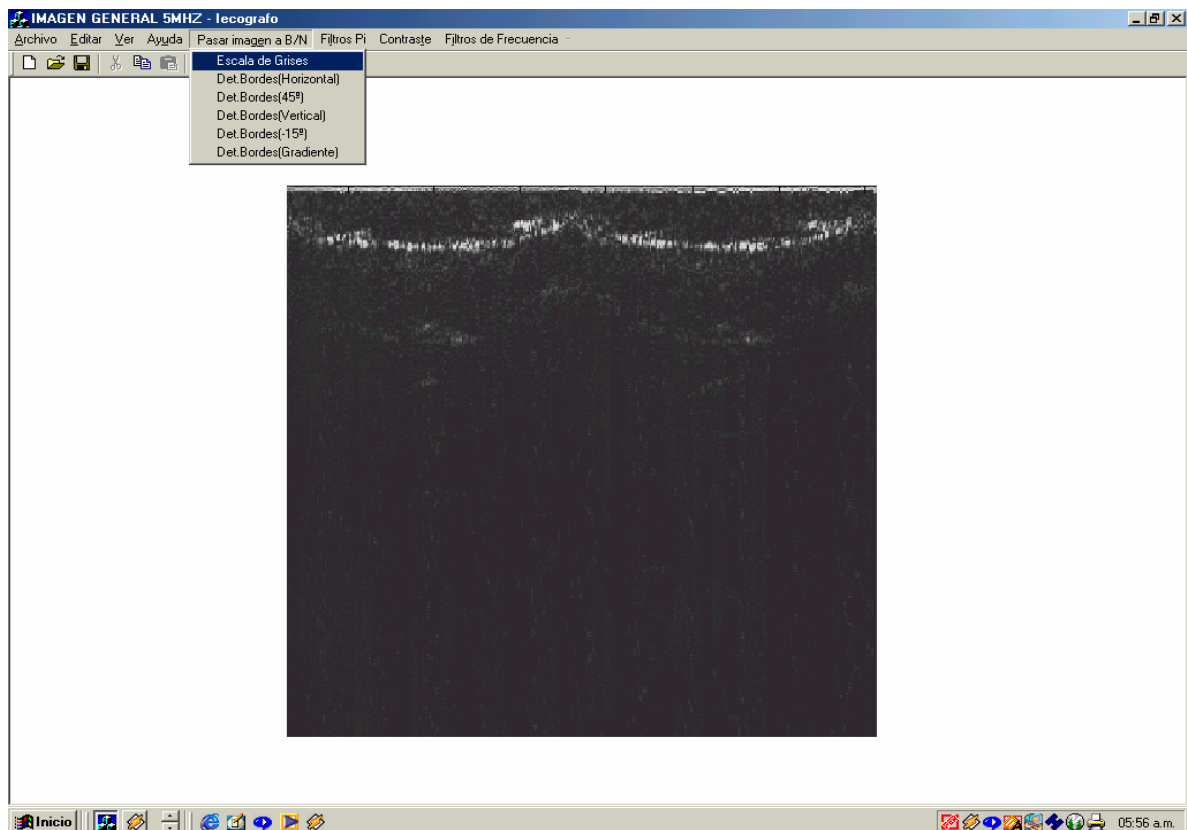


Figura 8.14. Ecografía de un antebrazo con menú de procesamiento Escala de Grises.

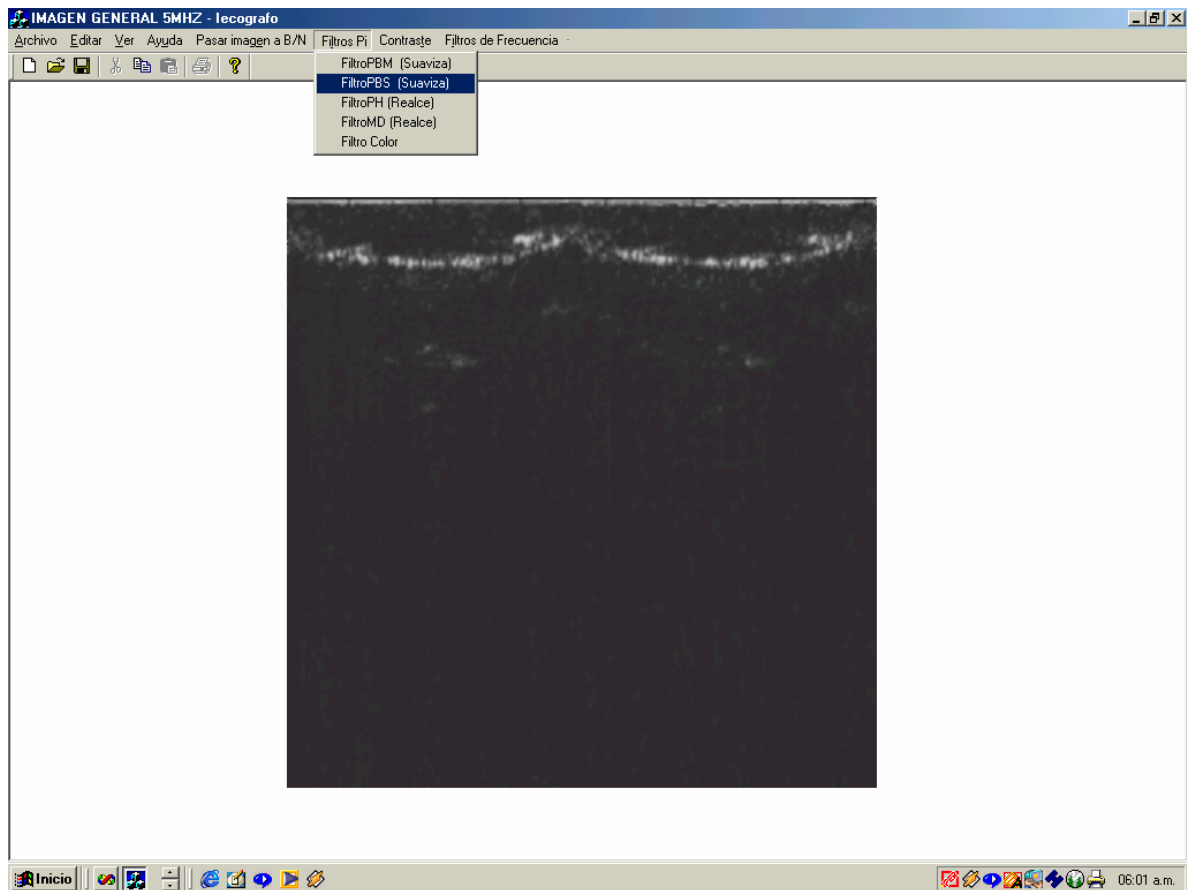


Figura 8.15. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con filtro de Realce.
Muestreada a 5 Mhz.

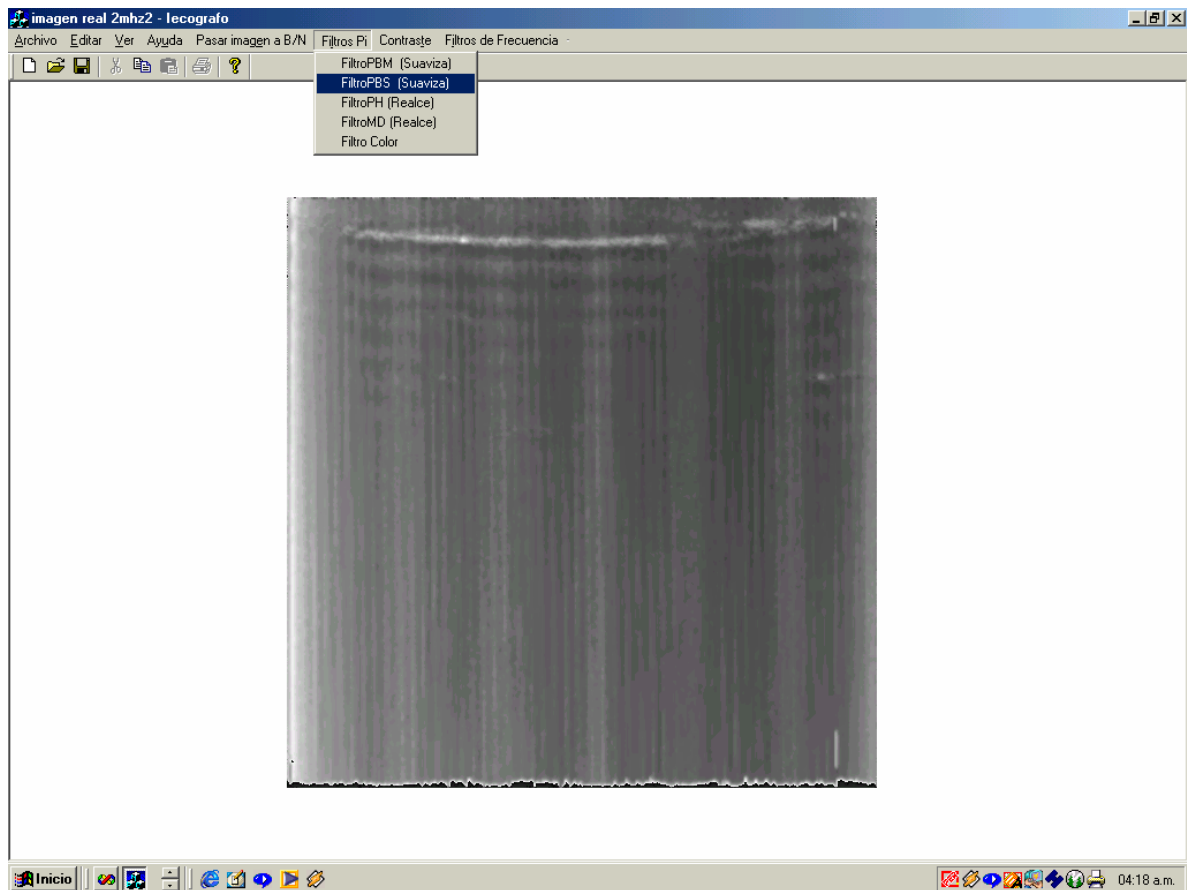


Figura 8.16. Imagen ecográfica de objetos (tornillos, clavos, y laminas metálicas) dentro de un medio coloidal (gelatina). Procesada con filtro de Realce.
Muestreada a 5 Mhz.

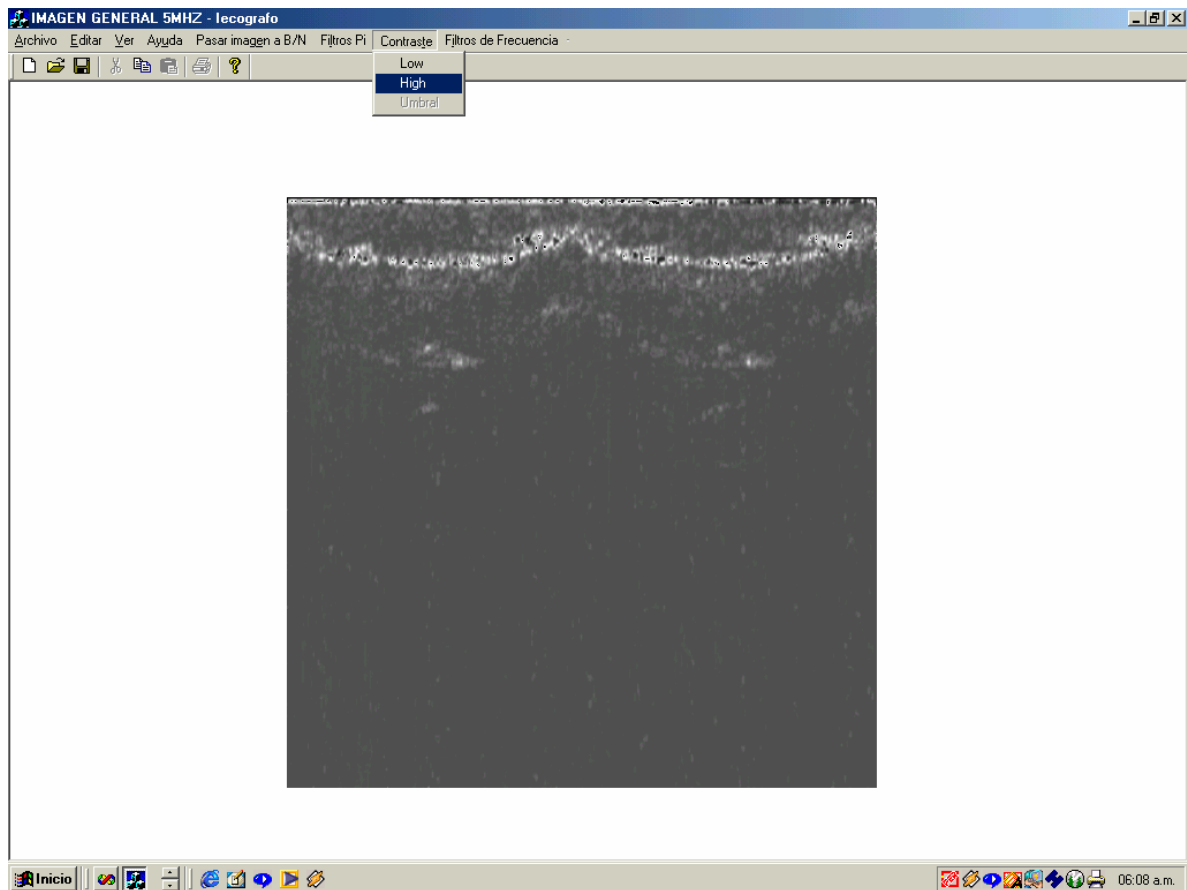


Figura 8.17. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Contraste.

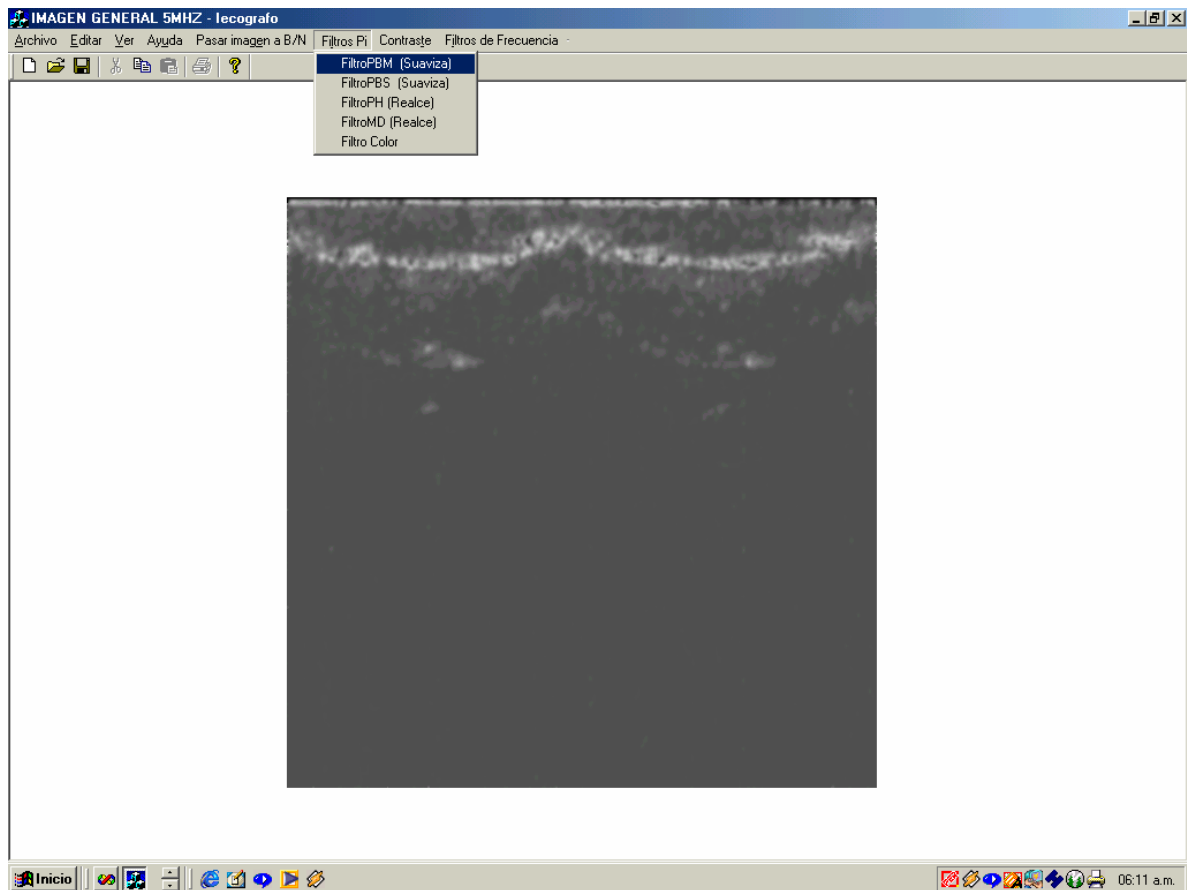


Figura 8.18. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Filtro suavizante.

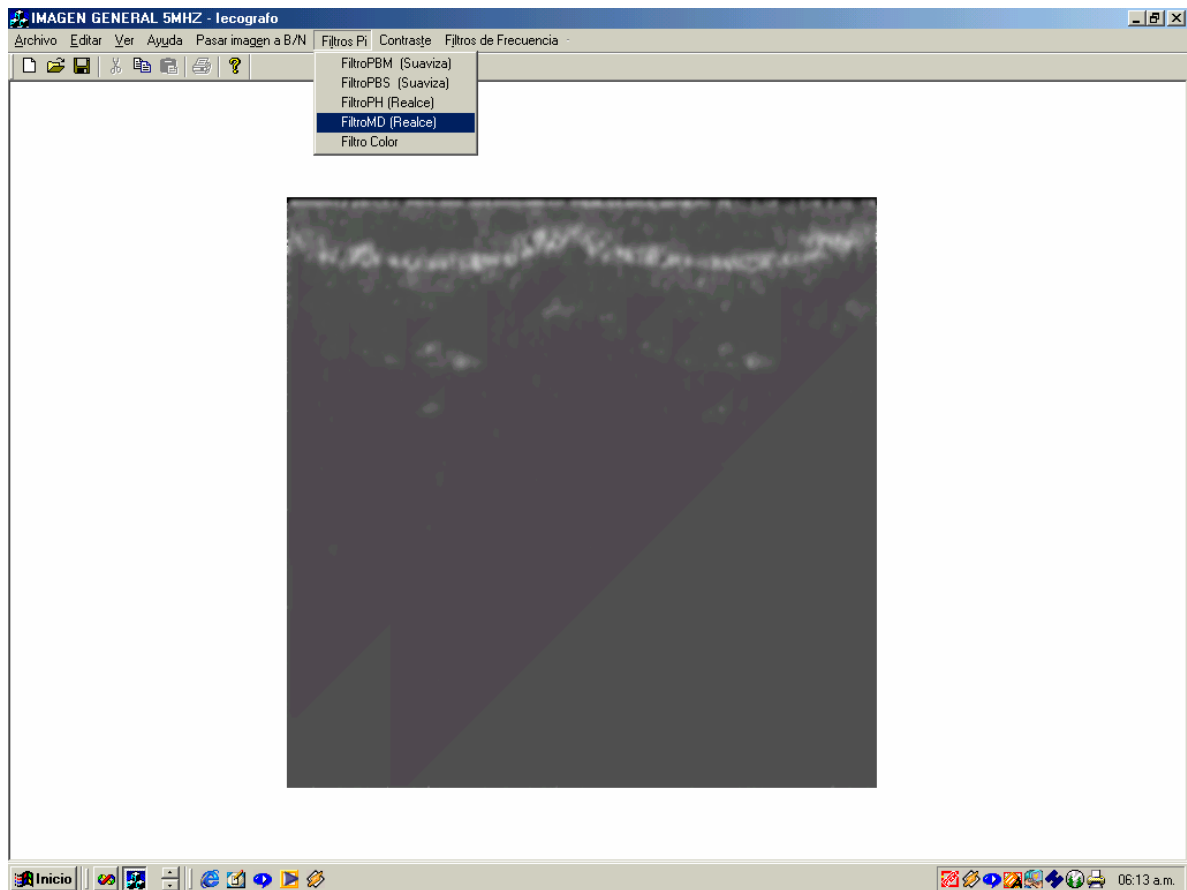


Figura 8.19. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Filtro de Realce.

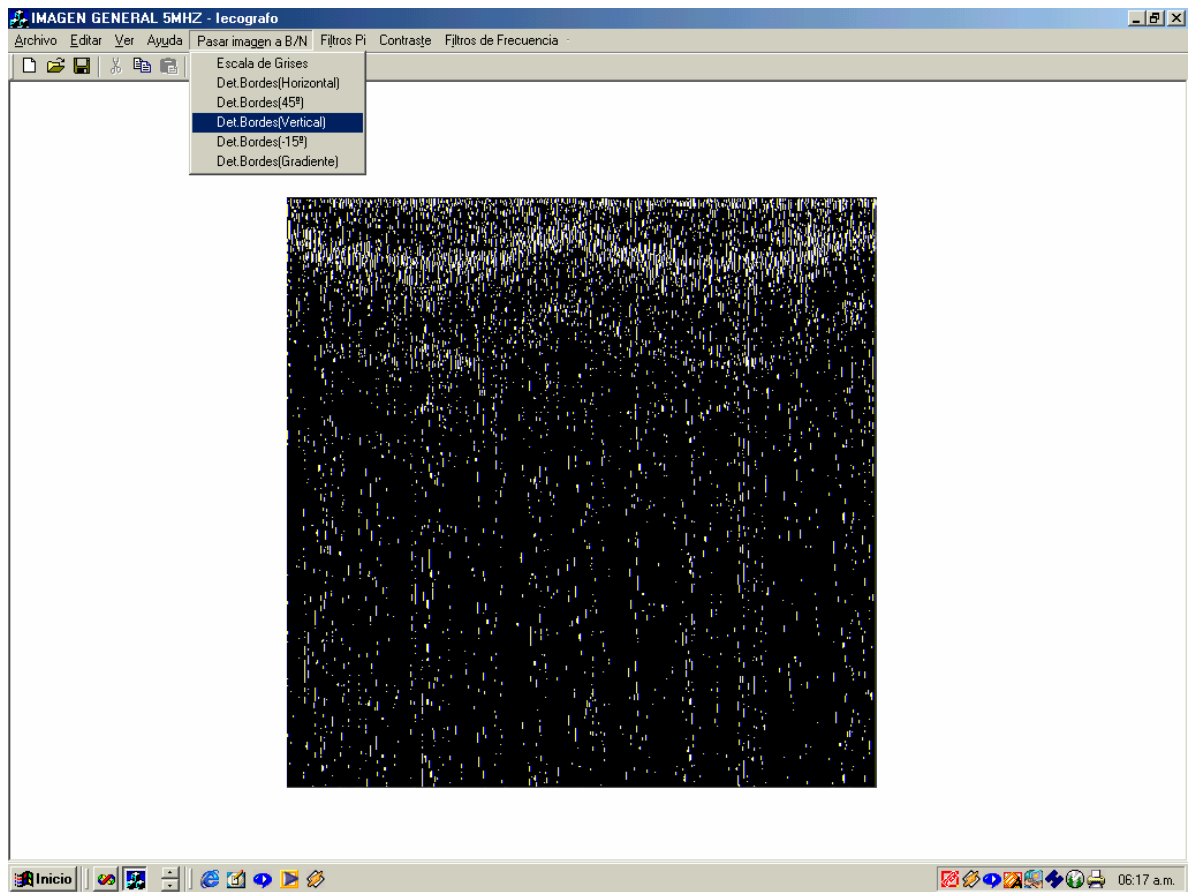


Figura 8.20. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con Detector de Bordes Vertical.

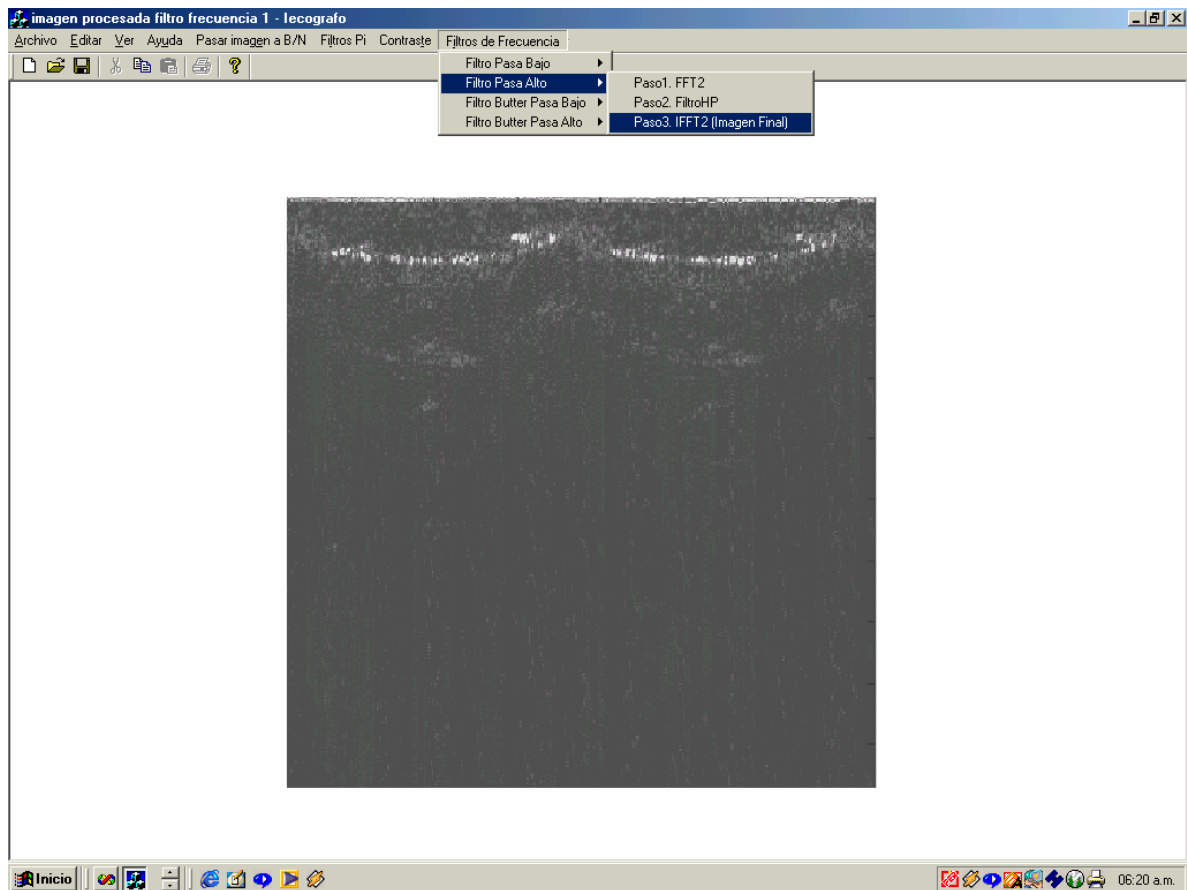


Figura 8.21. Imagen ecográfica de un antebrazo procesada con filtro de frecuencia.

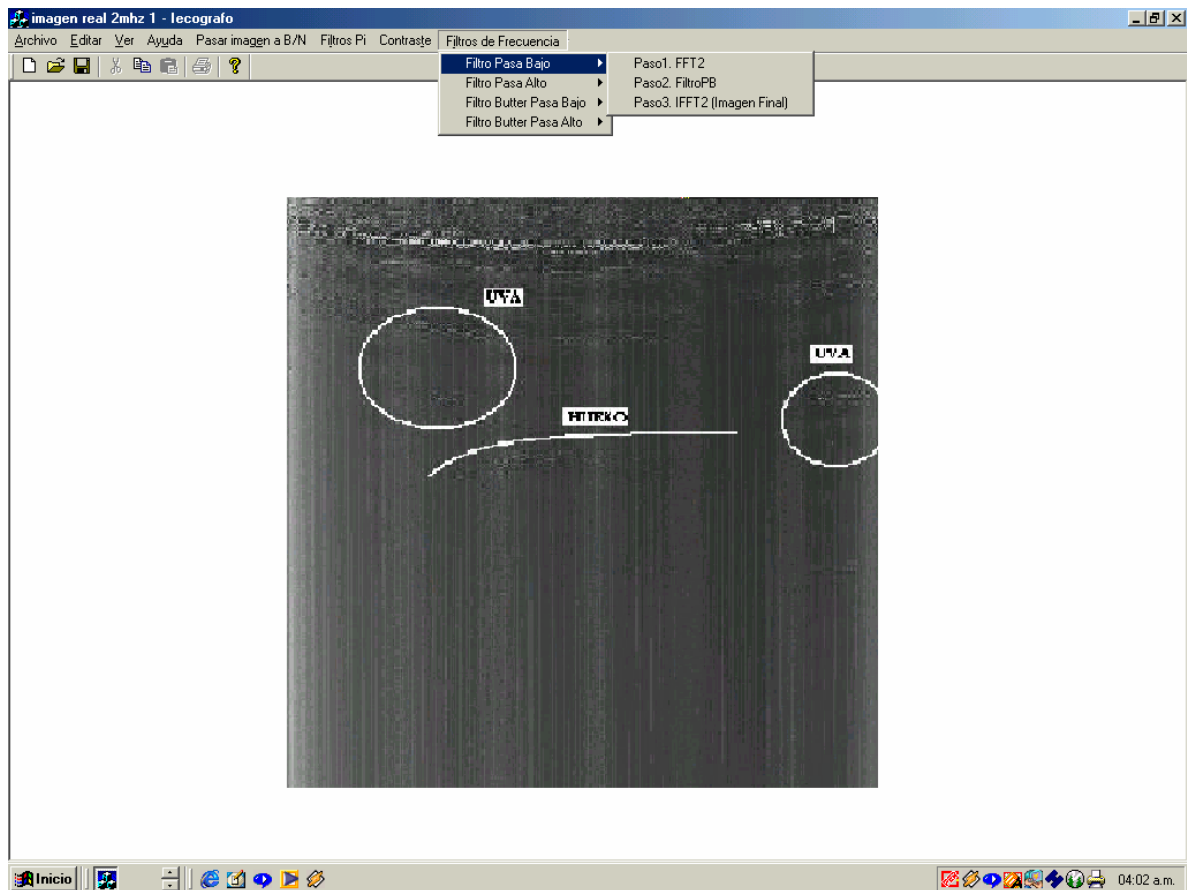


Figura 8.22. Imagen de 2 Mhz, procesada con el Menú de filtros de frecuencia.

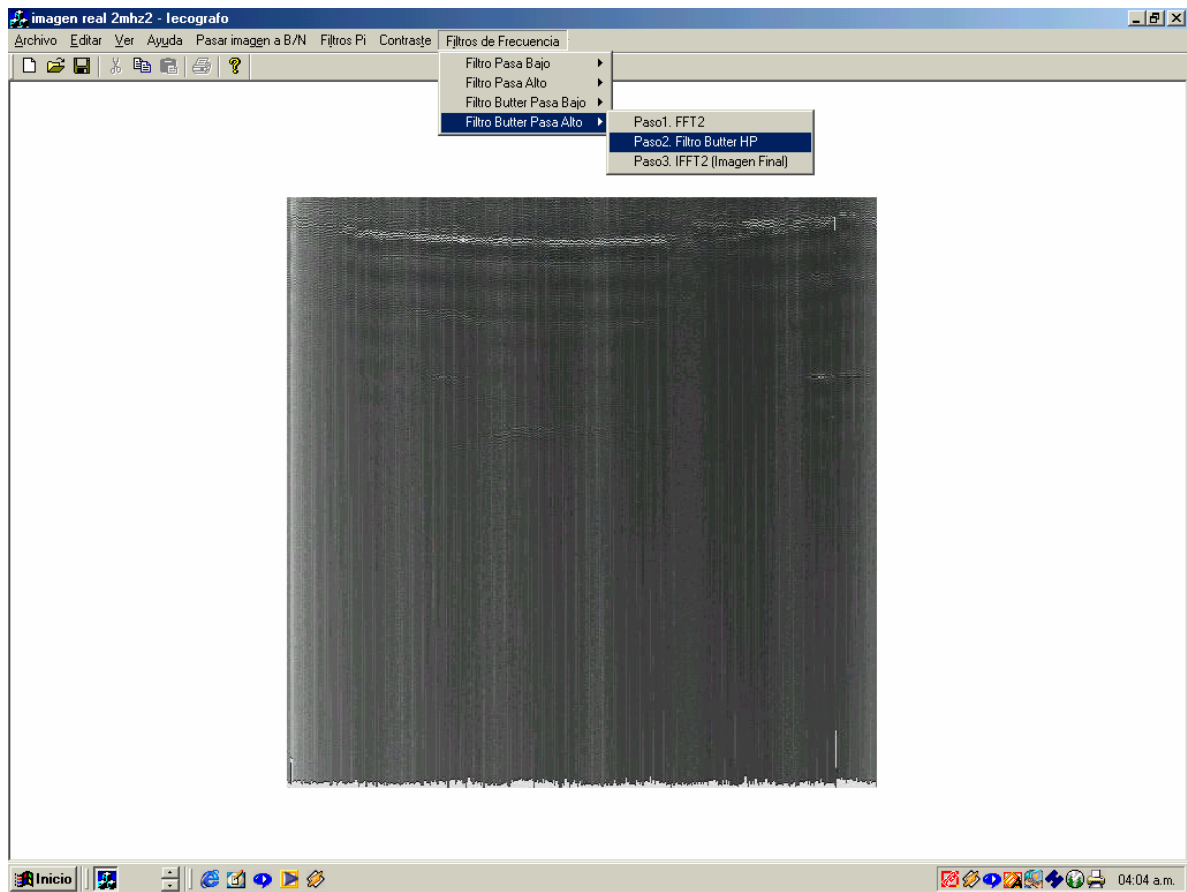


Figura 8.23. Imagen procesada aplicando filtro Butterworth pasa alto.

8.3.2. Procesamiento de Imagen aplicando el programa IECOGRAFO.CPP.- (Tratamiento a imágenes de ecógrafos comerciales)

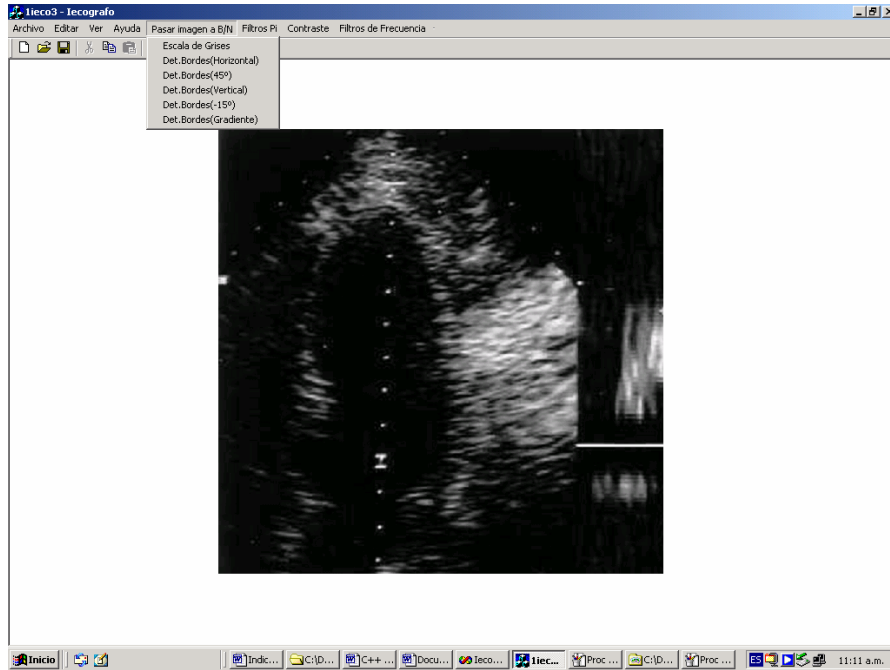


Figura 8.24. Menú: Escala de Grises, detector de bordes: horizontal, vertical.



Figura 8.25. Menú filtros espaciales: suavizante, resaltador y la mediana.



Figura 8.26. Menú de contraste: alto y bajo.

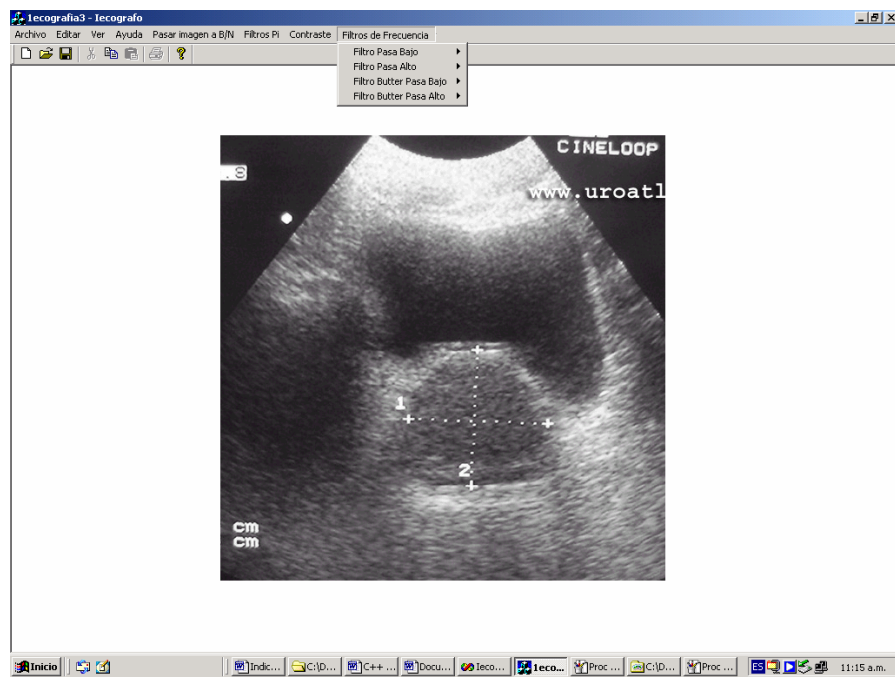


Figura 8.27. Menú de filtros de Frecuencia: Pasa bajo, Pasa alto, Butterworth pasa alto, Butterworth pasa bajo.

CONCLUSIONES

- Se puede concluir en primer lugar, que con tecnología adecuada a la realidad del país es posible obtener señales ecográficas, a partir de mi propuesta, que se resume en los estudios, ensayos y resultados obtenidos, utilizando accesorios y dispositivos electrónicos que se encuentran en nuestro mercado.
- Este no es un estudio de un proceso de medición exacta, sino un proceso de visualización de imágenes, entonces los errores de apreciación resultan despreciables, luego podemos decir que el sistema en estudio es confiable puesto que las mediciones y resultados se han efectuado a partir del uso de instrumentos y software certificados internacionalmente, por lo tanto el concepto de confiabilidad del sistema solo sería aplicable a un prototipo final.
- Al realizar un análisis de los principales prototipos comerciales de ecógrafos, se ha llegado a determinar que a futuro, desarrollando un prototipo electrónico final de un ecógrafo basado en computadora y aplicado a Telemedicina, puede ser muy adecuado para ser empleado en zonas rurales de nuestro país.
- Los circuitos estudiados, diseñados y aplicados en esta tesis, pueden servir de base para desarrollos de prototipos finales de ecógrafos. Podría aplicarse en Telemedicina (transmisión de datos de exámenes de pacientes), con el uso de una red de nodos computarizados que enlacen las zonas rurales (escasas en servicios de Diagnóstico por Imágenes). Se usarían puertos I/O MODEM, de red, de micro-ondas, de satélite, así como de redes LAN, Internet, entre otros.
- Ha existido un grado de dificultad, para obtener los resultados esperados, porque inicialmente se ensayaron muchas pruebas sin ningún resultado, únicamente los

ensayos de mediciones en laboratorios de ecografía reales nos dieron ideas mas concretas en cuanto al conocimiento y diseño de los circuitos electrónicos para la recuperación de imágenes ecográficas, tema materia de este trabajo de tesis.

- El transductor utilizado durante los ensayos es de la marca ATL, del modelo sectorial mecánico. Es sencilla tecnológicamente y por ello fácil de estudiarlo.
- Informando a instituciones, laboratorios, y usuarios a cerca de este tipo de tecnología, se observó que médicos particulares, centros médicos y centros de investigación estaban interesados en su desarrollo y en los resultados que se obtengan de ello, avalando la importancia de este proyecto.
- Como consecuencia de las investigaciones realizadas, se ha conseguido llegar al objetivo de observar ecos a partir de la aplicación de un transductor de ultrasonido, recuperar imágenes de ecografía, procesarlas para una mejor presentación y de elaborar una teoría técnica en torno a ello.
- El estudio de los transductores de ultrasonido, ha aumentado mis conocimientos técnicos en el campo de los equipos médicos y de la Ingeniería Biomédica; así mismo, este trabajo ha incrementado la bibliografía local para futuras investigaciones, dado que en nuestro medio existe escasa información y pocas veces se han efectuado estudios al respecto.
- Es importante la culminación de esta tesis, porque ello puede conllevar al inicio de la creación de una tecnología propia, y por ende, favorecer al desarrollo del país.

ANEXO A

ESTADÍSTICAS DEL SERVICIO DE SALUD EN PERU

Tabla A.1. Densidad poblacional.

Indicadores Demográficos			
INDICADOR	UNIDAD MEDIDA	PERIODO	VALOR
Densidad Poblacional	Habitantes por kilómetro cuadrado	1985	15.2
		1990	16.9
		1995	18.5
		2000	20.2
		2005	21.7

FUENTE: INEI (2002)

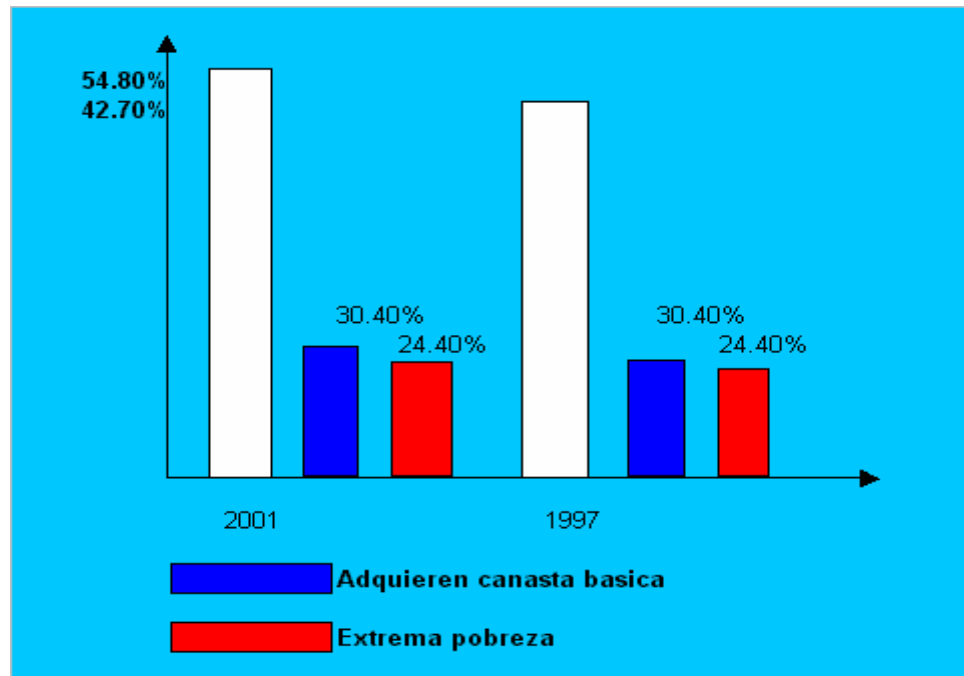


Figura A.1. La población en situación de pobreza.

FUENTE: INEI (2002)

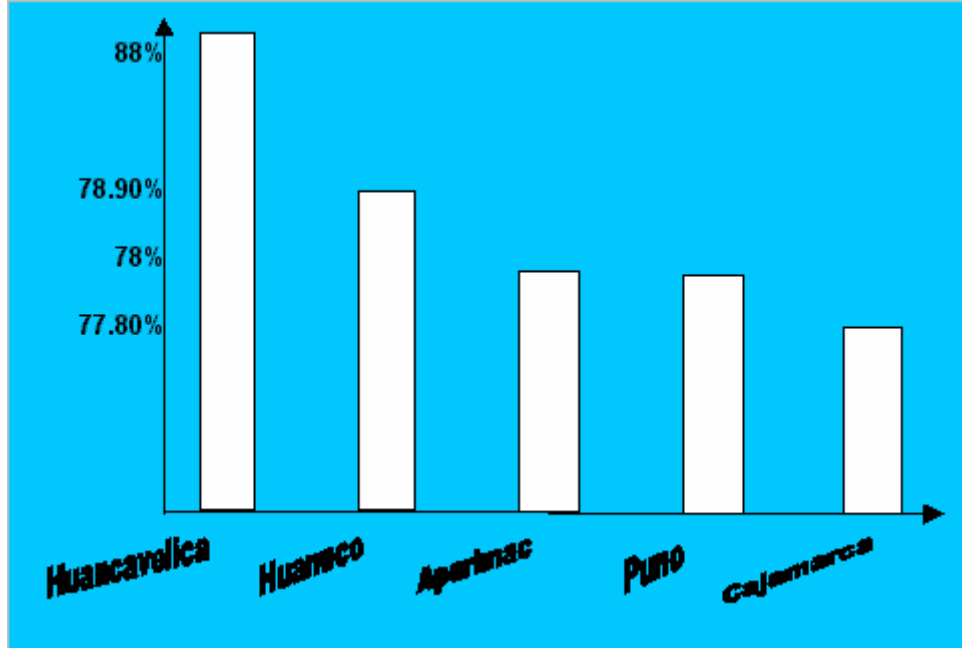


Figura A.2. Nivel de pobreza por departamentos.

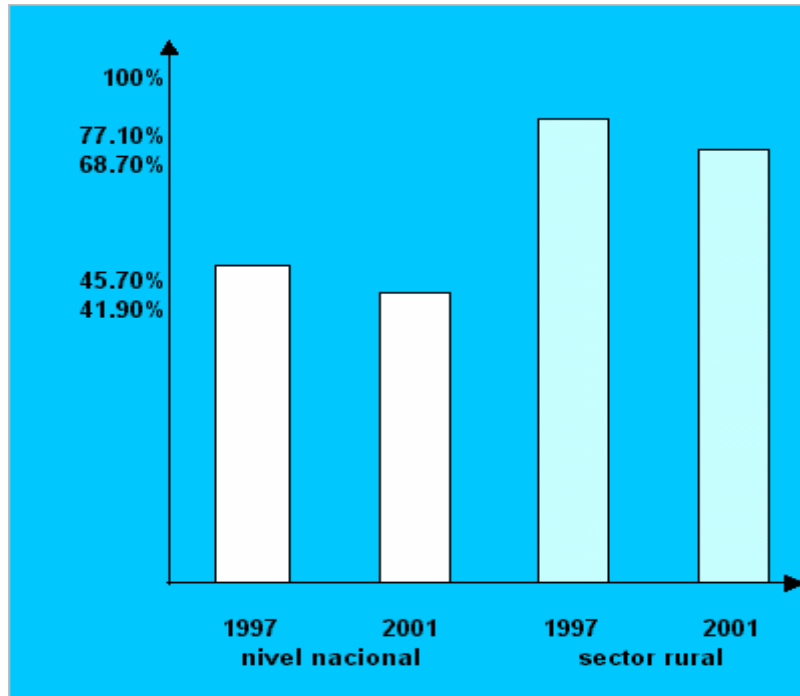


Figura A.3. Medición de la pobreza 1997-2000.

FUENTE: INEI (2002)

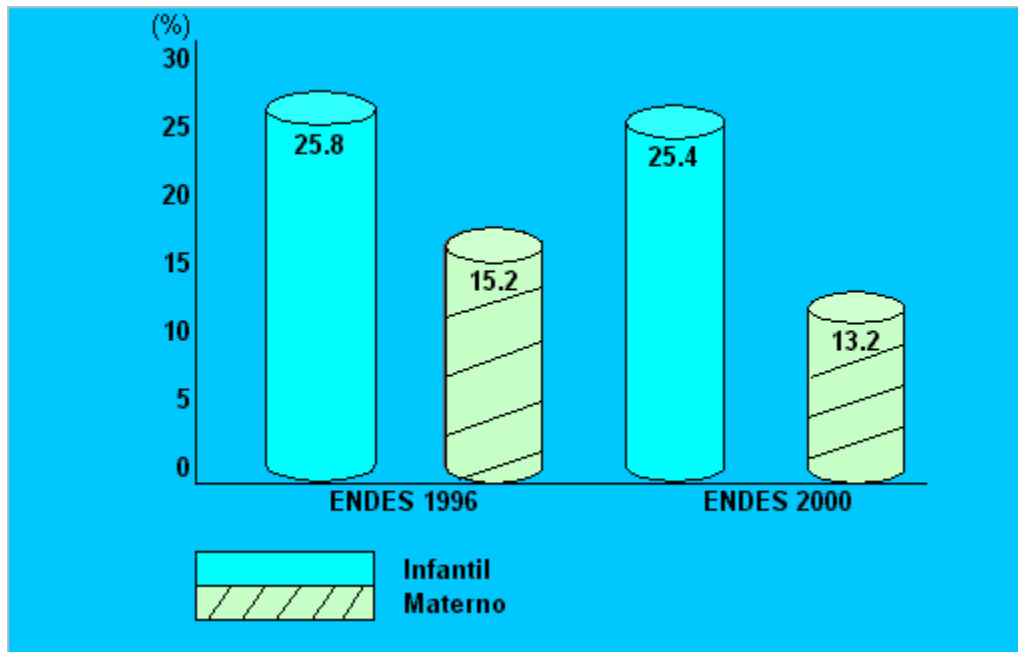


Figura A.4. Desnutrición Infantil y Materna (hasta el año 2000)

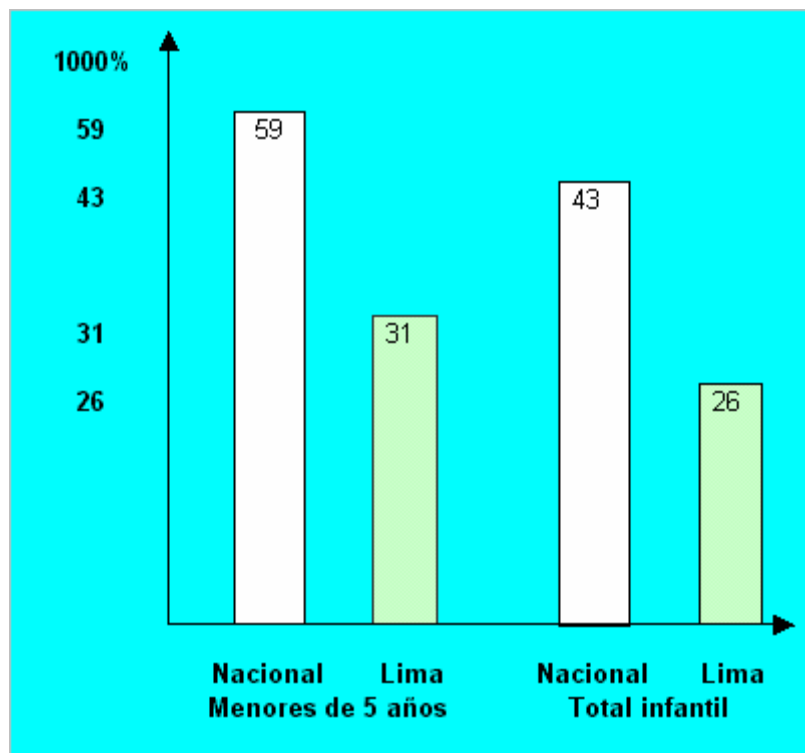


Figura A.5. Tasa de mortalidad infantil (Año 1996).

FUENTE: MINSA (Encuesta Nacional Demográfica y de Salud: ENDES 2000)

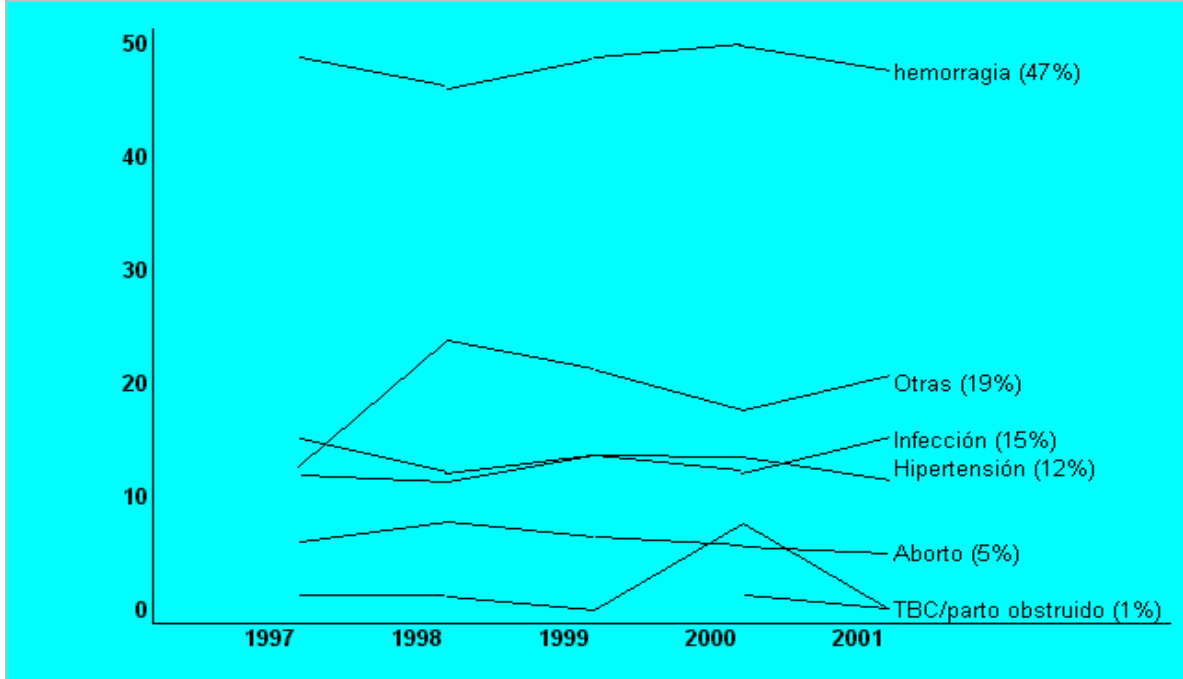


Figura A.6. Tendencias de las causas en mortalidad materna (proyección hasta el 2001)

FUENTE: MINSA (ENDES 2000)

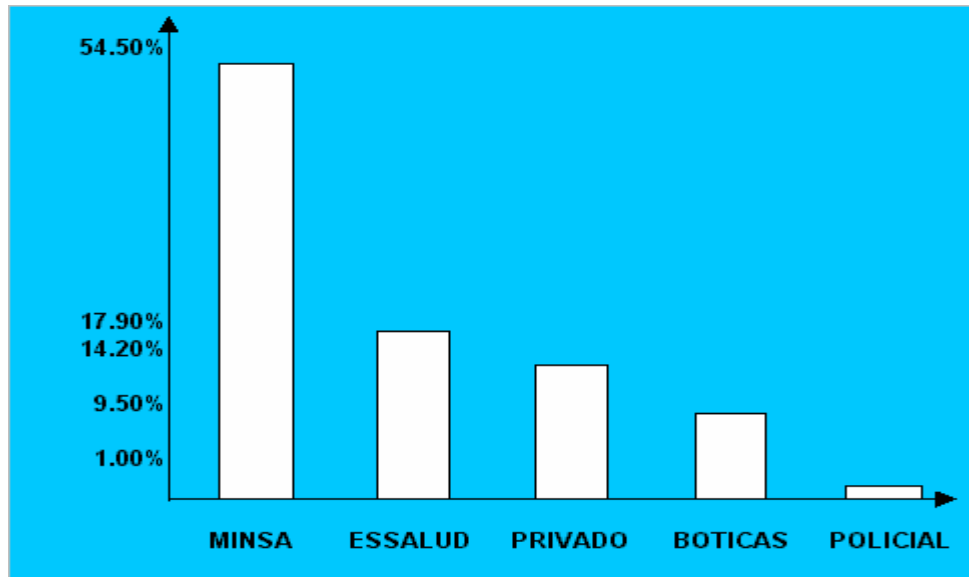


Figura A.7. Demanda por servicios de salud en el 2000 (población total)

Tabla A. 2. Cobertura de la población nacional asegurada

ESSALUD	SEGURO PUBLICO	SEGUROS PRIVADOS	FF AA Y PNP	TOTAL
20.10%	9.30%	2.00%	1.30%	32.70%

FUENTE: MINSA (Base Datos Utilización de Servicios 2000)

**Tabla A.3. Numero de establecimientos del Sector Salud, por área urbano, marginal y rural.
(FUENTE MINSA-Censo de Infraestructura Sanitaria 1996)**

DEPARTAMENTO	TOTAL	URBANO				URBANO MARGINAL				RURAL			
		HOSPITAL	C.S.	P.S.	OTROS	HOSPITAL	C.S.	P.S.	OTROS	HOSPITAL	C.S.	P.S.	OTROS
TOTAL	7308	433	1306	885	65	25	351	494	38	14	192	3489	14
AMAZONAS	262	4	25	68	.	.	3	4	.	1	5	152	.
AICASH	397	22	48	51	2	2	14	24	.	.	15	219	.
APURIMAC	207	9	28	25	.	.	1	4	.	.	11	127	.
AREQUIPA	306	13	59	24	1	.	34	59	.	2	22	92	.
AYACUCHO	320	10	37	56	.	2	2	9	.	.	8	196	.
CAJAMARCA	484	12	57	96	.	.	5	20	.	.	9	285	.
CALLAO	94	12	43	2	6	.	20	6	4	.	1	.	.
CUSCO	290	16	68	56	.	.	3	11	.	.	9	127	.
HUANCAVELICA	256	2	33	70	.	.	.	1	.	1	5	144	.
HUANUCO	212	10	16	43	.	.	5	11	.	.	3	124	.
ICA	157	18	36	14	2	1	14	15	2	.	4	50	1
JUJUI	456	27	68	100	.	1	1	10	.	1	6	242	.
LA LIBERTAD	314	28	58	65	9	3	20	33	4	2	13	75	4
LAMBAYEQUE	165	25	42	4	3	1	14	6	.	2	.	67	1
LIMA	1168	134	392	31	34	10	147	190	27	1	21	175	6
LORETO	289	11	24	24	.	.	11	15	.	1	8	195	.
MADRE DE DIOS	114	4	3	5	.	.	.	7	.	.	11	83	1
MOQUEGUA	67	4	19	7	1	.	9	6	.	1	2	18	.
PASCO	288	7	19	30	.	.	5	7	.	.	3	217	.
PIURA	409	20	68	20	4	4	14	16	.	.	7	256	.
PUNO	376	16	56	35	.	.	10	14	.	.	15	230	.
SAN MARTIN	362	18	55	29	.	.	6	10	1	.	7	236	.
TACNA	81	3	13	13	3	.	7	5	.	2	3	31	1
TUMBES	61	5	23	13	.	.	2	2	.	.	1	15	.
UCAYALI	173	3	16	4	.	1	4	9	.	.	3	133	.

Tabla A.4. Número de equipos del Sector Salud (Total) en el Servicio de Ecografía (según departamento)

DEPARTAMENTO	ECOGRAFO LINEAL		ECOGRAFO MULTIPROP.		ECOGRAFO DOPPLER	
	OPERATIVO	NO OPERAT.	OPERATIVO	NO OPERAT.	OPERATIVO	NO OPERAT
TOTAL	174	21	145	7	41	1
AMAZONIAS	4
ANCASH	4	1	4	.	.	.
APURIMAC	1	1	2	.	1	.
AREQUIPA	8	1	10	.	1	.
AYACUCHO	4	.	1	.	.	.
CAJAMARCA	5	1	1	.	.	.
CALLAO	11	1	5	1	.	.
CUSCO	8	.	7	.	.	.
HUANCAVELICA	2	.
HUANUCO	1	.	2	.	.	.
ICA	5	4	4	.	3	.
JUNIN	10	.	3	.	2	.
LA LIBERTAD	7	2	5	.	2	.
LAMBAYEQUE	7	.	5	.	2	.
LIMA	68	6	78	4	26	1
LORETO	4	2	1	.	.	.
MADRE DE DIOS	1
MOQUEGUA	1	.	2	.	1	.
PASCO	3
PIURA	10	2	5	1	.	.
PUNO	2	.	1	1	1	.
SAH MARTIN	3	.	1	.	.	.
TACHA	3	.	5	.	.	.
TUMBES	1	.	1	.	.	.
UCAYALI	3	.	2	.	.	.

FUENTE: MINSA (Censo de Infraestructura Sanitaria 1996)

**Tabla A.5. Número de equipos de Ecografía del MINSA
(según departamento)**

DEPARTAMENTO	ECOGRAFO LINEAL		ECOGRAFO MULTIPROP.		ECOGRAFO DOPPLER	
	OPERATIVO	NO OPERAT.	OPERATIVO	NO OPERAT.	OPERATIVO	NO OPERAT
TOTAL	62	9	34	5	5	1
AMAZONIAS	2
AHCASH	1	.	2	.	.	.
APURIMAC	1	.	.	.	1	.
AREQUIPA	4	1	3	.	.	.
AYACUCHO	2	.	1	.	.	.
CAJAMARCA	2	.	1	.	.	.
CALLAO	2	.	3	.	.	.
CUSCO	7	.	3	.	.	.
HUANCAVELICA	1	.
HUANUCO	.	.	1	.	.	.
ICA	4	3	.	.	1	.
JUJUI	5
LA LIBERTAD	3	1
LAMBAYEQUE	1	.	2	.	.	.
LIMA	13	2	12	4	2	1
LORETO	2	2
MADRE DE DIOS	1
MOQUEGUA
PASCO	2
PIURA	5	.	2	.	.	.
PUÑO	2	.	1	1	.	.
SAN MARTIN
TACNA	.	.	2	.	.	.
TUMBES	1

FUENTE: MINSA (Censo de Infraestructura Sanitaria 1996)

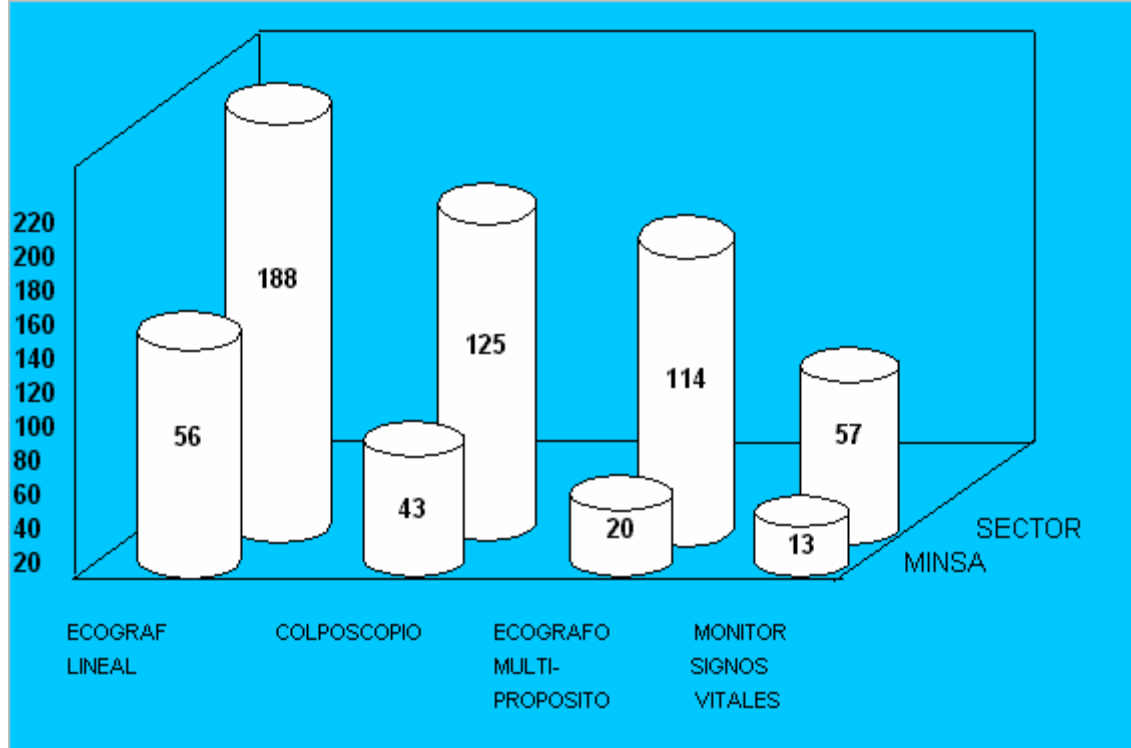


Figura A.8. Equipos operativos en el servicio de Ginecología (según descripción)

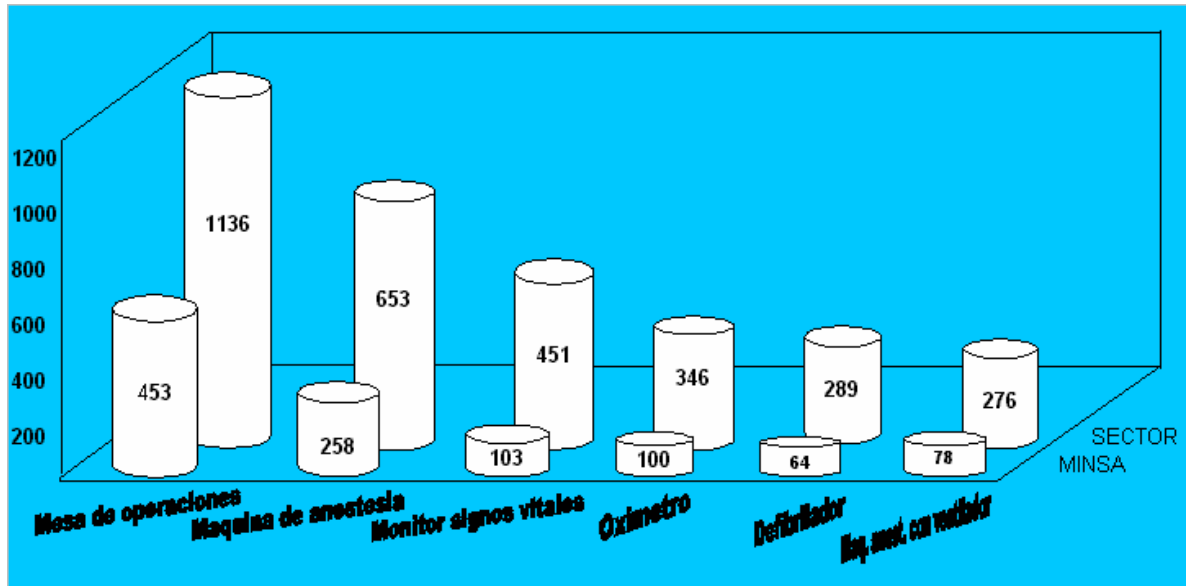


Figura A.9. Equipos operativos en el servicio de Cirugía (según descripción)

FUENTE: 2DO CISRESSA 1996 MINSA-OIE-OEE

**Tabla A.6. Recursos Humanos MINSA
(por departamentos, 1996)**

		Profesional	Técnico	Administrativo
DEPARTAMENTO	Total	19,883	9,862	1,601
AMAZONIAS	283	201	72	10
AUCASH	1117	765	299	53
APURIMAC	375	236	130	9
AREQUIPA	2120	1307	755	58
AYACUCHO	835	510	317	8
CAJAMARCA	1067	603	449	15
CUSCO	1036	554	475	6
HUANCAVELICA	370	267	99	4
HUANUCO	744	446	285	13
ICA	1176	773	391	12
JUNIN	1511	755	685	71
LA LIBERTAD	1610	1079	454	77
LAMBAYEQUE	531	366	146	19
LIMA	11810	7674	3227	909
LORETO	571	397	150	24
MADRE DE DIOS	122	83	36	3
MOQUEGUA	350	229	117	4
PASCO	290	175	107	8
PIURA	1047	788	243	16
PUÑO	1336	720	550	66
SAH MARTIN	434	330	94	10
TACHA	577	340	256	1
TUMBES	204	120	50	34
UCAYALI	367	213	135	19

FUENTE: MINSA (Censo Infraestructura Sanitaria 1996)

ANEXO B

ANTECEDENTES DE DESARROLLO TECNOLÓGICO EN ULTRASONIDO

1. Rasgos históricos de la ecografía médica.-

El llamado ultrasonido abarca el espectro de frecuencias sonoras que superan los 20.000 Hz, el cual es el límite máximo de frecuencia percibida por el oído humano.

En la naturaleza encontramos desde tiempos inmemoriales animales que utilizan el ultrasonido como medio de orientación, comunicación, localización de alimentos, defensa, etc. Ejemplos de animales que utilizan el ultrasonido son: Polillas, marsopas, pájaros, perros, murciélagos y delfines.

A continuación haremos una breve reseña histórica de los principales acontecimientos que han marcado el progreso del ultrasonido en el campo médico.

En 1881, Jacques y Pierre Curie publicaron los resultados obtenidos al experimentar la aplicación de un campo eléctrico alternante sobre cristales de cuarzo y turmalina, los cuales produjeron ondas sonoras de muy altas frecuencias.

En 1947, Dr Douglas Howry, detectó estructuras de tejidos suaves al examinar los reflejos producidos por el ultrasonidos en diferentes interfases.

En 1949 se publicó una técnica de eco pulsado para detectar cálculos y cuerpo extraños intracorpóreos.

En 1951 hizo su aparición el Ultrasonido Compuesto, en el cual un transductor móvil producía varios disparos de haces ultrasónicos desde diferentes posiciones, y hacia un área fija. Los ecos emitidos se registraban e integraban en una sola imagen.

En 1952, Howry y Bliss publicaron imágenes bidimensionales del antebrazo, en vivo.

En 1959, Satomura reportó el uso, por primera vez, del Doppler ultrasónico en la evaluación del flujo de las arterias periféricas.

En 1960, Howry introdujo el uso del ***Transductor Sectorial Mecánico (hand held scanner)***.

En 1962, Homes produjo un scanner que oscilaba 5 veces por segundo sobre la piel del paciente, permitiendo una imagen rudimentaria en tiempo real.

En 1964 apareció la técnica Doppler para estudiar las carótidas, con gran aplicación en Neurología.

En 1965 La firma austriaca Kretztechnik en sociedad con el oftalmólogo Dr Werner Buschmann, fabricó un transductor de 10 elementos dispuestos en fase, para examinar el ojo, sus arterias, etc.

En 1967, se inicia el desarrollo de transductores de A-MODE para detectar el corazón embrionario, factible en ese entonces a los 32 días de la fertilización.

En 1968, Sommer reportó el desarrollo de un scanner electrónico con 21 cristales de 1.2 Mhz, que producía 30 imágenes por segundo y que fue realmente el primer aparato en reproducir imágenes de tiempo real, con resolución aceptable.

En 1969 se desarrollaron los primeros transductores transvaginales bidimensionales, que rotaban 360 grados y fueron usados por Kratochwil para evaluar la desproporción cefalopélvica. También se inició el uso de las sondas transrectales.

En 1971 la introducción de la escala de grises marcó el comienzo de la creciente aceptación mundial del ultrasonido en diagnóstico clínico.

En 1982 Aloka anunció el desarrollo del Doppler a Color en imagen bidimensional.

En 1983, Aloka introdujo al mercado el primer Equipo de Doppler a Color que permitió visualizar en tiempo real y a Color el flujo sanguíneo.

En 1994, febrero, el Dr. Gonzalo E. Díaz introdujo el postproceso en Color para imágenes diagnósticas ecográficas y que puede extenderse a cualquier imagen. Además ha venido creando rutinas para análisis C.A.D. (Computer Aided Diagnosis o diagnóstico apoyado por computador) obteniendo así notorios beneficios en la precisión.

2. Desarrollos anteriores y similares.-

A Continuación describo algunos antecedentes de desarrollos similares.

2.1. Transductores piezoeléctricos para aplicaciones de visualización ultrasónica: diseño, modelado y realización.

*Coordinado por F. Montero de Espinosa
Instituto de Acústica CSIC, Serrano 144, 28006 Madrid, España*

Resumen.-

En esta contribución se desarrolla la actividad del Instituto de Acústica sobre el modelado diseño y realización de transductores monoelemento y arrays ultrasónicos para técnicas de visualización y medida {30}.

Reseña histórica.-

La historia de nuestro Instituto en cuanto se refiere a los transductores piezoeléctricos para visualización ultrasónica empieza en 1982 cuando J Gallego anima a quien escribe a especializarse en el Instituto di Acústica de Roma bajo la dirección de M. Pappalardo, amigo personal suyo. De ahí al día de hoy, han trabajado muchas personas del Instituto en ello. El mismo J. Gallego fue el responsable del primer contrato con una industria española de nuestro departamento. El título del contrato era "Transductores para inspección de materiales compuestos con fibra de carbono", y la empresa CASA. Fue un proyecto que involucró a casi todos y con el que aprendimos mucho. El último es un proyecto europeo recientemente concedido titulado "Advanced Array technologies for Optimised Maintenance and Inspection in Critical Applications" En estos dieciocho años ha habido una gran actividad en la que han participado por orden cronológico junto a quien coordina esta reseña: J. Gallego, E. Riera, E. Andrés, A. Ramos, A. García-Olías, P.T. Sanz, J.L. San Emeterio, J.M. Torregrosa y T. Gómez.

Como resumen de la actividad, se han realizado transductores para empresas españolas - Microrep, CASA, TECAL, NTE- y europeas - GEC Marconi, MATRA, ESAOTE-. Se han realizado más diez proyectos financiados por entidades nacionales, más de diez proyectos de índole internacional, se han registrado seis patentes nacionales y se han publicado una gran cantidad de artículos en revistas y comunicaciones en congresos.

Se ha colaborado con grupos de investigación y empresas de Europa, EEUU e Iberoamérica, Impartiendo el Instituto Cursos de especialización en el tema tanto en España como en el extranjero. Se han formado en el Instituto colegas de Europa, EEUU e Iberoamérica. Las líneas que están actualmente en desarrollo son los transductores de banda ancha para acoplamiento en aire - proyecto "Transductores piezoeléctricos de alta resolución para acoplamiento en aire" de la CICYT, en colaboración con la UPC de Barcelona- y los arrays bidimensionales para imagen tridimensional-, -proyecto FEDER de imagen tridimensional en END y proyecto europeo AMICA-. También está en vigor un proyecto FEDER para la realización de un transductor para ecografía en veterinaria. Todos estos últimos proyectos en estrecha colaboración con el IAI del CSIC.



Figura B.1. Barra operacional principal de una aplicación para el diseño completo de transductores incluyendo desde los materiales constitutivos, la caracterización piezoeléctrica, la respuesta en tiempo y frecuencia del transductor y el perfil axial y respuesta temporal del mismo. Se pueden observar los cinco ejecutables de que consta.

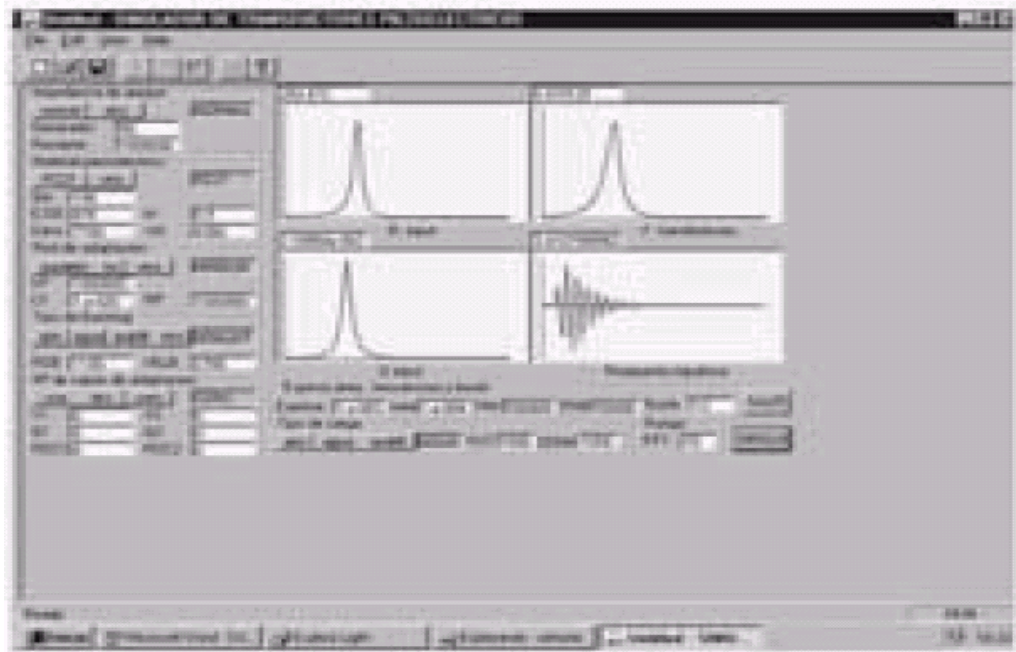


Figura B.2. Ventana principal de un simulador para el diseño de transductores piezoeléctricos con inclusión de secciones de adaptación mecánica y eléctrica.



Figura B.3. Fotografía de un array cóncavo de 3.5 Mhz y 96 elementos. Aplicación: ecocardiografía tridimensional.

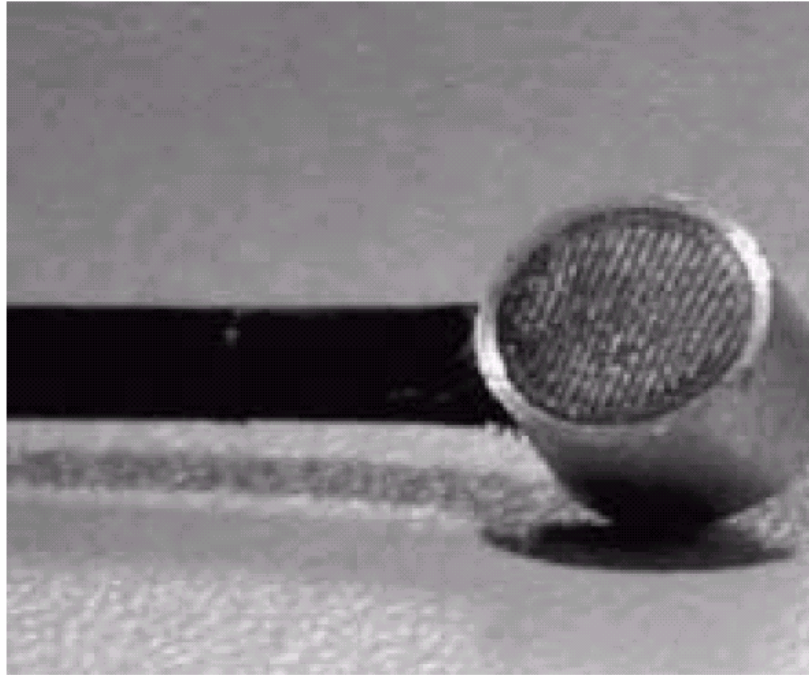


Figura B.4. Fotografía de un transductor monoelemento de 5 Mhz y 5 mm de diámetro. Capa de adaptación composite metal-polímero. Se realizaron decenas para prueba de envejecimiento de un ala en CASA.



Figura B.5. Array de 5 Mhz y 16 elementos para un sistema de END desarrollado para TECAL-CASA. El sistema incluía la electrónica de excitación, recepción y multiplexado.

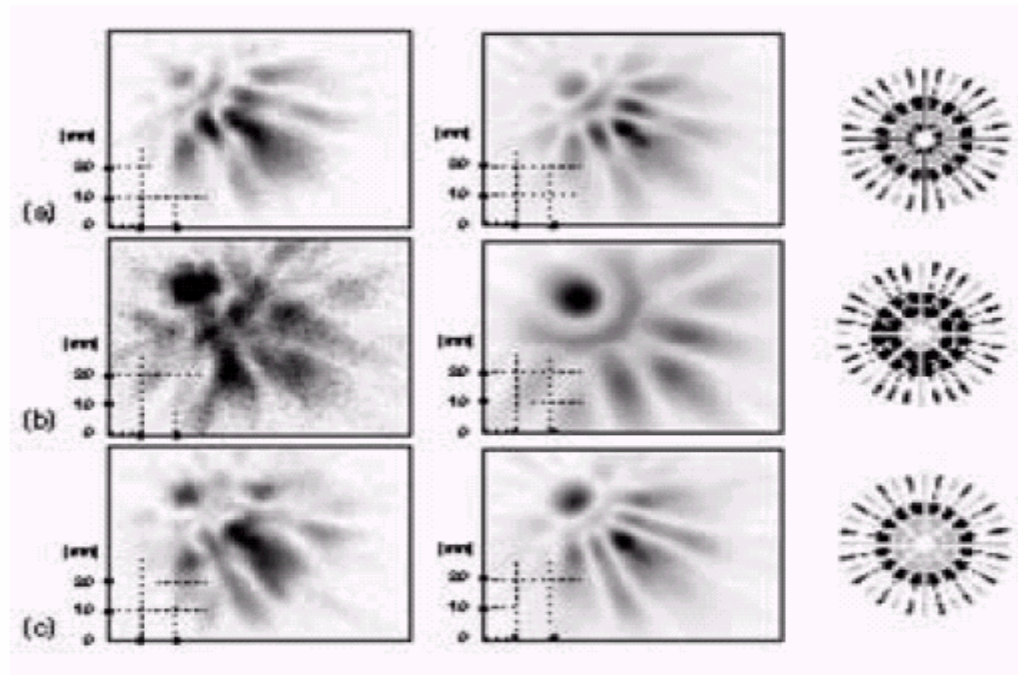


Figura B.6. Campo acústico impulsivo -simulación y medida- de un array segmentado bidimensional de 2.2 Mhz y 32 elementos. La simulación ha sido realizada por Oscar Martínez.



Figura B.7. Imagen ecográfica obtenida con el array que se aprecia en la fotografía. 5.0 Mhz, 148 elementos.

2.1.1. A propósito de CSIC (Consejo Supremo de Investigación Científica).-

Durante la investigación efectuada, me comuniqué vía correo electrónico con el CSIC (España). Los pormenores se narran a continuación:

----- Original Message -----

From: csanchez <csanchez@mail.inictel.gob.pe>

To: <carlos@iai.csic.es>

Sent: Wednesday, October 01, 2003 12:39 AM

Subject: A cerca de la electronica...

////MENSAJE DE SOLICITUD////////////////////////////////////

>

> Un saludo muy cordial, excelentísimo Dr. Carlos Fritsch:

>

> El que le escribe responde al nombre de Carlos Sanchez Marquez, Bachiller en

> Ing. Electronica, especialista en Equipos medicos y egresado de la

> Universidad de San Marcos, Lima Peru, co-investigador en un Proyecto en

> INICTEL (Instituto Nacional de Investigacion en Telecomunicaciones), el mismo

> que se refiere a la implementacion de un sistema para la adquisicion de

> señales ecograficas (con aplicaciones en telemedicina), en tal sentido, en

> días recientes, me comuniqué con el Dr. Montero, importante miembro de su

> institucion (quien podría darle algunos alcances mas a cerca de lo que en el

> correo le explique), el mismo que me recomendo contactarme con vuestra

> persona, con la finalidad de obtener de parte suya, algún apoyo o sugerencia

> en cuanto a la ELECTRONICA, COMPONENTES, ADQUISICION DE
> DISPOSITIVOS, etc.,

> para la construcción de un transductor básico para ecografía (en este caso

> aplicado a la Medicina). Respetable Dr, a manera de favor, le solicito si

> estuviese en la posibilidad de ayudarnos, enviarnos o sugerirnos la

> implementacion de la etapa de excitación y respuesta de los CRISTALES, que

> por el momento se nos esta haciendo difícil, por lo que le quedaríamos

> infinitamente agradecidos.

> Dr. Fritsch, ante cualquier respuesta de parte suya, puede hacerlo a mi

> correo:

> csanchez@inictel.gob.pe

> En todo caso, a los correos siguientes:

> mrios@inictel.gob.pe (Jefe del Proyecto) Tf: 346-1808 / Anexo: 313.

> adelacruz@inictel.gob.pe (Co-investigador) Anexo:317.

>

> Eternamente agradecido quedo a la espera de prontas noticias vuestras.

> Un amigo y servidor:

> Bach. Carlos Sánchez M.

////////////////////////////////////MENSAJE DE RESPUESTA////////////////////////////////////

Estimado Carlos Sánchez:

Deduzco que están interesados en la etapa de excitación de los transductores y preamplificación de señales. Desde luego, como conocerán bien, lo referente al control, adquisición y procesamiento de señales es lo suficientemente complejo como para no poder resolverlo por comunicación vía e-mail.

En diversas páginas de Internet puede encontrar información (palabras clave de búsqueda "pulser", "ultrasound", "array", etc.). Si les interesa multiplexar las señales, también les sugiero que busquen aplicaciones en la página web

<http://mail.inictel.gob.pe/horde/util/go.php?url=http%3A%2F%2Fwww.super tex.com&Horde=68fc3e3337dab29a63d8e94ac9d363df>

No obstante le adjunto un esquema de esta etapa que estamos utilizando en nuestro grupo para aplicaciones análogas, junto con unas breves explicaciones.

Le ruego confidencialidad sobre su uso en relación con empresas, pero pueden utilizarlo libremente para sus propios fines de investigación.

Espero que esta información les sea útil.

No dude en contactar conmigo si en algo más puedo servirles.

Un saludo.

Carlos Fritsch
Instituto de Automática Industrial (CSIC)
La Poveda (Arganda)
28500 Madrid (España)

Algunas notas sobre PULPRE-A

(Elaboradas en respuesta al Bach. Carlos Sánchez, Univ. San Marcos, Lima, Perú)
Instituto de Automática Industrial (CSIC)
C. Fritsch (Oct. 2003) e-mail: carlos@iai.csic.es

PULPRE-A es un circuito que contiene un excitador de transductores piezoeléctricos y un preamplificador de las señales recibidas. Está concebido para su montaje apilado sobre otro circuito análogo (PULPRE-B), en el que sólo cambian las posiciones de algunos terminales. De esta forma se ahorra espacio cuando hay una muchos canales, como es el caso de los arrays.

La denominación de los terminales y su funcionalidad se describe en la siguiente tabla:

Tabla B.1. Terminales y funcionalidad del circuitos de PULPRE-A.

Nombre	Descripción
VAT	Alta tensión. Normalmente entre +100V y +400V, dependiendo del transductor.
TRG-A	Disparo niveles TTL para el pulser canal A
TRG-B	Disparo para el pulser en canal B.
V12	+12 V
TRX-A	Entrada / salida activa al transductor canal A
GND	Común a transductor
TRX-B	Entrada / salida activa al transductor canal B
ATE	Nivel lógico que atenúa la señal de entrada (20 dB) si está en '1'
VEE	-5V (alimentación amplificador)
HAB-A	Habilitación canal A (nivel lógico)
HAB-B	Habilitación canal B
VCC	+5V (alimentación amplificador)
SAL-A	Salida preamplificada canal A
SAL-B	Salida preamplificada canal B

El circuito se ha verificado con componentes SMD. El amplificador puede ser cambiado por otros que sólo requieran alimentación de +5V. En este caso (en cualquier caso, en realidad), se recomienda un condensador de 2.2 nF en serie con R4 y una resistencia adicional (1K) en paralelo con D1. El OPA687 ofrece menor nivel de ruido.

Es muy importante un buen plano de GND y apantallamiento del conjunto, así como un cuidado ruteo de pistas. En particular, deben situarse los condensadores de desacoplo muy próximos a los terminales de los elementos activos.

Las resistencias serie R2-R3 pueden sustituirse por una única del valor correspondiente si no son SMD (éstas sólo soportan 200 V como máximo).

Funcionamiento general:

Cuando se aplica un nivel alto en TRG, el circuito U1 hace que Q1 conduzca. El condensador C2 se carga a través de R2-R3 hacia la alta tensión, valor que alcanza si se mantiene el nivel de TRG suficiente tiempo (unos 25 μ s con los valores de los componentes). En otro caso C2 se carga a una tensión intermedia, que puede programarse controlando el tiempo en que TRG =1.

Cuando TRG pasa a 0, se bloquea Q1 y conduce Q2, lo que provoca la descarga súbita de C2 a través de R11 en paralelo con la carga del transductor, que recibe un pulso negativo de alta tensión. Los diodos D2 permiten el paso de este pulso negativo pero no el de la señal recibida por el transductor (al menos hasta 1.2 Volt, aprox).

Por su parte el preamplificador tiene una ganancia de 26 dB. Si la señal ATE =1, el transistor Q3 conduce, insertando un divisor formado por R4-R5 y la propia resistencia equivalente de Q3, lo que atenúa 20 dB (aprox) la señal de entrada. En este caso, la ganancia del amplificador es de 6 dB.

Los diodos D1 son fundamentales para proteger la entrada de U2 del pulso de alta tensión. Es recomendable insertar un condensador de 2.2 nF en serie con R4 para eliminar la posible componente continua residual, siendo también importante poner en este caso una resistencia (1K) en paralelo con los diodos D1 (paso-alto de unos 100 Khz).

Posibles variantes:

Si en lugar del L6384 utilizado en U1 se usa un L6386, pueden controlarse independientemente los transistores Q1 y Q2, lo que permite, por ejemplo, que ambos estén abiertos. No es recomendable que ambos conduzcan simultáneamente.

Tabla B.2. Síntesis de dispositivos en PULPRE-A

DISPOSITIVOS	SIMBOLOS
Condensadores	C1, C2
Resistencias	R2, R3, R4, R5, R11
Bloques	U1, U2
Circuitos integrados	OPA687, LG384
Diodos	D1, D2
Transistores	Q1, Q2, Q3

2.2. Diseño y estudio de un emisor de ultrasonidos.-

AUTOR: Ricardo Aguado Vallejo.

DIRECTOR: José Vicente Francés.

Universidad Politécnica de Valencia.

FECHA: Julio/2004.

2.3.1. Introducción.-

En la realización de este proyecto, se ha tenido en cuenta las propiedades de las señales ultrasónicas mediante las cuales podremos calcular la distancia a la que se encuentra un objeto en la trayectoria de la fuente emisora con un margen de error muy reducido.

Una vez estudiado y diseñado el sistema de medida, podrá ser aplicado en diferentes campos de dimensionamiento aunque principalmente se ha diseñado para aplicarlo a microrobots con la finalidad de que puedan desplazarse sin colisionar con ningún obstáculo que se anteponga en su camino.

La idea básicamente surge para la aplicación de un sistema de detección de obstáculos para invidentes basado en ultrasonidos. Una vez detectado el obstáculo mediante un micro (DSP) se advertiría al invidente de la presencia de dicha perturbación mediante una vibración en un punto localizado en el perímetro de su cabeza que le indicaría la dirección a la que se encuentra el objeto.

El proyecto es propuesto ante el tribunal como un proyecto a realizar entre dos ingenieros, de manera que uno se encargue de la marcha y circuito de acondicionamiento del motor paso a paso y el otro del diseño y del estudio del sensor que va a proporcionar la información al DSP. Desafortunadamente, a mitad de la evolución favorable del proyecto la tarjeta DSP prestada por el departamento de PDS de la Universidad de Valencia, se estropea y debido a no poder ser suplantada por otra, el proyecto debe tomar otro rumbo.

Para poder aprovechar al máximo el trabajo realizado por los ingenieros hasta el momento, el proyecto pierde su origen, transformándose en dos proyectos independientes. Uno en el control de un motor paso a paso mediante el DSP y el otro en el estudio y diseño de un sensor ultrasónico.

2.3.2. Objetivo del proyecto.

El objetivo del proyecto es el estudio de las señales ultrasónicas para su aplicación en el campo de la medida.

2.3.3. Aplicaciones:

Tienen aplicación en distintos campos. Así en medicina: ecografías, destrucción de cálculos renales, destrucción de gérmenes patógenos; en la industria: esterilización, soldadura, prepararon de emulsiones; en la navegación marítima: sonar, medida de distancias, etc. En este proyecto, nos vamos a centrar en la medida de distancias, que permitirán saber con una buena aproximación en un instante determinado, la distancia que separa a un objeto de la fuente emisora, en este caso el sensor ultrasónico.

Esta aplicación es utilizable para diversos campos, como medicina, donde a través de ecografías, podemos saber el grosor de las distintas capas que forman una parte determinada de nuestro cuerpo, así como la detección de anomalías internas. Por ultimo, también es muy útil en el campo de la robótica, permitiendo a pequeños microrobots la detección de obstáculos con tiempo suficiente como para poder esquivarlo. Es para esta aplicación para la cual ha sido diseñado el sensor, y sobre el cual se van ha hacer todos los estudios.

Una vez diseñado y realizado el estudio, podría ser aplicado a un vehículo móvil dotado de un motor paso a paso, el cual estaría controlado por un microprocesador. Gracias al sensor, el vehículo sería capaz de detectar un obstáculo en su trayectoria, pudiendo detenerse o esquivarlo según fuese necesario.

2.3.4. Resultados obtenidos.

Para comprender las posibilidades que ofrece el algoritmo de medida, se presentan en este punto los resultados obtenidos para distintas situaciones y configuraciones iniciales. Del apartado anterior, sabemos que el menú de inicio da la posibilidad de usar como señal emitida o bien un tono puro de 40 Khz o bien un pulso Chirp.

Hace mucho tiempo que se conoce este tipo de pulsos. Ya en 1940 el profesor Hüttmann presentó una patente sobre pulsos modulados en frecuencia. En los años siguientes se utilizaron en equipos de radar chirp (Whispering RADAR). La

empresa japonesa Canon presentó una patente en 1992 sobre la utilización de la modulación chirp en las señales digitales de los sistemas ópticos.

Las señales chirp son perfectamente utilizables en los sistemas de transmisión en general, e incluso en los sistemas de bajo coste y especialmente en las aplicaciones de acceso múltiple.

Los pulsos chirp son pulsos modulados en frecuencia de amplitud constante y con una duración $T[s]$ durante la cual la frecuencia aumenta o disminuye monótonamente entre unos límites inferior y superior. La diferencia entre estas frecuencias límite constituye una aproximación satisfactoria del ancho de banda $B[Hz]$ del pulso. La variación de frecuencia no tiene que seguir necesariamente una evolución lineal. Pero para este estudio será más simple suponer que así es.

Lo que se pretende con este estudio es hacer una comparativa entre los tonos puros y los pulsos Chirp con el fin de ver cual de los dos se adapta mejor a nuestras necesidades, por ello comenzamos viendo los resultados obtenidos para cada uno de los casos.

Cuando en el menú de señal emitida elegimos "*onda de 40KHz*", lo que vamos a hacer es emplear una senoidal de esta frecuencia para simular el efecto del sensor. Previamente seleccionamos la distancia a la que situamos el objeto, el nivel de ruido que queremos que se superponga (simulamos así las imperfecciones que se van sumando a la señal que regresa a la fuente) y el número de iteraciones deseado.

Una vez realizado estos ajustes, el programa calcula la posición exacta donde debe de aparecer la señal de regreso y la compara con cada una de las posiciones obtenidas para cada iteración, indicándonos en cada caso el error cometido. Dado que cada medida no se realiza en las mismas condiciones, es probable que para cada iteración sean distintas las imperfecciones añadidas a la onda de regreso, con lo cual cabe de esperar que los resultados obtenidos no sean los mismos.

Para tratar de aproximar este efecto a la realidad, lo que se hace en cada iteración es aportar una cantidad de ruido blanco aleatorio, con lo cual para cada medida estamos dando unas condiciones aleatorias.

En cuanto a la atenuación de la señal producida por el desgaste energético que emplea la onda en viajar hasta el objeto y regresar, se suponen las siguientes condiciones: 25°C, 60% de humedad y una frecuencia de 40KHz, con lo que se

obtiene una atenuación de 132 dB cada 100 metros. Es evidente que cuanto mas alejado este el objeto, mayor será la atenuación, y mayor efecto tendrá sobre la onda el ruido, produciéndose así un error de medida, que nos limitara la distancia máxima a la cual podemos asegurar el correcto funcionamiento del dispositivo.

Situamos un objeto a 60 centímetros, suponemos que las condiciones del medio son tales que no existen ruido ni imperfecciones añadidas a la señal de regreso y que tan solo se vera afectada por la atenuación producida por la absorción del aire. En tales condiciones y repitiendo la experiencia 10 veces obtenemos el siguiente resultado:

Primeramente se nos muestra la grafica donde podemos observar la señal emitida, la recibida y en un tercer lugar la autocorrelación en un tono magenta y correlación cruzada de color azul con la que nos servimos para calcular la posición. A parte de esta información, obtenemos también una tabla como la que se muestra a continuación que nos indica en cada caso la distancia a la que se ha encontrado el objeto y el error cometido. Como se observa, en este caso, para cada iteración el objeto se ha localizado a 3750 puntos que equivalen a 120 centímetros, pero hemos de tener en cuenta que este resultado es debido a los puntos utilizados hasta llegar al objeto y los empleados hasta regresar a la fuente. Suponiendo que la onda regresa en línea recta por el mismo camino que lo hizo al incidir con el objeto, concluimos que esta distancia será doble, con lo cual, estos 120 centímetros obtenidos, equivalen a situar el objeto a una distancia de 60 centímetros. Evidentemente al no existir imperfecciones en la onda reflejada, el error cometido para cada iteración es nulo, obteniendo un porcentaje de error del 0 por ciento.

El máximo error cometido ha tenido lugar en la décima iteración y ha sido del 0,693 %. Tomando cualquiera de los valores obtenidos en las iteraciones en las que no se ha producido error de medida, vemos como la distancia a la que se encuentra el objeto debía de ser de 3750 puntos, equivalentes a 60 centímetros.

Como conclusión obtenemos que el máximo error cometido ha sido de 26 puntos que equivalen a 0,416 centímetros, que se tendrá que tener en cuenta dependiendo de la aplicación. Para nuestro caso, utilizándolo como detección de un objeto para un vehículo móvil con suficiente antelación como para evitar que choque con él, este error se podría considerar inapreciable.

ANEXO C

ESTANDARES INTERNACIONALES Y ORGANISMOS INTERNACIONALES DE NORMALIZACION PARA EQUIPOS DE ULTRASONIDO

1. Estándares Internacionales para equipos de ultrasonido.-

En la actualidad en Perú, no existen estándares técnicos nacionales para la elaboración y seguridad en el uso de equipos médicos de ultrasonido. Puesto que no existe una industria de fabricación en este rubro. En el caso de los equipos de ultrasonido, expendidos en nuestro país, vienen con una certificación de cumplimiento de estándares del país donde han sido fabricados, o en todo caso, cumpliendo las normas de algún otro estándar reconocido internacionalmente.

A nivel mundial, existen muchos organismos y estándares para este rubro, que pertenecen a países desarrollados, tales como:

2. Organismos Internacionales de Normalización:

- Organización Internacional de Normalización: ISO 2001.
- Comisión Electrónica Internacional: CEI 2003 (IEC).
- Comité Europeo de Normalización: CEN 2002.
- Comité Europeo de Normalización Electrónica: CENELEC 2002.
- American Society for Testing and Materials: ASTM 2001.
- British Standards Institution: BSI 2002.
- The Association for the Advancement of Medical Instrumentation: AMMI 1995.
- American National Standards of the Acoustical Society of America: ANSI/ASA: 2003. Entre otros.
- Asociación Española de Normalización y Certificación: AENOR.

3. Estándares internacionales para equipo médicos de ultrasonido:

IEC 60 601-2-37 (24-07-2000)

Medical electrical equipment- Part 2-34: Particular requeriments for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment.

UNE_EN 60 601-2-37:2002 209

Equipos electromédicos. Parte 2-41. Requisitos particulares para la seguridad de los equipos médicos de diagnostico y monitorización por ultrasonidos.

Síntesis:

Standard Number:	BS EN 60601-2-37:2001, IEC 60601-2-37:2001
Title:	Medical eléctrica equipment. Particular requirements for safety. Particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment
Availability:	Electronic Download (when in subscription) and Hardcopy
Subscription Modules:	GBM05 (Sciences & Healthcare)
Status:	Current
Publication Date:	21 June 2002
Cross References:	IEC 60601-1-2:1993, IEC 60601-1-4:1996, IEC 60601-1:1988
Pages:	66
Member Price:	£57.00
Non-Member Price:	£114.00
International Relationships:	EN 60601-2-37:2001 Identical, IEC 60601-2-37:2001 Identical
Supersedes Drafts:	99/565698 DC
Descriptors:	Medical equipment, Electrical medical equipment, Electrical equipment, Electronic equipment and components, Safety engineering, Electrical safety, Safety measures, Ultrasonic medical apparatus, Ultrasonic devices, Clinical investigation instruments
ICS:	11.040.55
Title in French:	Appareils electromedicaux. Regles particulieres de securite pour les appareils de diagnostic et de surveillance medicaux a ultrasons
Title in German:	Medizinische elektrische Gerate. Besondere Festlegungen fuer die Sicherheit von Ultraschall-Geraeten fuer die medizinische Diagnose und Ueberwachung
Certification:	BSI Assessment
Committee:	CH/62/2
ISBN:	0 580 39869 2

IEC 60 601-1-8(14-08-2003)

Medical electrical equipment- Part 1-8: General requirements for safety-Collateral standard: General requirements, tests and guidance for alarm systems in medical electrical equipment and medical electrical system.

AAMI BEBKS-2(01-12-1995)

Volume 2-2 Biomedical Equipment, Part 2: Monitoring and Diagnostic Equipment.

ANSI/ASA S1.20 (01-01-1988)/R2003.

Procedures for calibration of Underwater Electroacoustic Transducers

ISO/TR 16142:1999 ed.2 20p(k) TC220

Medical devices- Guidance on the selection of standards in support of recognized essential principles of safety and performance of medical devices **{26}**.

ISO 13485: 2003

Medical Devices-Quality Management Systems-Requirements for regulatory purposes.

ISO 14971:2000.

Medical Devices- Application of risk management to medical devices.

AENOR: Seguridad de los Equipos de Diagnóstico y Tratamiento. Incluye 25 normas UNE, en:

- Equipos de diagnóstico.
- Equipos para terapia y tratamiento.
- Equipos de monitorización.

UNE_EN 60 601-2-41: 2001 209

Equipos electromédicos. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad.

Sección 1: Normas colaterales.

Requisitos de seguridad para sistemas electrónicos.

ISO 13485: 2003

Medical Devices-Quality Management Systems-Requirements for regulatory purposes.

En tal sentido, nuestro país para muchos rubros (tomando como referencia datos del Ministerio de la Producción), se acoge a la certificación y estandarización internacional, dependiendo de la aplicación.

ANEXO D

TARJETAS DE ADQUISICION DE DATOS y LABVIEW

1. Introducción.-

Las tarjetas de adquisición de datos se conectan directamente al bus del ordenador y permiten adquirir y procesar datos en tiempo real.

Cada tarjeta presenta funcionalidades diferentes, lo que da la posibilidad de utilizar una tarjeta para aplicaciones muy variadas, como podría ser el conteo de eventos, la generación de señales de salida, o la adquisición de señales de entrada.

Normalmente una tarjeta de adquisición de datos tan solo aporta los bloques de encaminamiento de la señal, así como la medida de esta (con posibilidad de amplificación), las funciones de cálculo, memoria y visualización las tiene que realizar la computadora al cual se conecte la tarjeta.

2. Hardware de adquisicion de datos.-

2.1. Características:

Una tarjeta de adquisición de datos se caracteriza por una serie de parámetros que permiten decidir su utilización. Los parámetros se fijan a partir de un conjunto de funciones y dispositivos internos de la placa entre los cuales destacan el nº de canales de entrada y el de salidas analógicas y digitales, los convertidores analógico-digitales, los sistemas de multiplexación y los márgenes dinámicos de entrada y salida {44}.

2.2. Las entradas analógicas:

El número de canales analógicos ha de distinguir entre los que permiten entrada diferencial de los de entrada unipolar. Las entradas unipolares están referenciadas a una tierra común y se utilizan en el caso de trabajar con señales de alto nivel (tensión superior a 1v) dónde no haya grandes problemas de interferencias. En caso de utilizar entradas diferenciales, cada entrada tiene su propia referencia de forma que el posible ruido en modo común que se pueda introducir queda rechazado.

2.3. La conversión analógico-digital:

Este elemento fija muchas de las características de la tarjeta. Cuanto mayor sea el proceso de conversión, mayores serán las posibles frecuencias de muestreo.

Las señales de entrada han de ser muestreadas según el criterio de Nyquist, por lo que es importante que el convertidor analógico-digital pueda convertir la señal en palabras digitales en el menor tiempo posible.

Un proceso rápido adquiere más valores en un tiempo dado que uno de lento y esto permite el poder representar mejor las señales originales.

Otro parámetro muy importante en el conversor analógico-digital es la resolución, que se puede definir como el número de bits que utiliza el conversor para representar la señal analógica.

2.4. Márgenes dinámicos de entrada:

Para conseguir una mejor resolución en los sistemas de medida, se ajusta el rango de la entrada que se pretende adquirir al rango del instrumento. Los rangos de la señal de entrada se refieren a los niveles mínimos y máximos de tensión de entrada que el convertidor puede cuantificar. La mayoría de las tarjetas ofrecen la posibilidad de seleccionar diferentes ganancias y así poder configurar diferentes niveles de rango de tensión de entrada.

El rango dinámico de la entrada, la resolución y la ganancia disponible determinan la variación más pequeña detectable de señal de entrada.

2.5. Los sistemas de multiplexación:

Con esta técnica se pueden medir diversas señales con un único convertidor analógico-digital. Consiste en el hecho que el convertidor analógico-digital obtiene una muestra de un canal e inmediatamente después conmuta al siguiente canal de entrada, por lo que un sistema de adquisición solo necesita un convertidor para muchos canales. Esto significa que la velocidad de muestreo de cada canal individual es inversamente proporcional al número de canales muestreados.

2.6. Las salidas analógicas:

Estas salidas se utilizan para proporcionar señales de estímulo y de prueba al sistema de adquisición. Uno de los elementos más importantes de esta circuitería es el conversor digital-analógico que determina la calidad de la señal analógica de salida. Los parámetros que miden esta calidad son el tiempo de asentamiento de la señal, el slew rate y la resolución.

2.7. Entradas y salidas digitales:

Se utilizan para controlar procesos, generar patrones de prueba y test, y posibilitan la comunicación con el periférico. Los parámetros más relevantes de esta especificación son el número de líneas digitales, la velocidad con que los datos pueden entrar y salir y la capacidad de driver de los canales.

2.8. Los circuitos de conteo y temporización de entrada y salida:

Esta circuitería es útil para el conteo de eventos, medidas temporales de pulsos digitales y la generación de señales cuadradas y de pulsos.

Este tipo de circuitos son necesarios para adquirir las señales en el momento preciso. El trigger se utiliza para iniciar y parar la adquisición en función de acontecimientos externos y para sincronizar un proceso de adquisición con otros posibles. La señal de trigger se puede obtener de diferentes fuentes, ya sean internas generadas por las funciones del instrumento que se utiliza, como externas.

3. Software de adquisición de datos.-

3.1. Lenguajes de programación:

3.1.1 ensamblador.

3.1.2 C, visual C++.

3.1.3 Labview

3.1.3.1 Creación de código externo en LabView

3.1.3.1.1 Creación de CIN's

3.1.3.1.2 Creación de DLL's

El software de adquisición de datos debe de ser capaz de comunicarse con el sistema, controlarlo y la vez guardar las muestras medidas.

No todos los sistemas de adquisición de datos necesitan los mismos sistemas de software, ya que esto dependerá de las velocidades de adquisición necesarias, de la interacción que necesita realizar el usuario con el sistema, del número de muestras a adquirir, etc.

3.1. Lenguajes de programación.-

Los lenguajes de programación permiten al diseñador definir las ordenes y por lo tanto el comportamiento del sistema de adquisición de datos.

Cada lenguaje tiene sus ventajas e inconvenientes, y es necesario saber escoger uno u otro en función de la aplicación a realizar.

3.1.1. ensamblador.-

Permite realizar programas con muestreos muy elevados, sacándole más partido a la tarjeta de adquisición de datos.

La principal ventaja está en que estos sistemas no utilizan recursos del sistema, a excepción del código de programa y de los buffers de memoria utilizados, por lo que no se necesita un sistema muy potente para poder ser implementado.

3.1.2. C, visual C++.-

Permite realizar programas más complejos que en ensamblador, a cambio se pierde velocidad del programa.

3.1.3. LabView.-

Se realizará un estudio amplio de las posibilidades que ofrece LabView como programa para la adquisición de datos.

LabView, igual que C o Pascal, es un sistema de programación de propósito general con extensas librerías de funciones y subrutinas para cualquier tarea de programación. Se trata de un sistema de programación visual, donde se pueden encontrar las estructuras básicas para la programación, como son los bucles WHILE, FOR, estructuras CASE, etc. Contiene también librerías con aplicaciones específicas para la gestión de tarjetas de adquisición de datos, para el control de instrumentos, etc. Permite el análisis, la presentación y el almacenaje de datos. Incluye herramientas de depuración de programas.

Se destacan las siguientes librerías:

- File I/O → Guarda y recupera datos de soporte físico.

- Analysis → Medidas → Realiza todo tipo de medidas

- Signal generation → Simula todo tipo de señales

Signal processing → Se encarga del tratamiento de señales, FFT, convoluciones...

Filters → Contiene todo tipo de filtros digitales.

- DAQ → Permite actuar sobre las tarjetas de adquisición de datos.

- Instrument I/O → Para comunicaciones vía GPIB, VXI, RS-232...

VI → Permite utilizar otros programas realizados previamente en otra aplicación.

Los programas realizados en LabView se denominan Instrumentos Virtuales (VI) ya que su aspecto imita instrumentos reales. Los VI son una interfaz interactiva con el usuario que acepta parámetros procedentes de VI de niveles superiores. Esto se concreta de la siguiente forma:

- La interfaz interactiva con el usuario de un VI es el panel frontal, ya que simula el panel frontal de un instrumento físico.
- El VI recibe instrucciones de un diagrama de bloques construido en programación en lenguaje gráfico. Los VI son jerárquicos y modulares. Se pueden utilizar como programas principales o como subprogramas (subVI).

Figura D.1. El panel frontal de un programa de adquisición de datos en LabView.

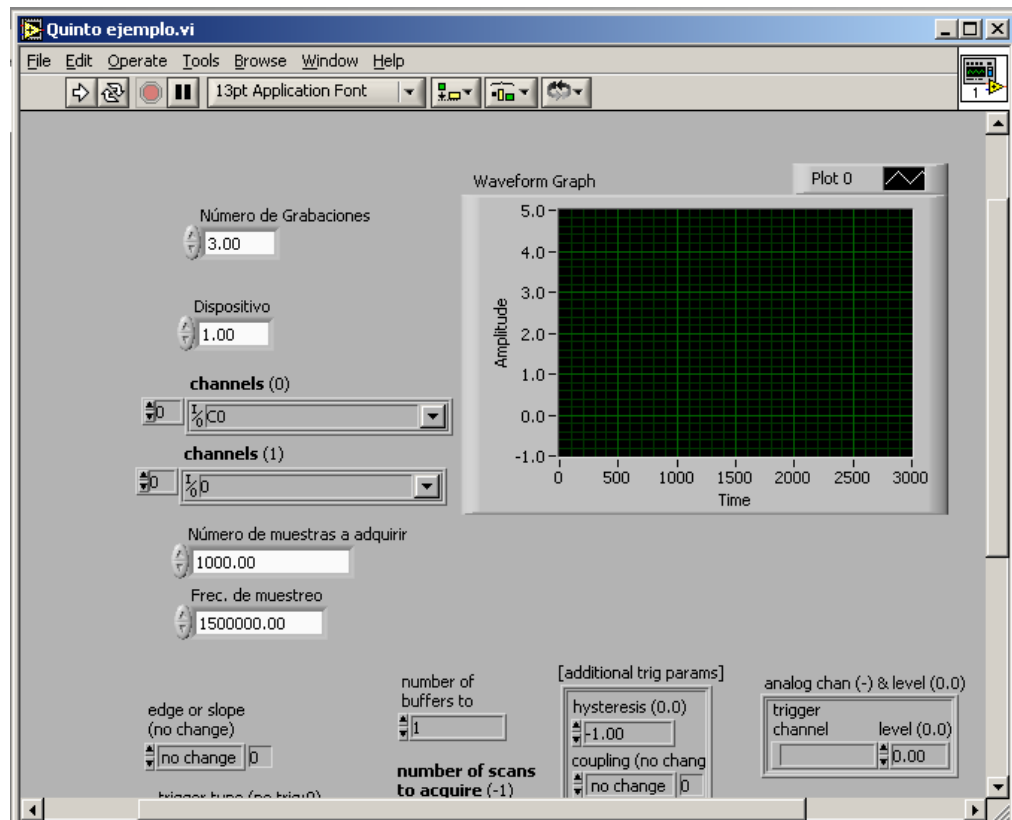
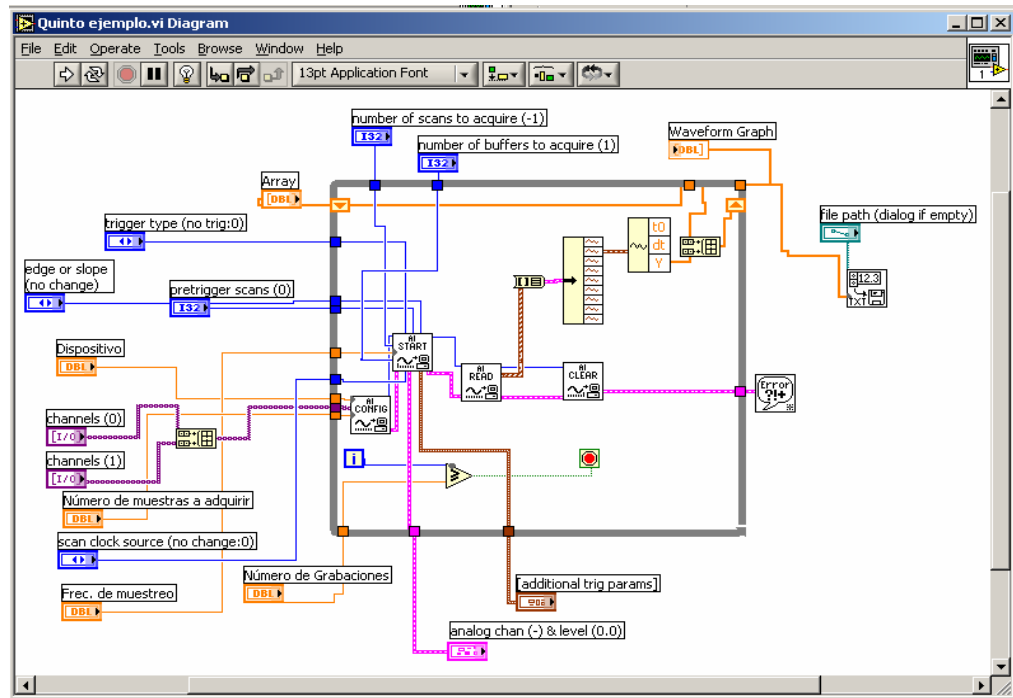


Figura D.2. Diagrama del lenguaje Gráfico de programación en LabView.



3.1.3.1. Creación de código externo en LabView.-

3.1.3.1.1. Creación de CIN's.-

Viene de las siglas Code Interface Node. Los CIN son programas en C que se han de adecuar a las necesidades del usuario de LabView y que han de ser compilados con WATCOM ya que es con este compilador que están compiladas todas las librerías internas de LabView. Así pues, si el usuario necesita crear alguna función que no es interna de LabView, se ve con la obligación de adquirir conocimientos de C.

El tratamiento de las variables en los CIN se hace muy complicado, ya que las variables utilizadas no son las típicas de C sino que son las utilizadas por LabView (clusters, arrays propios, etc).

Otra limitación importante de los CIN es el no poder utilizar libremente las librerías de las que dispone C, sino que tan solo se pueden utilizar las librerías que ofrece LabView que no tienen nada que ver.

Un dato muy importante a tener en cuenta por el programador es que la ejecución de los códigos CIN es atómica.

3.1.3.1.2. Creación de DLL's.-

Labview permite crear librerías dinámicas, las cuales después pueden ser utilizadas como código propio de Labview. La creación de la librería puede ser realizada mediante el compilador de C del visual Studio. Labview permite la llamada a las funciones creadas en las librerías dinámicas, y en estas llamadas si que es posible utilizar las librerías que ofrece C. Las llamadas a las funciones de las DLL's no son atómicas, por lo que a simple vista y sin duda, son mucho más prácticas que las llamadas a CIN.

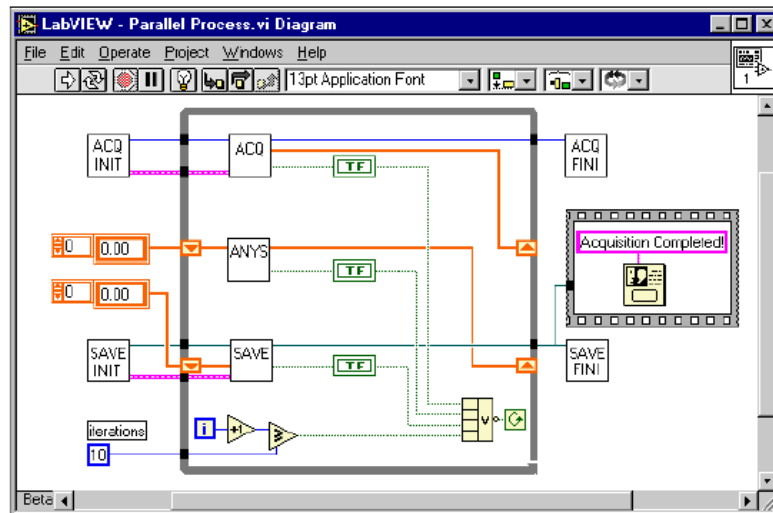
Un dato muy importante a tener en cuenta es que el código de las DLL's es reentrante. La utilización de DLL es muy apropiada para la optimización del tratamiento de ficheros, así como para la generación de vectores de señales.

3.1.3.1.3. Creación de programas multitarea en LabView.-

Labview permite la creación de sistemas multitarea. Inicialmente hay que dividir los programas en subprogramas, de manera que a cada uno de estos subVI se le indica un nivel de prioridad (0,1,...,6) y es LabView el que se encarga de manejar los procesos y asignar los tiempos de ocupación para cada subVI.

Una manera de priorizar procesos es utilizar funciones de Wait para dar menor prioridad a las funciones menos utilizadas. En un sistema es importante priorizar los bloques de adquisición de datos y almacenaje, y es conveniente ofrecer una baja prioridad a sistemas de visualización. Evidentemente, para que se puedan asignar prioridades a los SubVis, es necesario antes definirlos como reentrantes.

Figura D.3. Programa de un sistema multitarea.



Un usuario se puede crear un scheduler a través de una DLL, de tal manera que pueda el decidir en todo momento las funciones que desea ejecutar.

1.4. TARJETA DE ADQUISICION DE DATOS NI 5102 SERIES

NI 5102 Series

Analog Input

20 MS/s per channel real-time sampling
1 GS/s random interleaved sampling
8 bits vertical resolution
50 mV to 50 V input range
15 MHz bandwidth
2 simultaneously sampled channels

Waveform Memory

663,000 samples onboard
Up to 16 million samples via PCI bus
mastering to host RAM

Digital Pulse Generation

Asynchronous pulse train generation

Triggering

Analog and digital

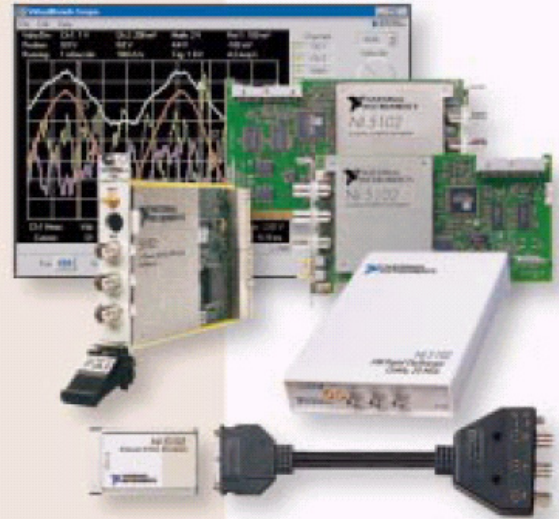
Application Software

LabVIEW
BridgeVIEW
LabWindows/CVI
ComponentWorks
VirtualBench
IVI-compliant instrument driver

Solutions

Digital oscilloscope
Ultrasonic testing
Automotive ignition testing
Cable testing
Telephony
Disk drive testing
Nondestructive testing

Calibration certificate included



Bus	Operating Systems
PXI/CompactPCI	Windows NT/98/95
PCI, PCMCIA, and ISA	Windows NT/98/95/3.1
USB	Windows 98

Overview

The NI 5102 Series consists of dual-channel 20 MS/s digital oscilloscopes for use with PCI, PXI/CompactPCI, USB, PCMCIA, and ISA bus computers. Using the NI 5102 deep-memory digital oscilloscopes, you can build lower cost, faster performance automated test systems.

Hardware

Analog Input

The NI 5102 Series digital oscilloscopes feature two analog input channels with extensive functionality. Each channel has 15 MHz analog input bandwidth. By using selectable attenuation, an input voltage range of ± 50 mV to ± 5 V is achieved. Attenuating probes are used to extend the voltage range. Table 1 shows the input voltage range for the NI 5102.

Gain	Input range	
	1X Probe	10X Probe
1	± 5 V	± 50 V
5	± 1 V	± 10 V
20	± 0.25 V	± 2.5 V
100	± 50 mV	± 0.5 V

Table 1. CH0 and CH1 Input Ranges

Software-selectable AC or DC coupling increases the signal measurement capability. For example, if you are measuring an AC signal that has a large DC component, use AC coupling to remove the DC component and amplify only the AC component.

Without AC coupling, it is difficult to view the details of a small AC signal with a large DC offset, such as when measuring the switching noise of a DC power supply.

Acquisition System

The NI 5102 uses a pair of 20 MS/s, 8-bit flash ADCs to digitize the input signals. The real-time sampling rate ranges from 20 MS/s down to 1 kS/s. For repetitive signals, you can use Random Interleave Sampling (RIS) to extend the effective sampling rate to 1 GS/s. RIS samples different points along a repetitive waveform for each occurrence of a trigger, and then reconstructs the waveform from the data acquired over many cycles.

Acquisition Memory

The NI 5102 has 663,000 samples of onboard acquisition memory. Data is acquired into the onboard memory before being transferred to the host PC system memory.

The PCI and PXI/CompactPCI versions of the NI 5102 can transfer acquisition samples across the PCI, PXI/CompactPCI bus system memory in real time. These versions can acquire a maximum 16 million samples if your computer has at least 16 MB free. On the NI 5102 versions for ISA, PCMCIA, and USB, data transfer takes place after the acquisition ends, for up to 663,000 samples.

Triggering

One of the biggest challenges of taking a measurement is to successfully trigger the acquisition at the point of interest. Because most high-speed digitizers actually record the signal for

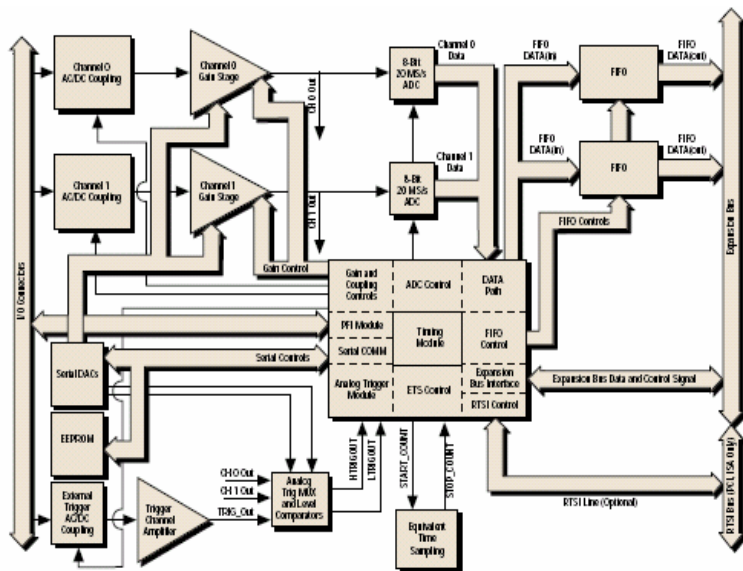


Figure 1. NI 5102 Block Diagram

a fraction of the total time, a signal anomaly is missed if the trigger point is set incorrectly. The NI 5102 DSOs are equipped with sophisticated triggering options, such as programmable trigger thresholds, hysteresis values, trigger hold-off, and bilevel triggering on input channels, as well as on a dedicated trigger channel. The NI 5102s also have two TTL/CMOS digital triggers, used to synchronize instruments.

Two trigger modes are available on the NI 5102 – pretrigger and posttrigger. Through software you specify the number of samples to acquire before and after a trigger event occurs. Refer to Table 2 for a list of the minimum and maximum number of samples the NI 5102 digital oscilloscope can acquire in pre and posttrigger modes.

Digital Triggers

All NI 5102 oscilloscopes have two multipurpose programmable function digital input/output lines that you can use for external timing and triggering or outputting various signals, such as the probe compensation signal or TTL-level pulse trains. The direction on these lines is individually selectable as input or output.

Multiple Instrument Synchronization

For the PCI, PXI/CompactPCI, and ISA versions of the NI 5102, a synchronization bus (RTSI for PCI and ISA, and PXI Trigger Bus for PXI/CompactPCI) routes timing

and trigger signals between one or more NI 5102 devices and other National Instruments data acquisition and instrument products. The benefits of multiple instrument synchronization include triggering multiple measurement devices with a single trigger and timing the acquisition of multiple devices with the same sample clock.

The RTSI bus has seven bidirectional trigger lines and one bidirectional clock signal. The PXI Trigger bus has six bidirectional trigger lines and one bidirectional clock signal.

Calibration

Every NI 5102 is shipped with calibration certificates stating that they were calibrated to NIST-traceable standards. The NI 5102 can be returned to National Instruments or a qualified metrology lab for recalibration.

All NI 5102s are factory calibrated to the levels detailed in the specifications. Each channel gain and DC offset are adjustable to be within the specified tolerances.

Instrument Automation Performance

The NI 5102 Series is ideal for test, measurement, and data acquisition applications. Using them saves you valuable test time because the time to configure and transfer data is so much faster than with traditional GPIB or RS-232 controlled oscilloscopes.

I/O Connector

The NI 5102 instruments have two standard BNC female connectors for CH0 and CH1 analog input connections, one standard BNC female connector for the TRIG channel, and two standard SMB female connectors for the multipurpose digital timing and triggering signals. On the PXI/CompactPCI version, there is one SMB female and one AUX connector (9-pin DIN) for the digital triggers.

Acquisition Mode	Number of Channels	NI 5102 Version	
		PCI, PXI, CPCI	PCMCIA, USB, ISA
Posttrigger Samples Only	One	16,777,088*	663,000
	Two	16,777,088*	331,500
Pretrigger and Posttrigger Samples	One	663,000	663,000 minus the number of posttrigger samples
	Two	331,500	331,500 minus the number of posttrigger samples

* With PCI bus mastering and dependent on available system memory.

Table 2. Possible Number of Samples for Posttrigger and Pretrigger Acquisitions

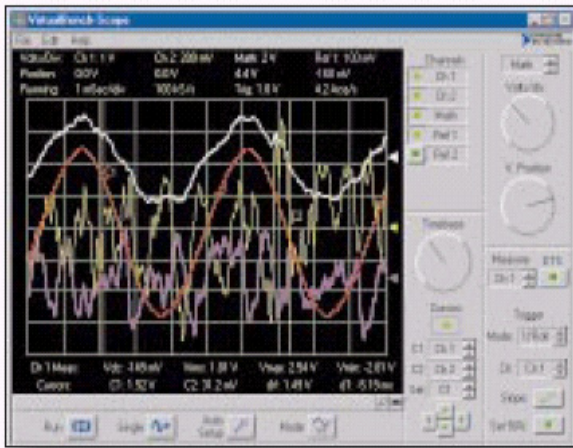


Figure 2. You get easy and intuitive hands-on operation with the VirtualBench-Scope soft front panel

Software

Instrument Driver

If you want to build an automated test application or to integrate an NI 5102 with your test software, use the IVI-compliant NI-Scope instrument driver. It works with

- LabVIEW (G Code)
- BridgeVIEW (G Code)
- LabWindows/CVI
- Microsoft Visual C/C++
- Borland C++
- Visual Basic

Interactive Control

VirtualBench-Scope software, shown in Figure 2, is shipped with all NI 5102 oscilloscopes. VirtualBench-Scope is a soft front panel that controls the NI 5102 with no programming required. All hardware features of the NI 5102 are accessible by the software. You use VirtualBench-Scope just as you use stand-alone instruments, but you benefit from the processing, display, and storage capabilities of computers. VirtualBench-Scope can save waveform data to disk, generate reports, and perform statistical measurements.

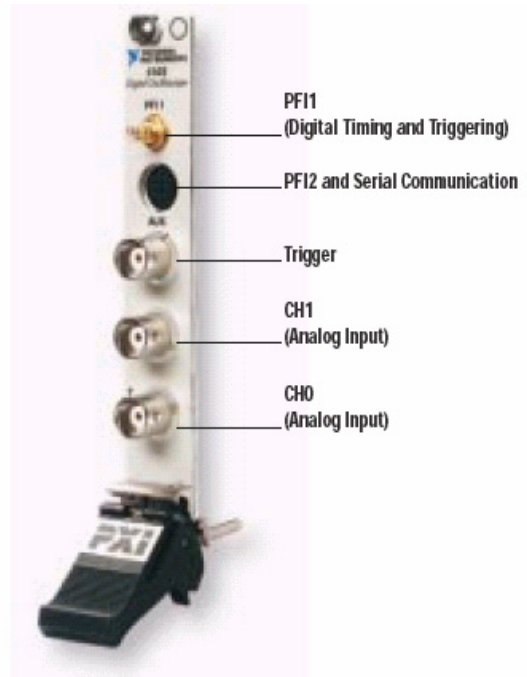


Figure 3. NI 5102 for PXI/Compact PCI front panel connector

Ordering Information

NI 5102 for	
PCI	777304-01
PXI/CompactPCI.....	777556-01
PCMCIA	777251-01
ISA (AT).....	777252-01
USB with power supplies for	
U.S. 120 VAC.....	777650-01
Universal Euro 240 VAC.....	777650-04
United Kingdom 240 VAC.....	777650-06
Japanese 100 VAC	777650-07

Each kit includes the NI 5102 hardware, NI-Scope instrument driver, switchable 1x/10x probes, probe compensation cables, and VirtualBench-Scope.

Especificaciones técnicas.-

Acquisition System

Bandwidth.....	15 MHz at all input ranges
Number of channels.....	2 simultaneously sampled
Number of digitizers	2 independent ADCs
Max sample rate	1 GS/s repetitive, 20MS/s single shot
Sample onboard memory	663,000 samples
Max waveform buffer	Up to 16 million samples/channel (for only PCI- and PXI-5102 with PCI bus mastering, (depends on available host memory); 663,000 samples for USB, AT, PCMCIA
Vertical sensitivity (gains)	1 mV/div to 10 V/div with VirtualBench-Scope
50 mV to 50 V input ranges (with external probe attenuation)	
DC accuracy	±2.5% of full scale at all gains
Resolution.....	8 bits
Input coupling.....	AC/DC software selectable
Input impedance	1 M $\frac{1}{2}$ ±1% in parallel with 25 pF
±10 pF (Impedance increases with attenuating probes)	
Maximum measurable input voltage.....	±500 V, (DC + peak AC) < 15 MHz
(with 100X probe)	
±50 V, (DC + peak AC) < 15 MHz	
(with 10X probe)	
±5 V, (DC + peak AC) < 15 MHz	
(with 1X probe)	
Input protection.....	±42 V (DC + peak AC < 10 kHz, without external attenuation)

Timebase System

Number of timebases	2. RTSI clock and main timebase at 20 MHz
Sample rate range	Internal: 20MS/s to 1kS/s with 20,000 intermediate rates
Clock accuracy.....	100 ppm over operating temperature range
Interpolator resolution (repetitive only)	1 ns
External clock.....	Provided through Ch0, Ch1, TRIG, RTSI TRIG <0..6> or PFI<1..2>;
Frequency <= 20 MHz with a 50% duty cycle; Ch0, Ch1, TRIG can be used for ECL or other thresholds; RTSI<0..6> and PFI<1..2> are CMOS/TTL inputs only	

Triggering System

Modes	Above threshold, below threshold, between thresholds, outside thresholds
Source	Ch0, Ch1, TRIG, PFI<1..2>, RTSI<0..6>
Slope	Rising/falling

Hysteresis.....	Full scale voltage/n, where n is between 1 and 256; Full scale voltage on TRIG is fixed to ± 5 V (without external attenuation)
Coupling	AC/DC on Ch0, Ch1, TRIG
Pretrigger depth	1 sample up to 663,000 samples divided by number of channels
Posttrigger depth.....	1 sample up to 16 million samples (PCI-5102 and PXI-5102); 1 sample up to 663,000 minus pretrigger depth divided by number of channels (AT, USB, PCMCIA)
Holdoff by time.....	800 ns to 6.71 seconds
Trigger sensitivity	8 bits, 256 steps in full scale voltage range
TRIG input range	± 5 V (without external attenuation)
TRIG input impedance	$1\text{ M}\frac{1}{2} \pm 1\%$ in parallel with 30 pF ± 15 pF; Impedance increases with attenuating probes
TRIG input protection.....	± 42 V [(DC + peak AC) < 10 kHz, without external attenuation]

Acquisition Modes

RIS	1 GS/s down to 40 MS/s effective sample rate, repetitive signals only, Data is interleaved in software
Single shot.....	20 MS/s down to 1 kS/s sample rate, for transient and repetitive signals

Power Requirement

PCI, PXI	500 mA at +5 VDC ($\pm 5\%$) typical
PCMCIA	260 mA at +5 VDC ($\pm 5\%$) active operation 60 mA power down
ISA, USB.....	300 mA at +5 VDC ($\pm 5\%$) typical

Physical Dimensions

PCI, ISA	10.7 by 17.5 cm (4.2 by 6.87 in.)
PXI	10 by 16 cm (3.9 by 6.3 in.)
PCMCIA	Type II PC Card

USB 14.6 by 21.3 by 3.8 cm
(5.8 by 8.4 by 1.5 in)

I/O Connectors

Analog inputs CH0,CH1 BNC female
Analog trigger TRIG BNC female
Digital triggers PFI1, PFI2SMB female, AUX for PXI-5102

Operating Environment

Ambient temperature..... 0 to 55 °C
Relative humidity 10% to 90%, noncondensing Storage
Environment
Ambient temperature..... -20 to 70 °C
Relative humidity 5% to 95%, noncondensing.

ANEXO E

PROGRAMA DE PROCESAMIENTO DE IMAGEN ECOGRAFICA

5.1. Programa IECOGRAFO.CPP.-

El lenguaje de programación Visual C++, es una poderosa herramienta que nos permite hacer efectivo los métodos de mejora de la imagen. Con este lenguaje, he elaborado las rutinas para el procesamiento, entre las cuales están: filtros de frecuencia ideales y Butterworth pasa alto y pasa bajo; filtros espaciales; contraste; escala de grises y detector de bordes.

A continuación, describimos el programa **IECOGRAFO.CPP**.

5.2. Lista de las subrutinas de los menús.-

1. Pasar imagen a B/N:

- Escala de grises
- Detector de borde de 45°.
- Detector de borde Horizontal.
- Detector de borde Vertical.
- Detector de borde de -15°.

2. Filtros Pi (Píxeles):

- Filtro pasa bajo (suavizante).
- Filtro pasa alto (resaltante)
- Filtro de la mediana (resaltante).
- Filtro color.

3. Contraste:

- Low. (bajo)

OBTENEMOS EL DOCUMENTO

```
////////////////////////////////////  
ClecografoDoc* ClecografoView::GetDocument() // Comunica al documento  
{  
    ASSERT(m_pDocument->IsKindOf(RUNTIME_CLASS(ClecografoDoc)));  
    return (ClecografoDoc*)m_pDocument;  
}  
#endif // _DEBUG
```

VISUALIZAMOS EL DOCUMENTO

```
////////////////////////////////////  
// ClecografoView drawing  
  
void ClecografoView::OnDraw(CDC* pDC) //Visualiza el documento.  
{  
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();  
    ASSERT_VALID(pDoc);  
    // TODO: add draw code for native data here  
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())  
    {  
        pDoc->m_DIB.BitBlt(pDC->m_hDC,240,80,pDoc->m_DIB.Width(), pDoc->m_DIB.  
            Height(),0,0); // posición de los márgenes  
    }  
}
```

RUTINAS DEL FILTROS ESPACIALES

```
////////////////////////////////////  
// ClecografoView message handlers  
// Rutinas principales:  
void ClecografoView::OnFiltropi1() // Filtro suavizante.  
{  
    // TODO: Add your command handler code here  
    ClecografoDoc* pDoc =GetDocument();  
    ASSERT_VALID(pDoc);  
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())  
    {  
        pDoc->m_DIB.EliminaRuido();  
    }  
    Invalidate();  
}  
void ClecografoView::OnFiltrospiFiltromdrealce() // Filtro de la mediana  
{  
    // TODO: Add your command handler code here  
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();  
    ASSERT_VALID(pDoc);  
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())  
    {  
        pDoc->m_DIB.EliminaRuidoMD();  
    }  
}
```



```

        pDoc->m_DIB.FFT2(pDoc->m_TempDIB, ptrfft2, Np);
    }
    pDoc->m_DIB = pDoc->m_TempDIB;
    Invalidate();
}
void ClecografoView::OnFiltrofrpasaaltoPaso2filtrop()    // Filtro P. B. de frecuencia.
{
    // TODO: Add your command handler code here
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())
    {
        pDoc->m_DIB.PasaAltoIdeal(ptrfft2, Np, 2);
    }

    Invalidate();
}
void ClecografoView::OnPaso1fft2()                                //D. T. Rápida de Fourier.
{
    // TODO: Add your command handler code here
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    pDoc->m_TempDIB.Create(Np,Np,8);
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())
    {
        pDoc->m_DIB.FFT2(pDoc->m_TempDIB, ptrfft2, Np);
    }
    pDoc->m_DIB = pDoc->m_TempDIB;
    Invalidate();
}
void ClecografoView::OnFiltrosdefrecuenciaFiltropasaaltoPaso3ifft2imagenfinal()
                                                                    // Filtro de frecuencia pasa alto.
{
    // TODO: Add your command handler code here
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())
    {
        pDoc->m_DIB.IFFT2(ptrfft2, ptrfuncion, Np);
    }
    Invalidate();
}
void ClecografoView::OnFiltrosdefrecuenciaFiltrobutterpasabajoPaso1fft2()
                                                                    // Filtro butterworth pasa bajo (paso1)
{
    // TODO: Add your command handler code here
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    pDoc->m_TempDIB.Create(Np,Np,8);

```

```

    if(pDoc->m_DIB.IsValid())
    {
        pDoc->m_DIB.FFT2(pDoc->m_TempDIB, ptrfft2, Np);
    }
    pDoc->m_DIB = pDoc->m_TempDIB;
    Invalidate();
}
void
ClecografoView::OnFiltrosdefrecuenciaFiltrobuttersabajaPaso2filtrobutterspb()
// Filtro butterworth pasa bajo (paso 2)
{
    // TODO: Add your command handler code here
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())
    {
        pDoc->m_DIB.ButterPasaBajo(ptrfft2, Np, 50);
    }
    Invalidate();
}
void
ClecografoView::OnFiltrosdefrecuenciaFiltrobuttersabajaPaso3ifft2imagenfinal()
//Filtro butterworth pasa bajo (paso 3)
{
    // TODO: Add your command handler code here
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())
    {
        pDoc->m_DIB.IFFT2(ptrfft2, ptrfuncion, Np);
    }
    Invalidate();
}
void ClecografoView::OnFiltrosdefrecuenciaFiltrobuttersaaltoPaso1fft2()
{
    // TODO: Add your command handler code here
    ClecografoDoc* pDoc = GetDocument();
    ASSERT_VALID(pDoc);
    pDoc->m_TempDIB.Create(Np,Np,8);
    if(pDoc->m_DIB.IsValid())
    {
        pDoc->m_DIB.FFT2(pDoc->m_TempDIB, ptrfft2, Np);
    }
    pDoc->m_DIB = pDoc->m_TempDIB;
    Invalidate();
}
void
ClecografoView::OnFiltrosdefrecuenciaFiltrobuttersaaltoPaso2filtrobuttershp()
{

```



```

        ptr[1] = (BYTE)floor(rr); // igual anterior.
        ptr[2] = (BYTE)floor(rr); // igual anterior.
    }
}
}
}
//Filtro pasa alto (resaltante)
void CDIB::EliminaRuidoPB() // Se nombra la variable, de la clase CDIB.
{
    int i,j; // enteros I,j.
    unsigned char *ptr, *ptrA, *ptrP; // los punteros de tipo unsigned char.
    double rr; // variable de tipo flotante.
    if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8) // memoria para mapa de 8 bits.
    {
        for(i=1,ptr = m_pBits; i < height-1; i++) // intervalo de variables.
        {
            ptrA = m_pBits + (i+1)*bytes; // movimiento de puntero
            ptr = m_pBits + i*bytes; // movimiento de puntero
            ptrP = m_pBits + (i-1)*bytes; // movimiento de puntero
            for(j=1, ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3; j < width-1 ; j++,ptr+=3,
                ptrA+=3, ptrP+=3) // intervalo de variables
            {
                rr = ((*ptrA-1)*(1)+ *ptrA*(1.00099999) + *(ptrA+1)*(1) + *(ptr-1)*(1)
                    + *ptr*(1.0099999) + *(ptr+1)*(1) + *(ptrP-1)*(1) +
                    *ptrP*(1.0009999) + *(ptrP+1)*(1))/9;
                ptr[0] = (BYTE)floor(rr);
                ptr[1] = (BYTE)floor(rr);
                ptr[2] = (BYTE)floor(rr);
            }
        }
    }
}
}
// Filtro de la Mediana (resaltador)
void CDIB::EliminaRuidoMD() // Define la variable de la clase CDIB
{
    int i,j; // nombra los enteros I,j.
    unsigned char *ptr, *ptrA, *ptrP; // apuntan a valores tipo unsigned char.
    double rr, ss, tt, zz; // variables de tipo flotante.
    if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8) // memoria para mapa de 8 bits.
    {
        for(i=1,ptr = m_pBits; i < height-1; i++) // intervalos de variables
        {
            ptrA = m_pBits + (i-1)*bytes;
            ptr = m_pBits + i*bytes;
            ptrP = m_pBits + (i+1)*bytes;
            for(j=1, ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3; j < width-1 ; j++,ptr+=3,
                ptrA+=3, ptrP+=3) // intervalos de variables.
            {
                rr = (*(ptrA-3)*(1) + *ptrA*(-1) + *(ptrA+3)*(1));

```

```

        ss = *(ptr-3)*(-1) + *ptr*(8) + *(ptr+3)*(-1);
        tt = *(ptrP-3)*(1) + *ptrP*(-1) + *(ptrP+3)*(1);
        zz = (rr + ss + tt)/9+1; // Valor medio + 1
        if(ptr[0] > zz, ptr[1] > zz, ptr[2] > zz) // condicion
        {
            ptr[0] <= GetPixel(255,i);
            ptr[1] <= GetPixel(255,i);
            ptr[2] <= GetPixel(255,i);
        }
        else
        {
            ptr[0] = (BYTE)floor(zz); // valor tipo BYTE
            ptr[1] = (BYTE)floor(zz);
            ptr[2] = (BYTE)floor(zz);
        }
    }
}
}
}
}
// Filtro color.
void CDIB ::FiltroColor() // Definición de la variable de la clase CDIB.
{
    int i,j; // enteros i,j.
    unsigned char *ptr, *ptrA, *ptrP; // punteros de tipo char sin signo.
    double rr, ss, tt, zz;
    if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8) // mapa bit de resolucion 8 bits.
    {
        for(i=1,ptr = m_pBits; i < height-1; i++) // valor intervalos.
        {
            ptrA = m_pBits + (i-1)*bytes;
            ptr = m_pBits + i*bytes;
            ptrP = m_pBits + (i+1)*bytes;
            for(j=1, ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3; j <= width-1; j++,ptr+=3,
            ptrA+=3, ptrP+=3) // valor intervalos.
            {
                rr = *(ptrA-3)*(1) + *ptrA*(-1) + *(ptrA+3)*(1);
                ss = *(ptr-3)*(-1) + *ptr*(8) + *(ptr+3)*(-1);
                tt = *(ptrP-3)*(1) + *ptrP*(-1) + *(ptrP+3)*(1);
                zz = (rr + ss + tt)/9; // valor medio.
                if(ptr[0]>zz, ptr[1]>zz, ptr[2]>zz)//, ptr[1] > zz, ptr[2] > zz
                {
                    ptr[0] = GetPixel(50,150); //50, 150 lo hacen ambar
                }
                else
                {
                    ptr[0] = GetPixel(100,100); //un valor limite
                }
            }
        }
    }
}
}
}
}
}

```



```

unsigned char *ptr, *ptrA, *ptrP, *ptrNuevo;
double rrt;
if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8) // resolución.
{
    for(i=1,ptr = dib.GetpBits(); i < height-1; i++)
    {
        ptrA = dib.GetpBits() + (i-1)*dib.Bytes();
        ptr = dib.GetpBits() + i*dib.Bytes();
        ptrP = dib.GetpBits() + (i+1)*dib.Bytes();
        ptrNuevo = m_pBits + i*bytes;
        for(j=1, ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=1; j < width-1;
            j++,ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=3)
        {
            // función bordes a 45:
            rr = ((*ptrA-3)*(-1) + (*ptrA)*(-1) + (*ptrA+3)*(-1) + *(ptr-3))* ( 2) +
                (*ptr)*(2) + *(ptr+3)*(2) + *(ptrP-3)*(-1) + (*ptrP)*(-1) + *(ptrP+3)*(-1));
            if (rr > 25) // condición.
            {
                ptrNuevo[0] = (BYTE)255;
                ptrNuevo[1] = (BYTE)255;
                ptrNuevo[2] = (BYTE)255;
            }
            else
            {
                ptrNuevo[0] = (BYTE)0;
                ptrNuevo[1] = (BYTE)0;
                ptrNuevo[2] = (BYTE)0;
            }
        }
    }
}
}

// Detector de bordes horizontal.
void CDIB::DetectorDeBordes2(CDIB& dib) // Define variable de clase CDIB.
{
    int i,j;
    unsigned char *ptr, *ptrA, *ptrP, *ptrNuevo;
    double rr;
    if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8) // resolución.
    {
        for(i=1,ptr = dib.GetpBits(); i < height-1; i++)
        {
            ptrA = dib.GetpBits() + (i-1)*dib.Bytes();
            ptr = dib.GetpBits() + i*dib.Bytes();
            ptrP = dib.GetpBits() + (i+1)*dib.Bytes();
            ptrNuevo = m_pBits + i*bytes;
            for(j=1, ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=1; j < width-1; j++,ptr+=3,
                ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=3)
            {

```



```

// función bordes horizontal:

rr = ((*ptrA-3))*(-1) + (*ptrA)*(-1) + (*ptrA+3))*(2) + (*ptr-3))*(-1) +
(*ptr)*(2) + (*ptr+3))*(-1) + (*ptrP-3))*(2) + (*ptrP)*(-1) + (*ptrP+3))*(-1));
    if (rr > 25) // condición
    {
        ptrNuevo[0] = (BYTE)255;
        ptrNuevo[1] = (BYTE)255;
        ptrNuevo[2] = (BYTE)255;
    }
    else
    {
        ptrNuevo[0] = (BYTE)0;
        ptrNuevo[1] = (BYTE)0;
        ptrNuevo[2] = (BYTE)0;
    }
}
}
}
}
// Detector de bordes vertical.
void CDIB::DetectorDeBordes3(CDIB& dib) // Define variables de clase CDIB.
{
    int i,j;
    unsigned char *ptr, *ptrA, *ptrP, *ptrNuevo;
    double rr;
    if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8) // resolución.
    {
        for(i=1,ptr = dib.GetpBits(); i < height-1; i++)
        {
            ptrA = dib.GetpBits() + (i-1)*dib.Bytes();
            ptr = dib.GetpBits() + i*dib.Bytes();
            ptrP = dib.GetpBits() + (i+1)*dib.Bytes();
            ptrNuevo = m_pBits + i*bytes;
            for(j=1, ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=1; j < width-1 ;
                j++,ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=3)
            {
// función bordes vertical:
                rr = ((*ptrA-3))*(-1) + (*ptrA)*(2) + (*ptrA+3))*(-1) + (*ptr-3))
                    *(-1) + (*ptr)*(2) + (*ptr+3))*(-1) + (*ptrP-3))*(-1)
                    + (*ptrP)*(2) + (*ptrP+3))*(-1));
                    if (rr > 25) // condición.
                    {
                        ptrNuevo[0] = (BYTE)255;
                        ptrNuevo[1] = (BYTE)255;
                        ptrNuevo[2] = (BYTE)255;
                    }
                    else
                    {

```

```

ptrNuevo[0] = (BYTE)0;
ptrNuevo[1] = (BYTE)0;
ptrNuevo[2] = (BYTE)0;
    }
    }
}

// Detector de bordes de -15°.
void CDIB::DetectorDeBordes4(CDIB& dib)
{
    int i,j;
    unsigned char *ptr, *ptrA, *ptrP, *ptrNuevo;
    double rr;
    if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8) // Resolución.
    {
        for(i=1,ptr = dib.GetpBits(); i < height-1; i++)
        {
            ptrA = dib.GetpBits() + (i-1)*dib.Bytes();

            ptr = dib.GetpBits() + i*dib.Bytes();
            ptrP = dib.GetpBits() + (i+1)*dib.Bytes();
            ptrNuevo = m_pBits + i*bytes;
            for(j=1, ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=1; j < width-1;
                j++,ptr+=3, ptrA+=3, ptrP+=3, ptrNuevo+=3)
            {
                rr = ((*ptrA-3))*(2) + (*ptrA)*(-1) + (*(ptrA+3))*(-1) + (*(ptr-3))
                    *(-1) + (*ptr)*(2) + (*(ptr+3))*(-1) + (*(ptrP-3))*(-1) +
                    (*ptrP)*(-1) + (*(ptrP+3))*(2));
                if (rr > 25) // condición
                {
                    ptrNuevo[0] = (BYTE)255;
                    ptrNuevo[1] = (BYTE)255;
                    ptrNuevo[2] = (BYTE)255;
                }
                else
                {
                    ptrNuevo[0] = (BYTE)0;
                    ptrNuevo[1] = (BYTE)0;
                    ptrNuevo[2] = (BYTE)0;
                }
            }
        }
    }
}

```

ALGORITMO DE CONTRASTE

```
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
```

```
void CDIB::Contraste()
```

```
{
    int i,j;
    unsigned char *ptr;
    double fGrisValor0;
    if(m_pInfo->bmiHeader.biBitCount == 8)                // Resolución.
    {
        for(i=0,ptr = m_pBits; i < height; i++)
        {
            ptr = m_pBits + i*bytes;
            for(j=0; j < width ; j++,ptr+=3)
                fGrisValor0= floor(ptr[0]*0.10 + ptr[1]*0.69 + ptr[2]*0.01);    // Contraste.
            {
                ptr[0] = (BYTE)fGrisValor0;
                ptr[1] = (BYTE)fGrisValor0;
                ptr[2] = (BYTE)fGrisValor0;
            }
        }
    }
}
```

```
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
```

```
//Filtro pasa bajo.
```

```
void CDIB::PasaBajo(fcomplex* F, int N, float fcorte) //define la clase CDIB
```

```
{
    unsigned char *ptr;
    fcomplex *ptrf;
    for(int v = 0; v<N; v++)
    {
        for(int u = 0; u<N; u++)
        {
            ptr = m_pBits + (height - v - 1)*bytes + 3*u;
            ptrf = F + (N - 1 - v) * N + u;
            if(pow(u - N/2, 2) + pow(v - N/2, 2) > fcorte*fcorte)
            {
                ptr[0] = 0;
                ptr[1] = 0;
                ptr[2] = 0;
                ptrf[0].Re = 0.00;
                ptrf[0].Im = 0.00;
            }
        }
    }
}
```

```
// Filtro Pasa alto.
```

```
void CDIB::PasaAlto(fcomplex* F, int N, float fcorte)
```

```

{
  unsigned char *ptr;
  fcomplex *ptrf;
  for(int v = 0; v<N; v++)
  {
    for(int u = 0; u<N; u++)
    {
      ptr = m_pBits + (height - v - 1)*bytes + 3*u;
      ptrf = F + (N - 1 - v) * N + u;
      if(pow(u - N/2, 2) + pow(v - N/2, 2) < fcorte*fcorte)
      {
        ptr[0] = 0;
        ptr[1] = 0;
        ptr[2] = 0;
        ptrf[0].Re = 0.00;
        ptrf[0].Im = 0.00;
      }
    }
  }
}

```

// Filtro Butterworth pasa bajo.

void CDIB::ButterPasaBajo(fcomplex* F, int N, float fcorte)

```

{
  int n = 2; //Orden del filtro//
  unsigned char *ptr;
  fcomplex *ptrf;
  double Huv, Duv;
  for(int v = 0; v<N; v++)
  {
    for(int u = 0; u<N; u++)
    {
      ptr = m_pBits + (height - v - 1)*bytes + 3*u;
      ptrf = F + (N - 1 - v) * N + u;
      Duv = sqrt((u-N/2)*(u-N/2) + (v-N/2)*(v-N/2));
      Huv = 1/(1.00 + 0.414*pow(Duv/fcorte,2*n));
      ptr[0] = (BYTE)(ptr[0]*Huv);
      ptr[1] = ptr[0];
      ptr[2] = ptr[0];
      ptrf[0].Re *= Huv;
      ptrf[0].Im *= Huv;
    }
  }
}

```

// Filtro Butterworth pasa alto.

void CDIB::ButterPasaAlto(fcomplex* F, int N, float fcorte)

```

{
  int n = 2; //Orden del filtro//
  unsigned char *ptr;
  fcomplex *ptrf;

```

```

double Huv, Duv;
for(int v = 0; v<N; v++)
{
    for(int u = 0; u<N; u++)
    {
        ptr = m_pBits + (height - v - 1)*bytes + 3*u;
        ptrf = F + (N - 1 - v) * N + u;
        Duv = sqrt((u-N/2)*(u-N/2) + (v-N/2)*(v-N/2));
        Huv = 1/(1.00 + 0.414*pow(fcorte/Duv,2*n));
        ptr[0] = (BYTE)(ptr[0]*Huv);
        ptr[1] = ptr[0];
        ptr[2] = ptr[0];
        ptrf[0].Re *= Huv;
        ptrf[0].Im *= Huv;
    }
}
}

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
void CDIB::FFT (fcomplex* f, fcomplex* F, int N) // Función Compleja.
{
    //Entradas:
    //          f:      Contiene los valores de la función de quien
    //                  se sacara la FFT.
    //                  Es de tipo fcomplex*.
    //                  Ejemplo: f(0), f(1), f(2), .....f(N-1)
    //
    //          N:      Es el número de puntos y N es de la forma:
    //                  N = 2^n.
    //
    //Salidas:
    //          F:      Contiene los coeficientes de la FFT.
    //                  Es de tipo fcomplex*.
    //                  Ejemplo: F(0), F(1), F(2), .....F(N-1)
    //
    //Hacemos el cambio de posición de la función de entrada//
    int bit;
    for (int k = 0, khat = 0; k<N; k++)
    {
        F[khat] = f[k];
        for (bit = N/2; (khat & bit)!=0; bit >>=1)
            khat ^= bit;
        khat ^= bit;
    }
    // Se desarrolla la Transformada rápida de Fourier
    double w;
    fcomplex y,z;
    for (int n=2; n<=N; n <<= 1)
    {
        w=2*pi/n;

```

```

    for (int m=0; m<N; m+=n)
    {
        for (k=0; k<n/2; k++)
        {
            y=F[m+k];
            z=F[m+k+n/2]*exp(fcomplex(0.0,-k*w));
            F[m+k]=(y+z)/2;
            F[m+k+n/2]=(y-z)/2;
        }
    }
}
}
}
void CDIB::FFT2(CDIB& dib,fcomplex *F, int N)
{
    // Transformada Rápida de Fourier

    //Entradas:
    dib.          //Es una imagen de N*N y es aquí donde
                  //se pondrá la imagen del resultado
                  //de aplicar la FFT2.
    N.           //Es el lado de la imagen cuadrada y
                  //es de la forma N = 2^n.
    int y, x, u, v; //Estos valores son utilizados en los "for"
    int size;      //Esta variable se utiliza para guardar que
                  //cantidad de memoria se necesita para guardar
                  //una matriz de N*N de tipo fcomplex
    float fmax;   //fmax: para guardar el máximo valor del resultado de
                  //aplicar el valor absoluto del resultado de la FFT2.
                  //Ejemplo:
                  // fmax = max(F(u,v))
    float cte;    //cte: se utiliza para guardar el factor de escala cuando
                  //se aplica el log(1 + Fabs).
                  //Ejemplo:
                  // cte = 255/log(1 + fmax)
    void *ptrVoid; //Puntero a una matriz de N*N de tipo fcomplex.

    fcomplex *ptrf, *ptrf2; //Punteros a cada elemento de la matriz de N*N
                             //estos punteros se desplazan por toda la matriz.
    fcomplex Fabs;         // Es el valor absoluto de los elementos de la FFT
                             // Ejemplo:
                             // Fabs = abs(F(u,v)) = sqrt((F(u,v).Re)^2 +
                             // (F(u,v).Im)^2)

    size = sizeof(fcomplex)*N*N; //Obtenemos la cantidad de memoria que se
                                  //necesita para crear una matriz de N*N de
                                  //tipo fcomplex.

    ptrVoid = malloc(size);
    unsigned char *ptr, *ptrdib;
    // Creamos los punteros a los dib.

```

```

//En este "for" pasamos los valores de la imagen a la matriz
// ptrf; Esto es necesario porque tenemos que trabajar con
//elementos de la matriz complejos.
for(y = 0; y<N; y++)
{
    for(x = 0; x<N; x++)
    {
        ptr = m_pBits +(height-1-y)*bytes + 3*x;
        ptrf = F + (N - 1 - y) * N + x;
        ptrf[0].Re = (float)ptr[0]*pow(-1, x + y);
        ptrf[0].Im = 0.00;
    }
}
// Hacemos la FFT2.
for(int i = 0; i<2; i++)
{
    for(y = 0; y < N; y++)
    {
        ptrf = F + (N - 1 - y) * N;
        ptrf2 = (fcomplex*)ptrVoid + (N - 1 - y) * N;
        FFT(ptrf, ptrf2, N);
    }
    for(y = 0; y < N; y++)
    {
        for (x = 0; x < N; x++)
        {
            ptrf = F + (N - 1 - x) * N + y;
            ptrf2 = (fcomplex*)ptrVoid + (N - 1 - y) * N + x;
            ptrf[0] = (ptrf2[0]);
        }
    }
}
// Obtenemos el max Valor fmax.
for(v = 0; v<N; v++)
{
    for(u = 0; u<N; u++)
    {
        ptrf = F + (N - 1 - v) * N + u;
        ptrf[0] *= (float)N;
        Fabs = abs(ptrf[0]);
        if(fmax < Fabs.Re)
            fmax = Fabs.Re;
    }
}
// Obtenemos la constante.
cte = 255/log( 1.0 + fmax);
// Una vez obtenida la FFT2 lo pasamos a la imagen dib.
for(v = 0; v<N; v++)
{

```

```

    for(u = 0; u<N; u++)
    {
        ptrdib = dib.GetpBits() + (dib.Height() - 1 - v) * dib.Bytes() + 3*u;
        ptrf = F + (N - 1 - v) * N + u;
        Fabs = abs(ptrf[0]);
        ptrdib[0] = (BYTE)(floor(cte*log( 1.0 + Fabs.Re)));
        ptrdib[1] = ptrdib[0];
        ptrdib[2] = ptrdib[0];
    }
}
// liberamos las matrices creadas con malloc.
free(ptrVoid);
// Transformada Doble de Fourier.
/*unsigned char *ptr, *ptrdib;
fcomplex cte;
fcomplex F, Fabs, fvar;
double num;
for(int v = 0; v<N; v++)
{
    for (int u = 0; u<N; u++)
    {
        F.Re = 0;
        F.Im = 0;
        ptrdib = dib.GetpBits() + (dib.Height() - 1 - v) * dib.Bytes() + 3*u;
        for(int y = 0; y<N; y++)
        {
            for(int x = 0; x<N; x++)
            {
                ptr = m_pBits +(height-1-y)*bytes + 3*x;
                cte.Re = ptr[0];          /*pow(-1, x + y);
                num = (u*x + v*y)/(double)N;
                fvar = exp(fcomplex(0.0, -2*pi*(num)));
                F = F + cte.Re*fvar;
            }
        }
        F /=(float)N;
        Fabs = abs(F);
        //u[i] = i*F0/N;
        ptrdib[0] = (BYTE)(40*floor(log( 1.0 + Fabs.Re)));
        ptrdib[1] = ptrdib[0];
        ptrdib[2] = ptrdib[0];
    }
}
}
void CDIB::FFT2(fcomplex* f, fcomplex* F, int N)
{
    int y, x;
    void *ptrVoid;
    fcomplex *ptrf, *ptrf2;

```



```

int size = sizeof(fcomplex)*N*N;
ptrVoid = malloc(size);
for(y = 0; y<N; y++)
{
    for(x = 0; x<N; x++)
    {
        ptrf2 = f + (N - 1 - y) * N + x;
        ptrf = F + (N - 1 - y) * N + x;
        ptrf[0] = ptrf2[0];
    }
}
// Hacemos la FFT2.
for(int i = 0; i<2; i++)
{
    for(y = 0; y < N; y++)
    {
        ptrf = F + (N - 1 - y) * N;
        ptrf2 = (fcomplex*)ptrVoid + (N - 1 - y) * N;
        FFT(ptrf, ptrf2, N);
    }
    for(y = 0; y < N; y++)
    {
        for (x = 0; x < N; x++)
        {
            ptrf = F + (N - 1 - x) * N + y;
            ptrf2 = (fcomplex*)ptrVoid + (N - 1 - y) * N + x;
            ptrf[0] = (ptrf2[0]);
        }
    }
}
for(int v = 0; v<N; v++)
{
    for(int u = 0; u<N; u++)
    {
        ptrf = F + (N - 1 - v) * N + u;
        ptrf[0] *= (float)N;
    }
}
}
void CDIB::IFFT2(fcomplex* F, fcomplex* f, int N).
{
    int x, y;
    unsigned char *ptr;
    fcomplex* ptrf, fabs;
    float fmax;
    Conjugado(F, N);
    FFT2( F, f, N);
    Conjugado(f, N);
    // Obtenemos el max Valor fmax.

```

```

for(y = 0; y<N; y++)
{
    for(x = 0; x<N; x++)
    {
        ptrf = f + (N - 1 - y) * N + x;
        fabs = abs(ptrf[0]);
        if(fmax < fabs.Re)
            fmax = fabs.Re;
    }
}
for(y = 0; y<N; y++)
{
    for(x = 0; x<N; x++)
    {
        ptr = m_pBits + (height - y - 1)*bytes + 3*x;
        ptrf = f + (N - 1 - y) * N + x;
        ptrf[0] /= pow(-1, x + y);
        fabs = abs(ptrf[0]);
        ptr[0] = (BYTE)(int)floor(255*fabs.Re/fmax);
        ptr[1] = ptr[0];
        ptr[2] = ptr[0];
    }
}
}
}
void CDIB::Conjugado(fcomplex* F, int N).
{
    fcomplex *ptrf;
    for(int y = 0; y < N; y++ )
    {
        for(int x = 0; x < N; x++)
        {
            ptrf = F + (N - 1 - y) * N + x;
            ptrf[0].Im = -1*ptrf[0].Im;
        }
    }
}

```

- O -

ANEXO F

SIMULACIÓN CON MATLAB

1. Simulación de la Etapa de Procesamiento Analógico.-

```
%Generación de señal de Sincronismo  
%normalización: us (microsegundos)  
t = 0:0.1:799;  
tfinal = 800;  
A = 4; %amplitud de la señal  
A1 = 4.01;  
S = A1*sin(pi/100*t);  
figure,  
subplot(2,2,1),  
plot(t,s);  
title('Señal de Sincronismo tomada del Encoder');  
xlabel('Tiempo (useg)');  
ylabel('Amplitud (Voltios)');  
%T=zeros(800);
```

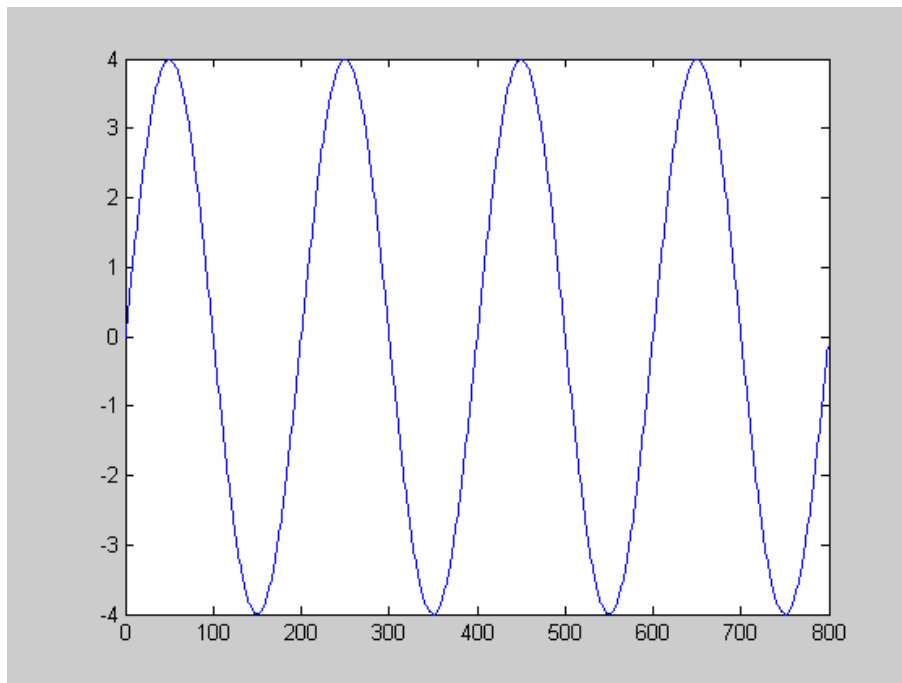


Figura F.1. Onda senoidal de 5.0 KHz generada por el encoder.

```

%Onda cuadrada generada por el comparador.
T=A1*RECTPULS(t-50,100)+A1*RECTPULS(t-250,100)+A1*RECTPULS(t- 450,100)
  +A1*RECTPULS(t-650,100);
subplot(2,2,2);
plot(t,T);
title('Señal de Salida del comparador');
xlabel('Tiempo (useg)');
ylabel('Amplitud (Voltios)');

```

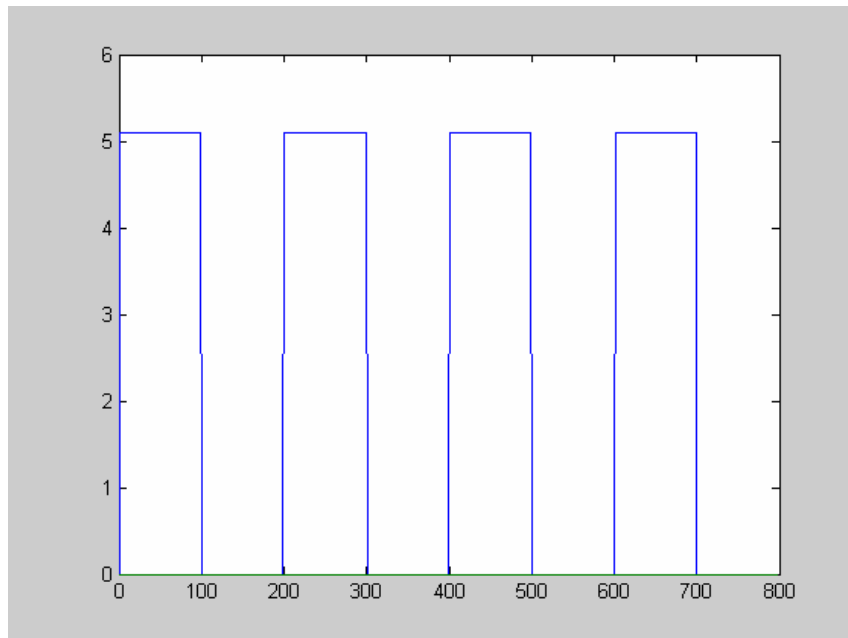


Figura F.2. Señal de sincronismo de 5.0 Khz.

```

%Pulso de Sincronismo de ancho variable.-
T1 = A1*RECTPULS(t-5,10)+A1*RECTPULS(t-205,10)+A1*RECTPULS(t-405,10)
  + A1*RECTPULS(t-605,10);
%figure,
subplot(2,2,3)
plot(t,T1);
title('Señal del generador de pulso variable sincronizada');
xlabel('Tiempo (useg)');
ylabel('Amplitud (Voltios)');

```

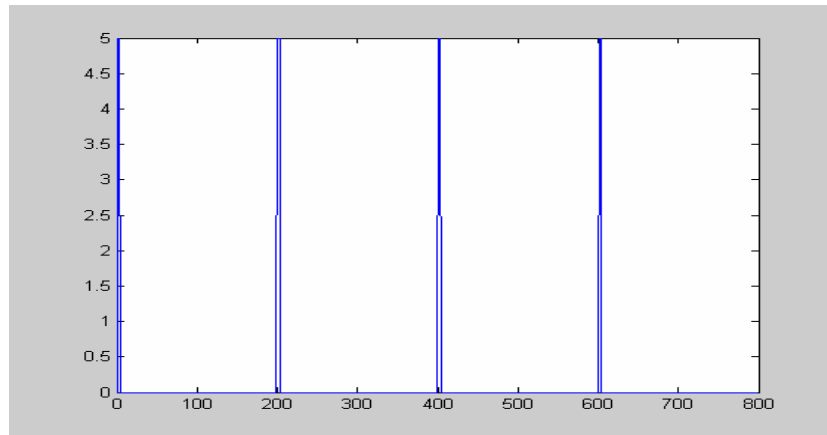


Figura F.3. Señal de pulso variable sincronizada

```

%Preamplificación de la señal
T2=125*T1/5;
subplot(2,2,4)
plot(t,T2);
title('Señal de Salida conmutada de alta tensión');
xlabel('Tiempo (useg)');
ylabel('Amplitud (Voltios)');
%figure, plot(t,s);

```

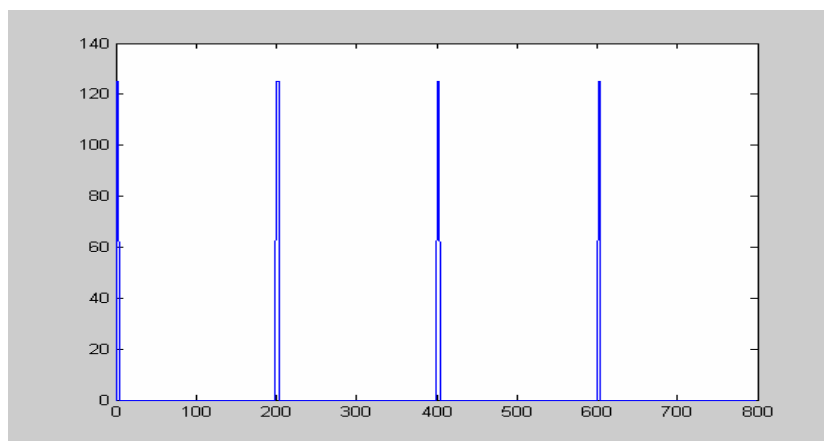


Figura F.4. Señal de Pulso de alta tensión

```
%Señal de ultrasonido generado por el transductor.
```

```
T3=125*sin(2*pi*8*(t-50).^2).*exp(-(t-50)).*RECTPULS(t-50,100)+125*sin(2*pi*8*(t-250).^2).*exp(-(t-250)).*RECTPULS(t-250,100)+125*sin(2*pi*8*(t-450).^2).*exp(-(t-450)).*RECTPULS(t-450,100)+125*sin(2*pi*8*(t-650).^2).*exp(-(t-650)).*RECTPULS(t-650,100);
```

```
figure, plot(t,T3);
```

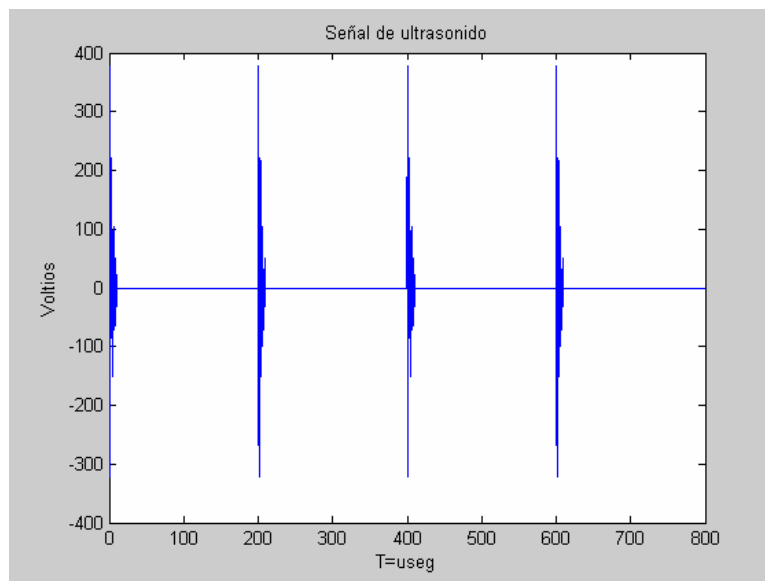


Figura F.5. Señal de ultrasonido generada por el cristal.

2. Simulación de la Etapa de Digitalización.-

```
%Formación de imagen de relieve en función de la distancia recorrida y de la amplitud de los ecos.
```

```
x = 0:0.01:400;
```

```
%T3 = 125*sin(2*pi/3*x).*exp(-x/4).*RECTPULS(x,25);
```

```
T4=3*sin(2*pi*4*(x-50)).*(exp(-(x-50)*3).*RECTPULS(x-50,1)+exp((x-49.5)*3).*RECTPULS(x-49.5,1))+3*sin(2*pi*4*(x-250)).*((exp(-(x-250)*3).*RECTPULS(x-250,1)+exp((x-249.5)*3).*RECTPULS(x-249.5,1)));
```

```
figure, plot(x,T4);
```

```
t=rand(51,10)*0.8+50.4;
```

```

d=1/2*152000/1000000*t(:);
%[xb,yb]=bar(dst3,1);
%figure, plot(xb,yb);
%yb
figure,bar(d,1);

```

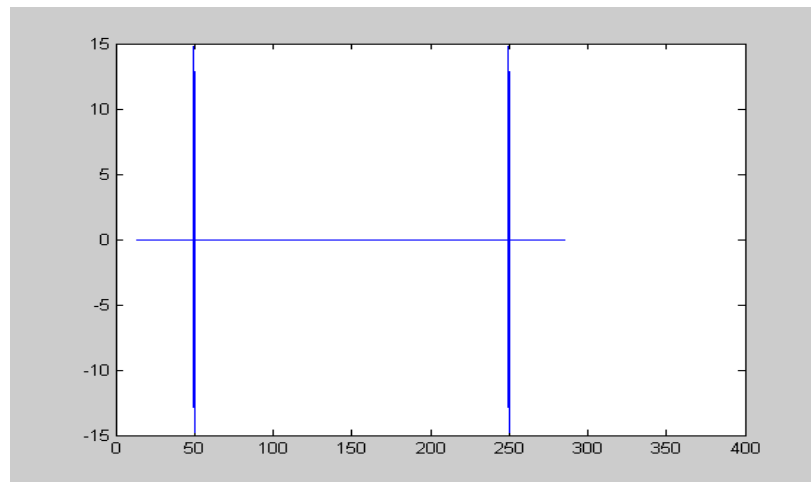


Figura F.6. Periodo de sincronismo.

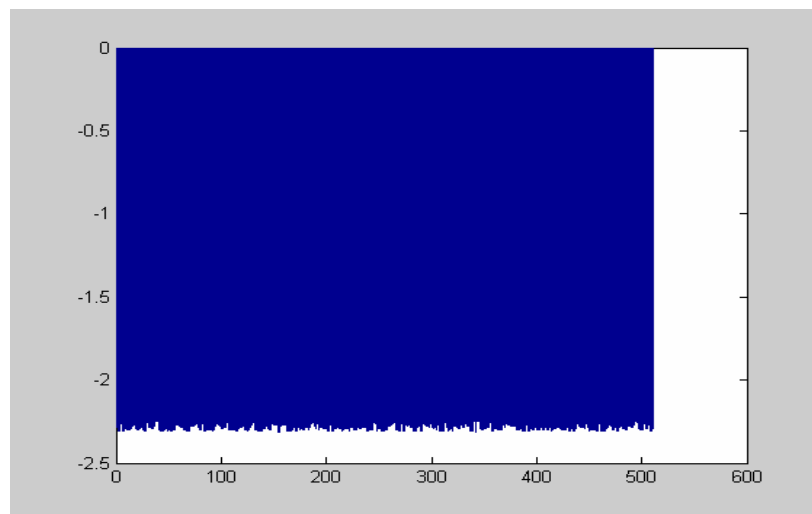


Figura F.7. Trama de ecos a digitalizar.

```

%Formación de la Imagen de Ecografía
%Con una resolución de 510*510 píxeles (puede ser hasta 1000 píxeles)

```

```
for i=1:510
    t=rand(510,1)*0.8+50.4;
    d(:,i)=1/2*152000/1000000*t;
end
d=d-min(min(d));
d=d*64/max(max(d))+64;
d=uint8(round(d));
%subplot(2,1,2);
imshow(d);
```

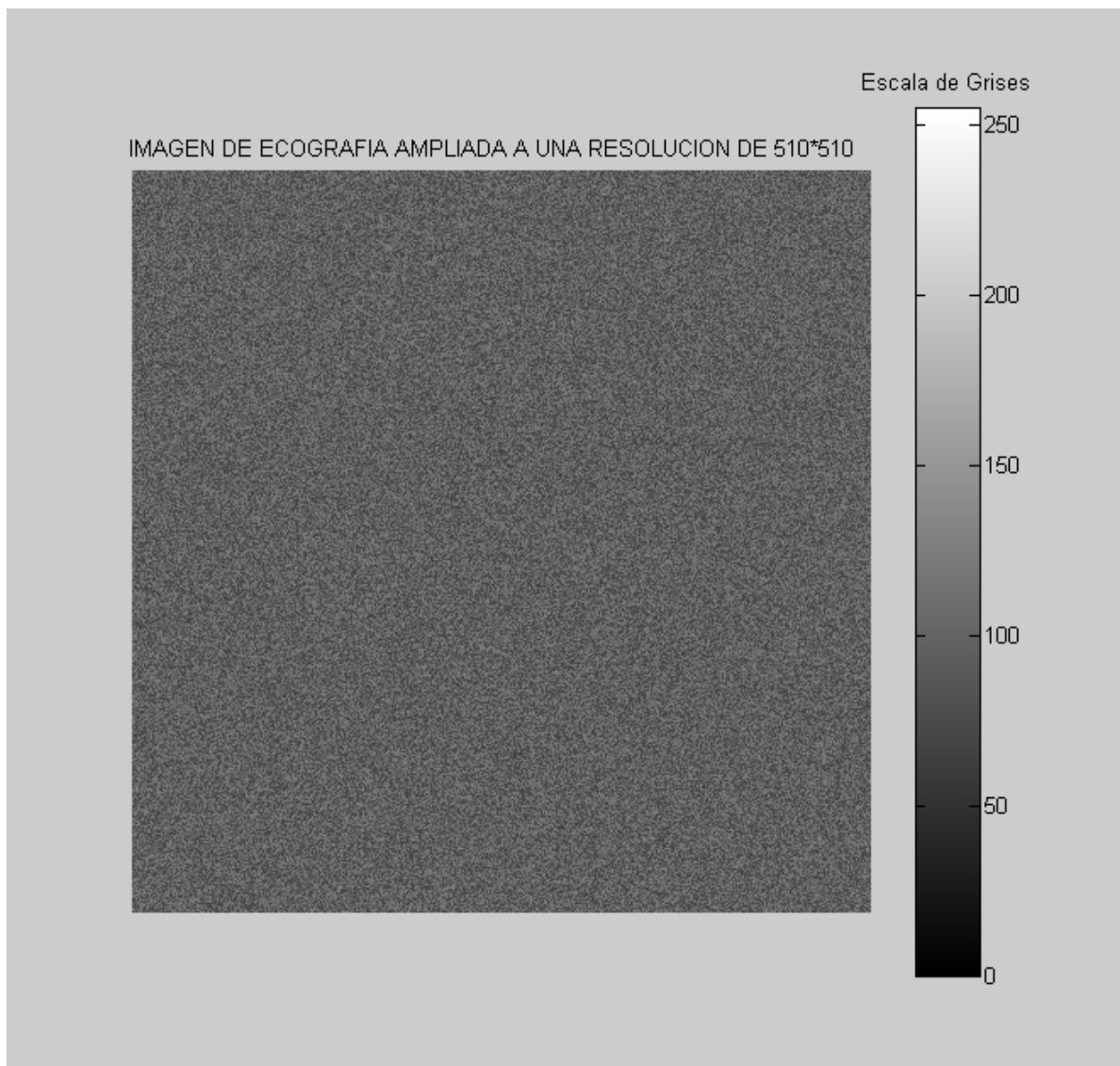


Figura F.8. Imagen de 510x510 píxeles en escala de grises.

3. Simulación del proceso de formación y recuperación de una imagen ecográfica.-

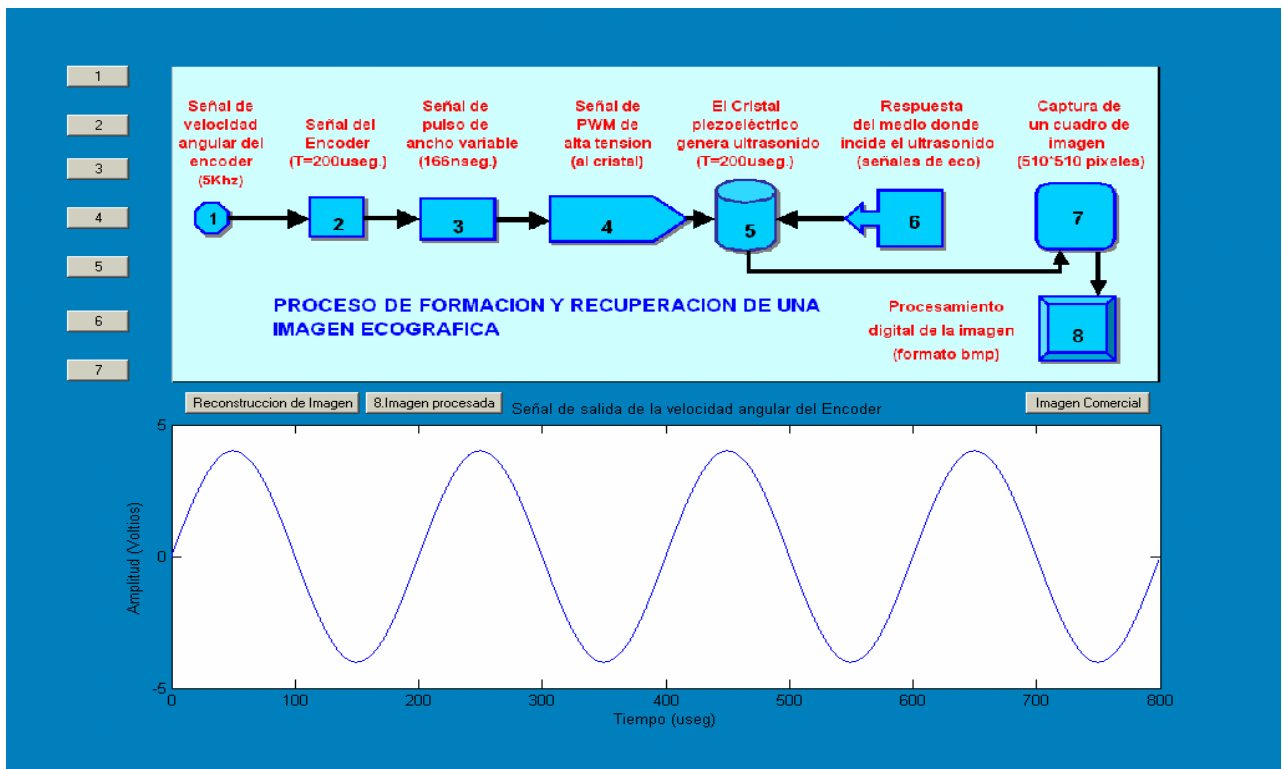
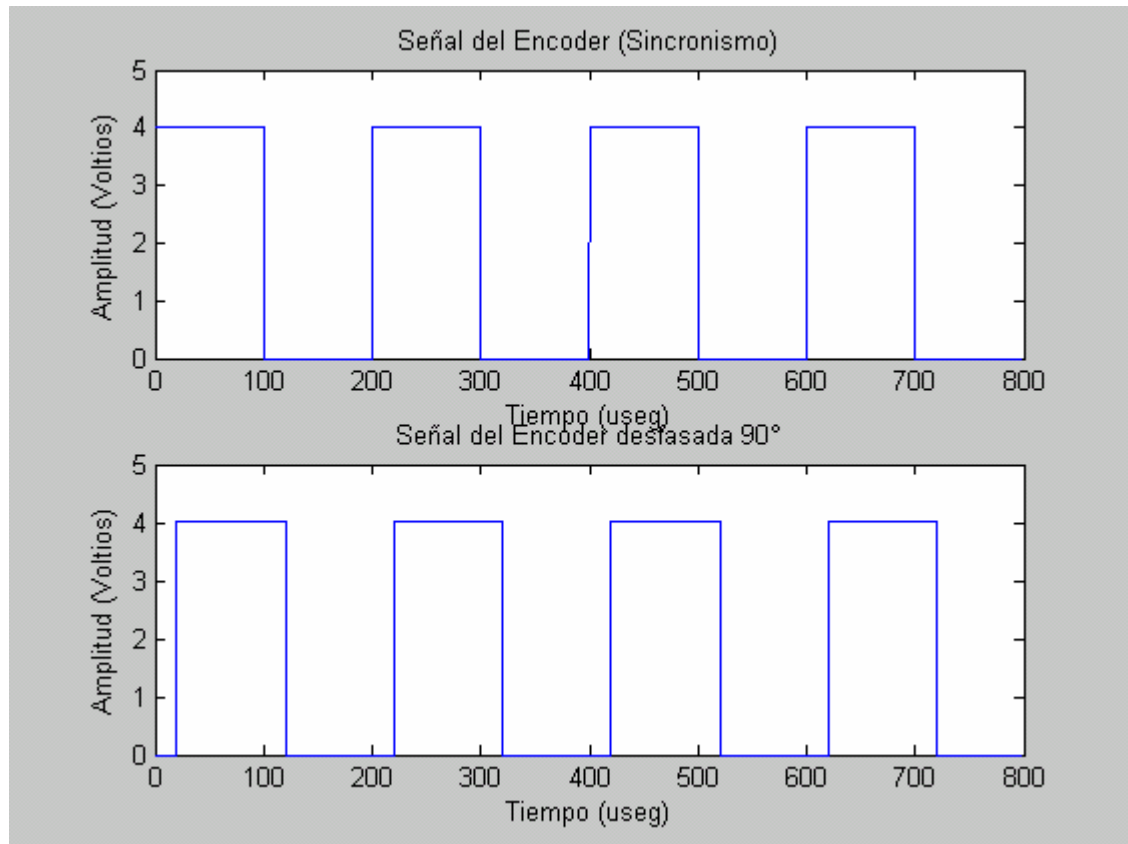


Figura F.9. Señal de salida del encoder (velocidad angular).



F.10. Señales de sincronismo del encoder. Se observa desfase.

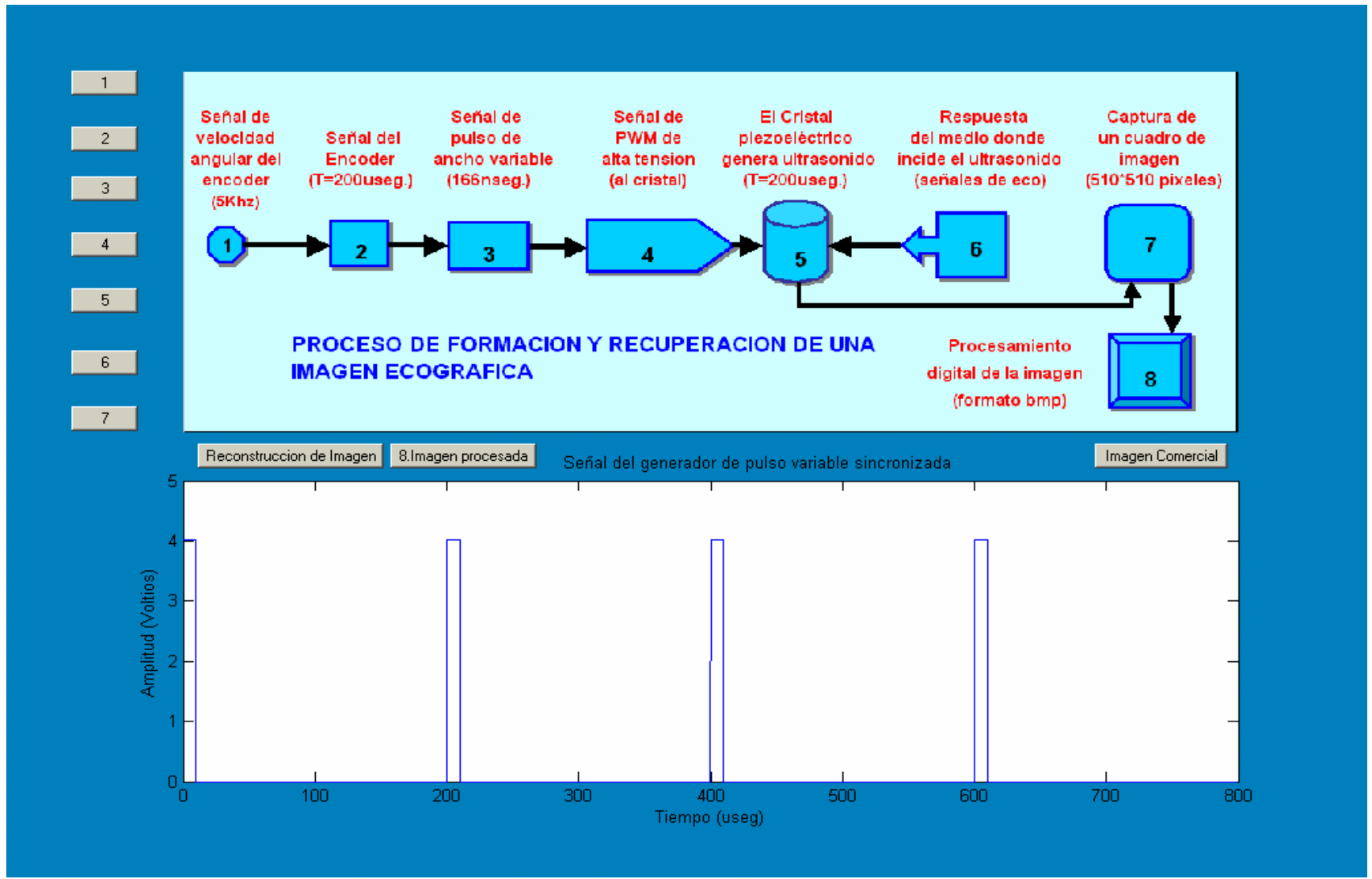


Figura F.11. Señal de pulso variable sincronizada.

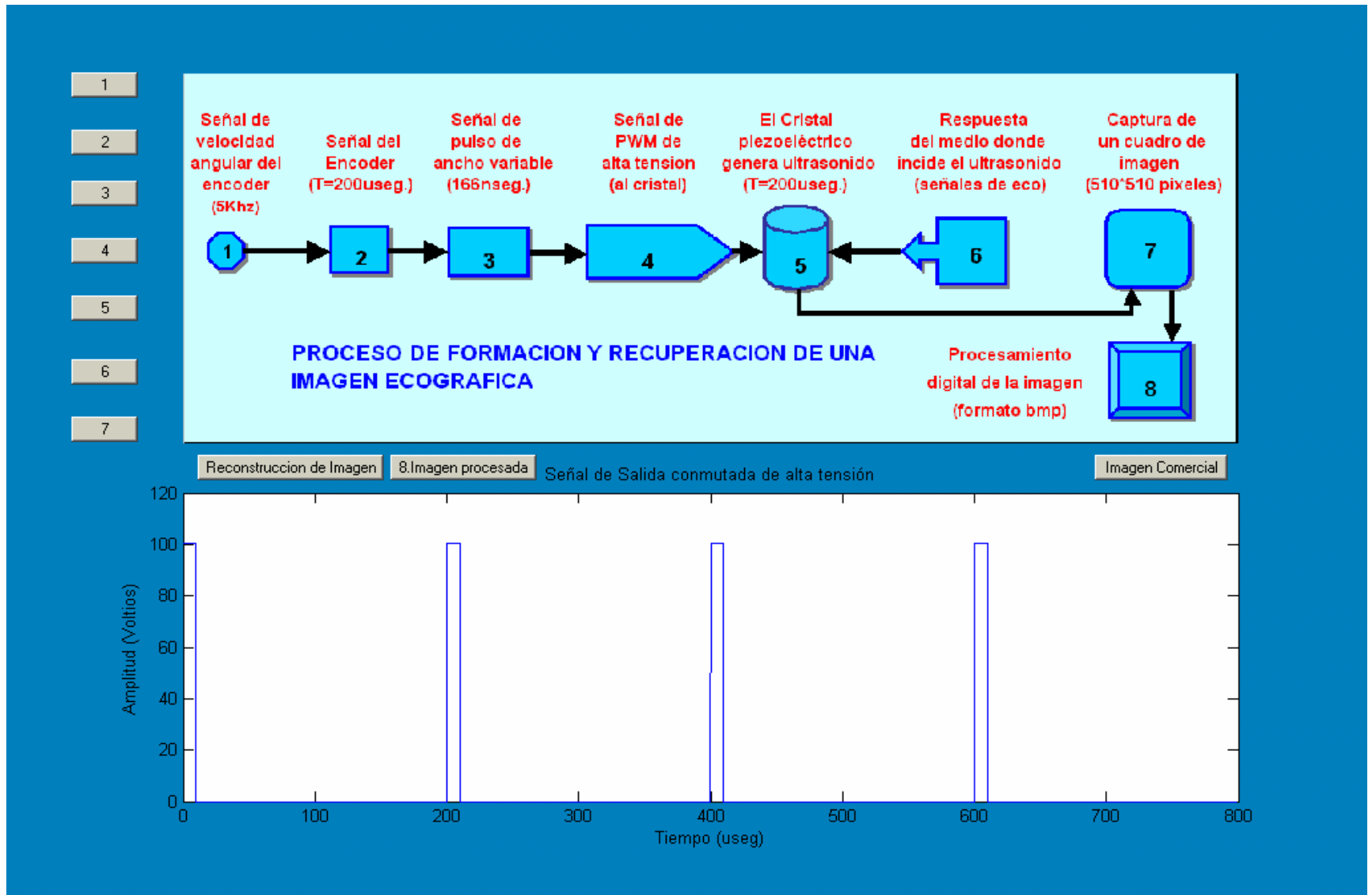


Figura F.12. Pulsos de alta tensión para la excitación del cristal.

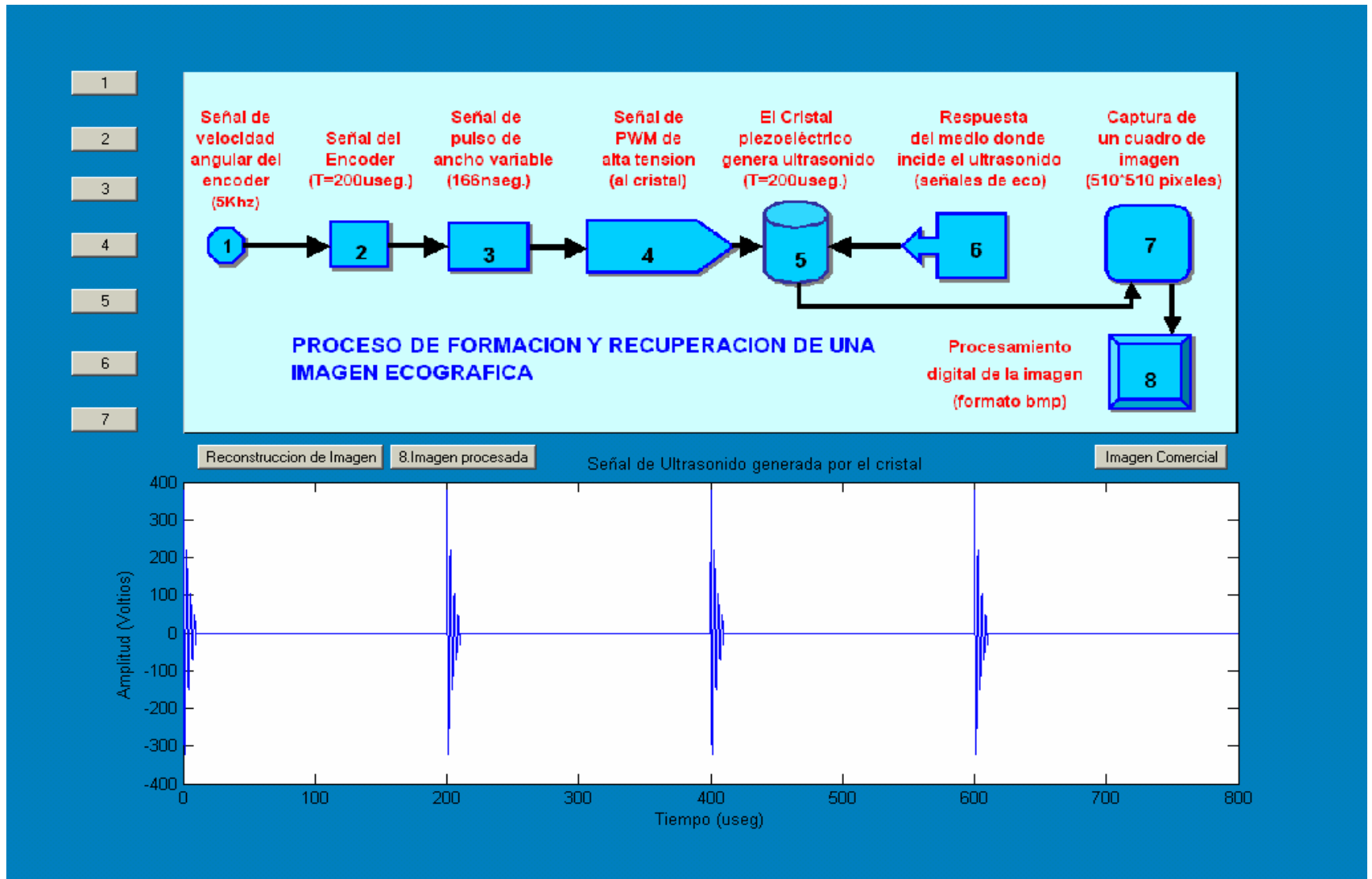


Figura. F.13. Pulsos de ultrasonido generados desde el transductor.

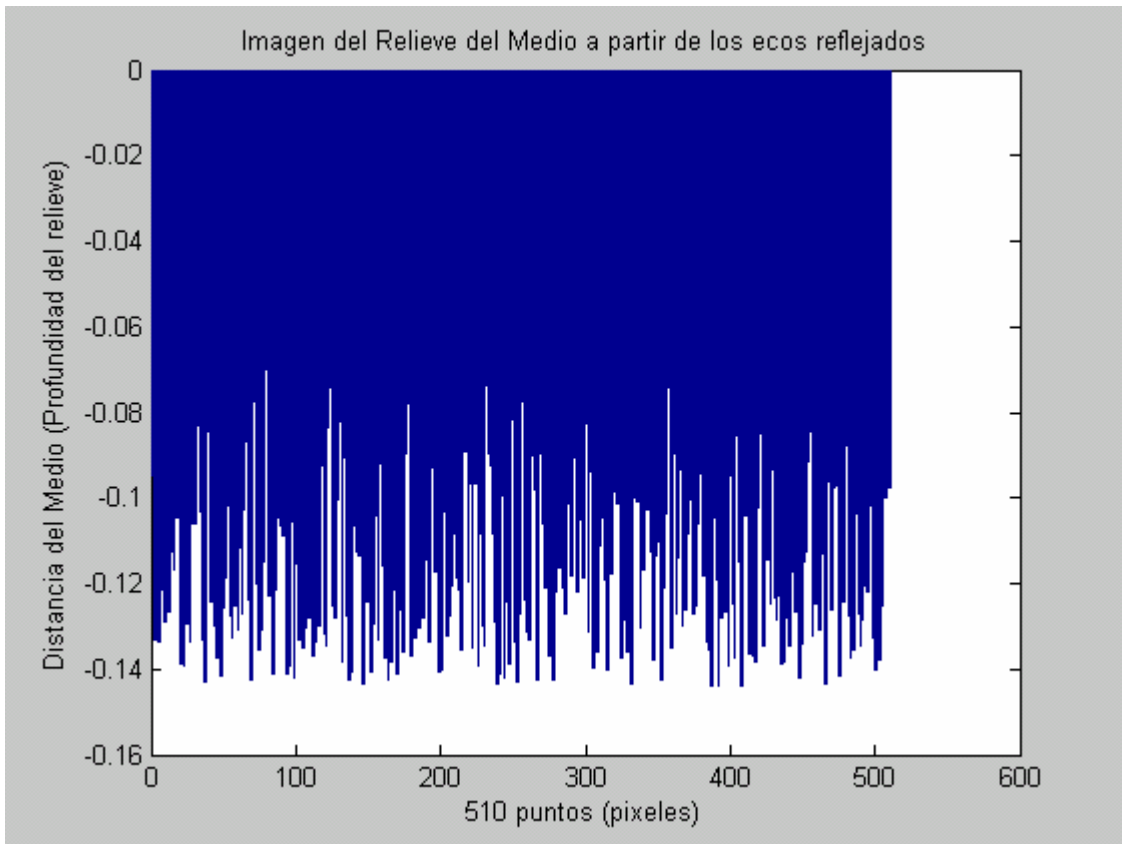


Figura F.14. Trama de pulsos de eco.

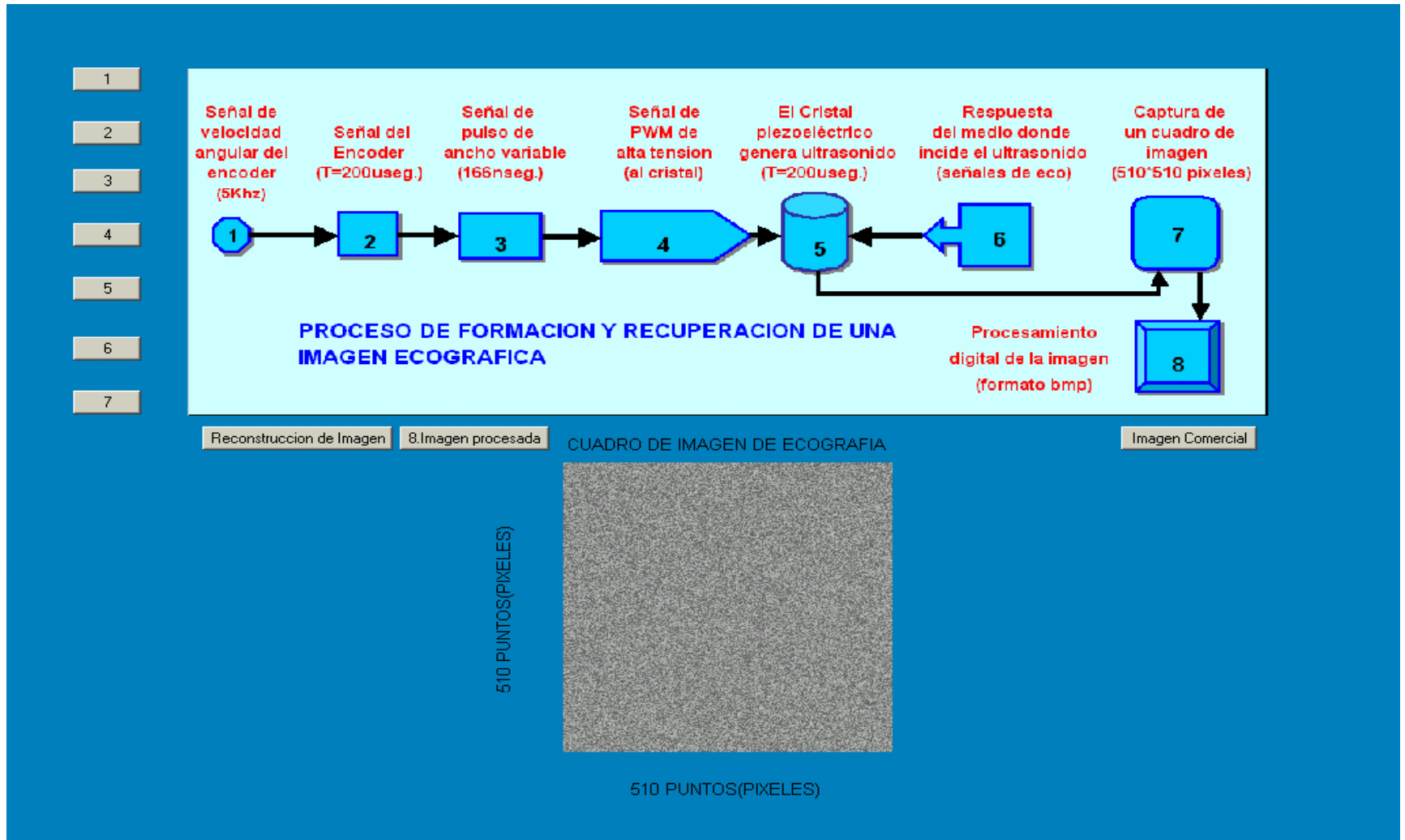


Figura F.15. Cuadro de imagen de ecografía.

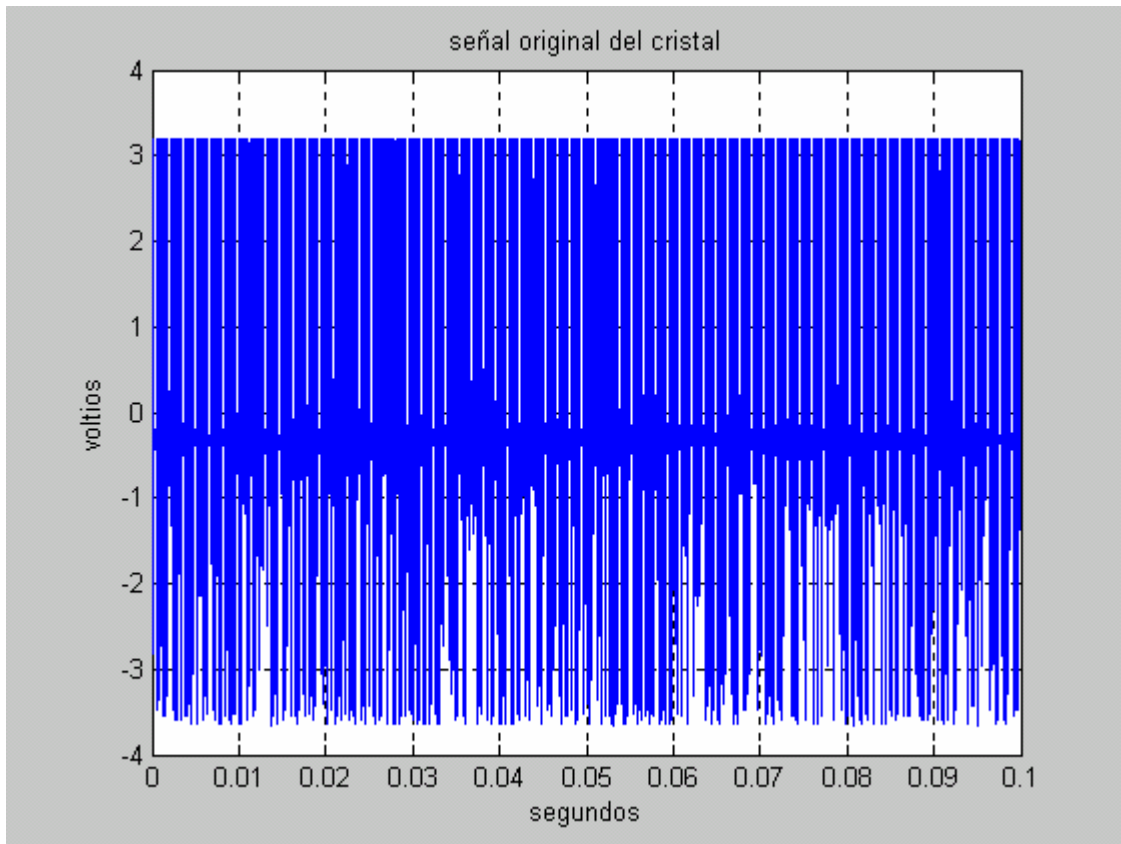


Figura F.16. Trama real de ecos de ultrasonido.

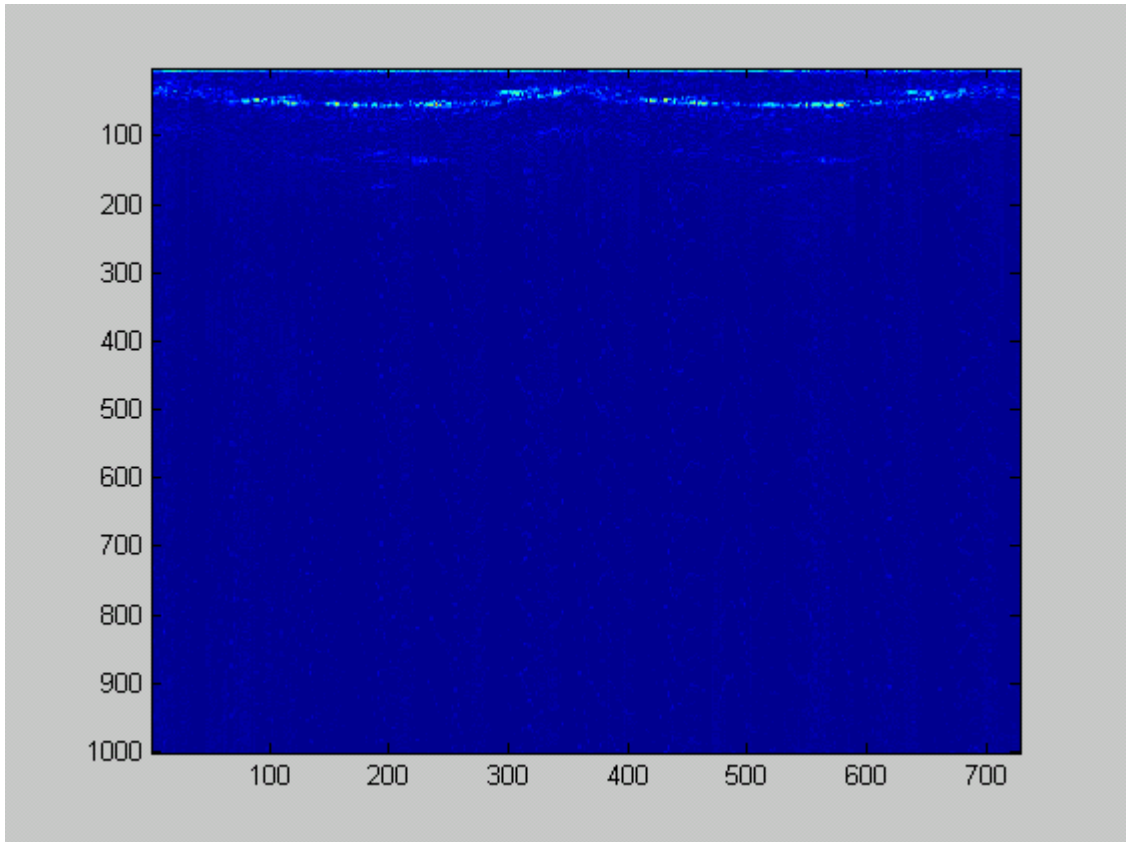


Figura F.18. Imagen real de ecografía adquirida por nuestro sistema en estudio.

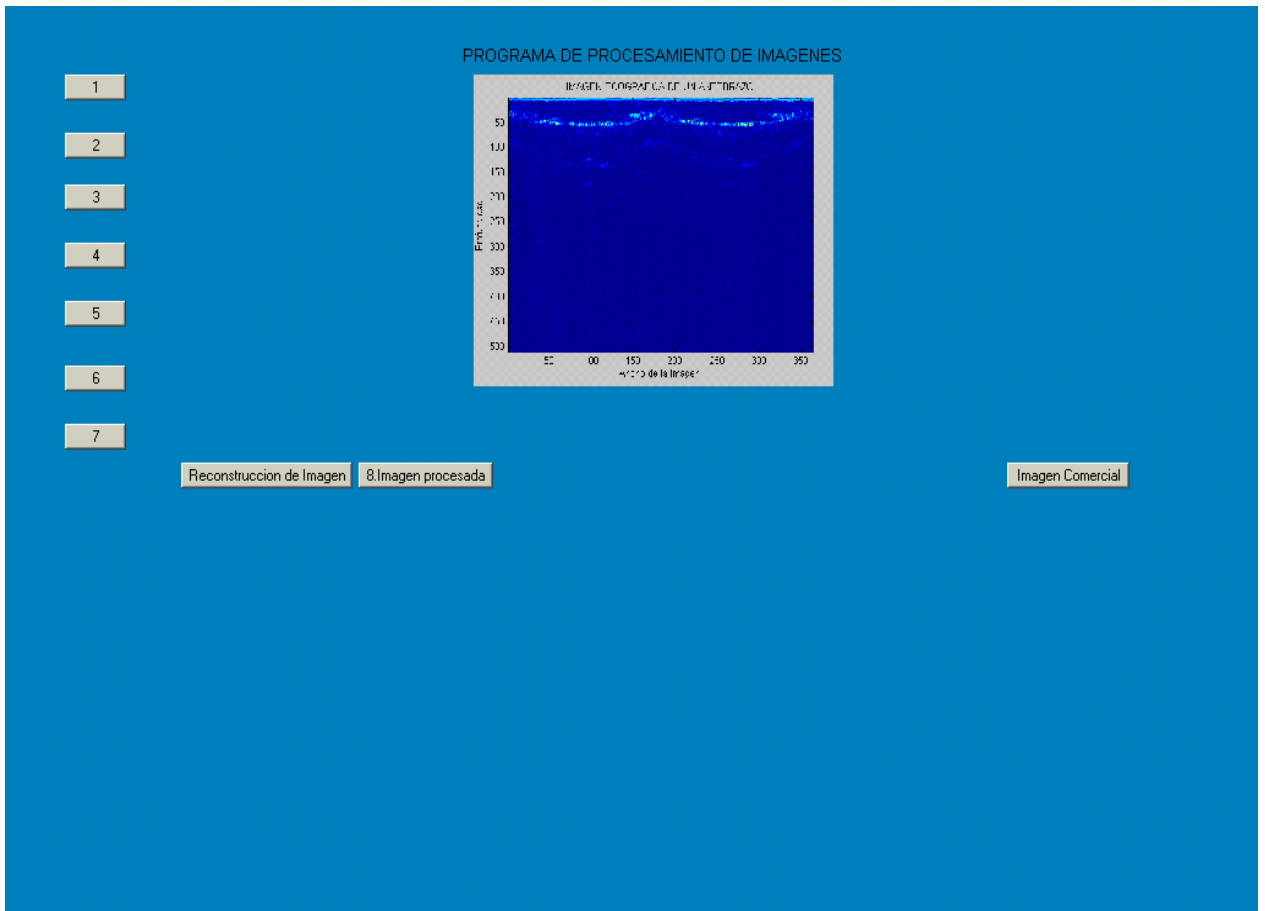


Figura F.19. Imagen ecográfica real utilizada ingresada para procesamiento.

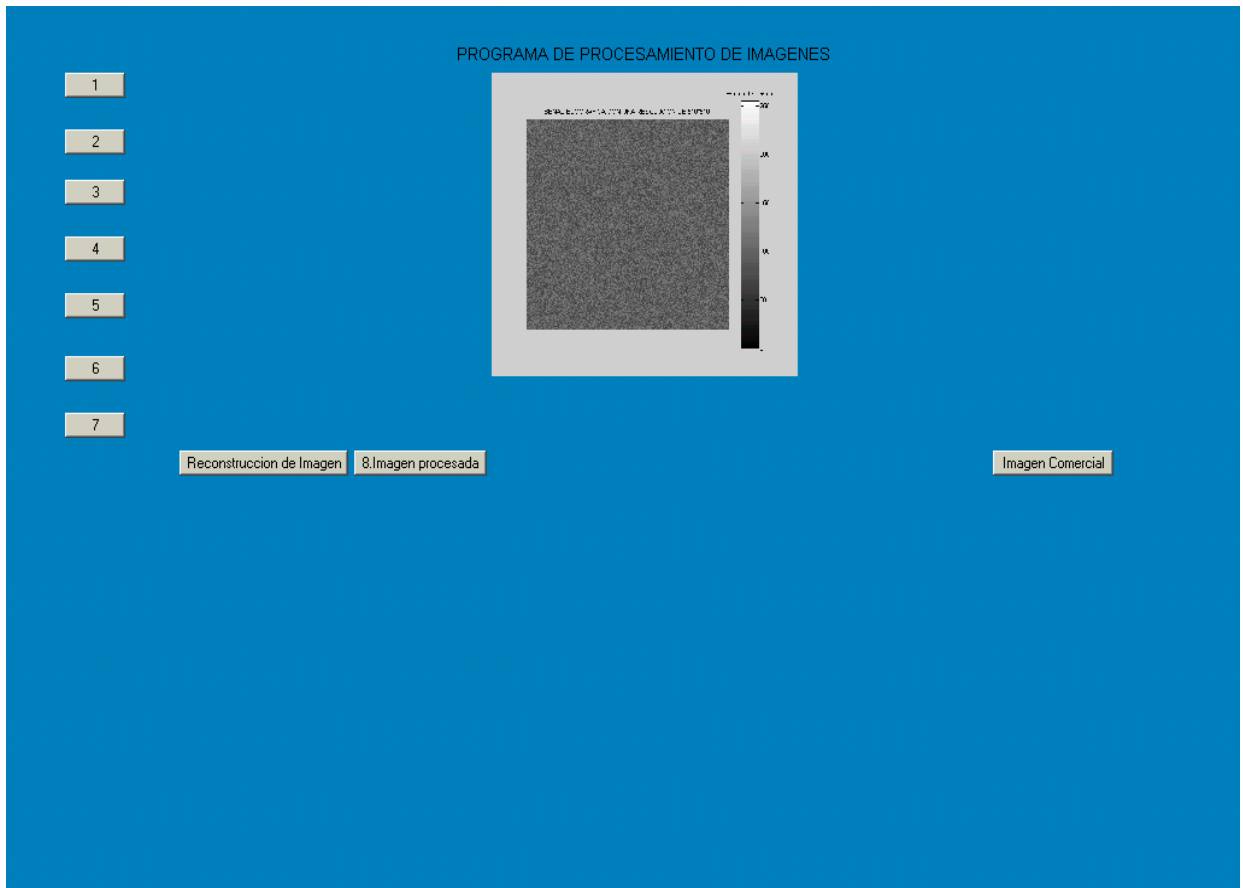


Figura F.20. Imagen ecográfica simulada ingresada para procesamiento.

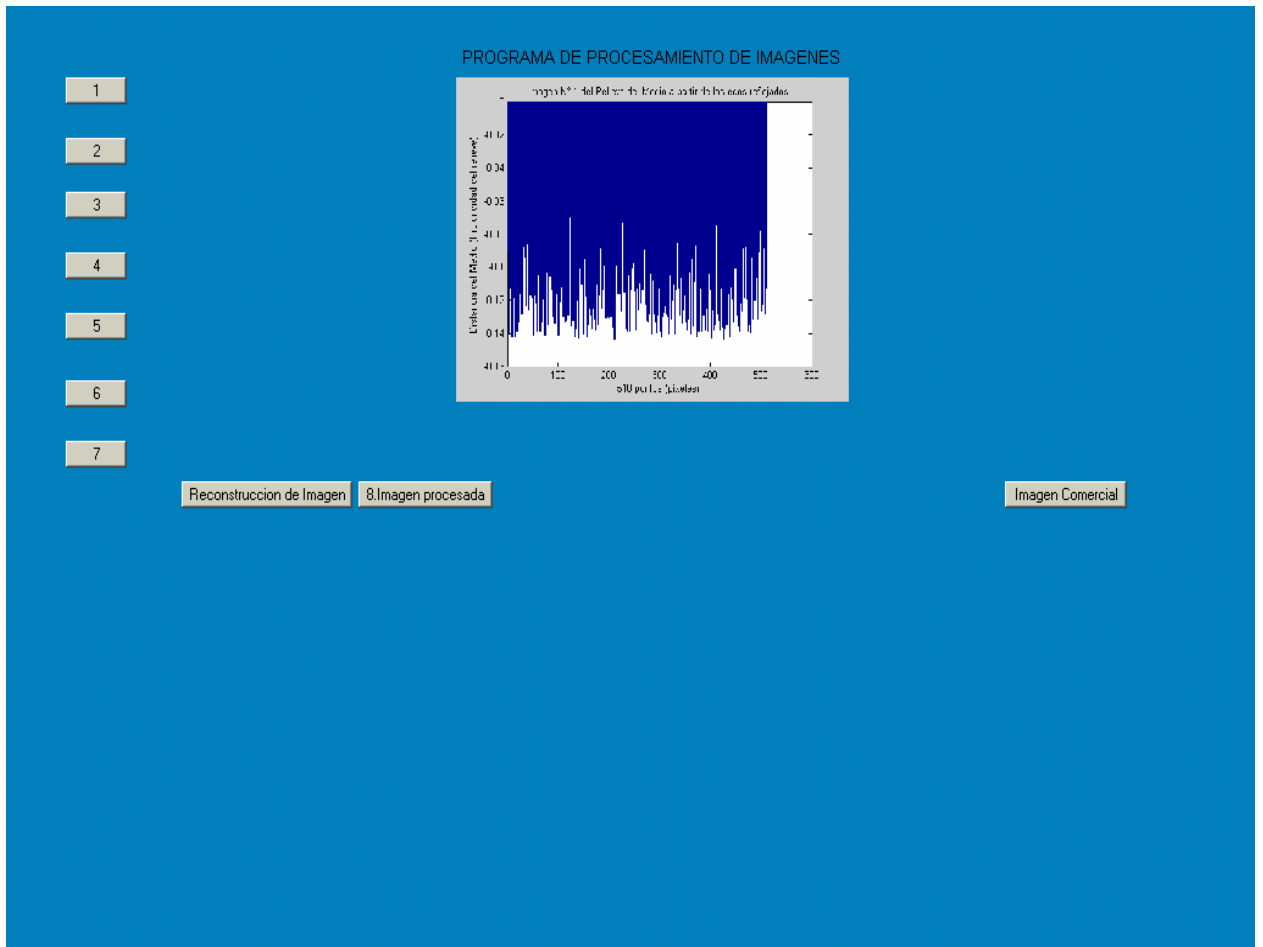


Figura F.21. Trama ingresada para formación de la imagen.

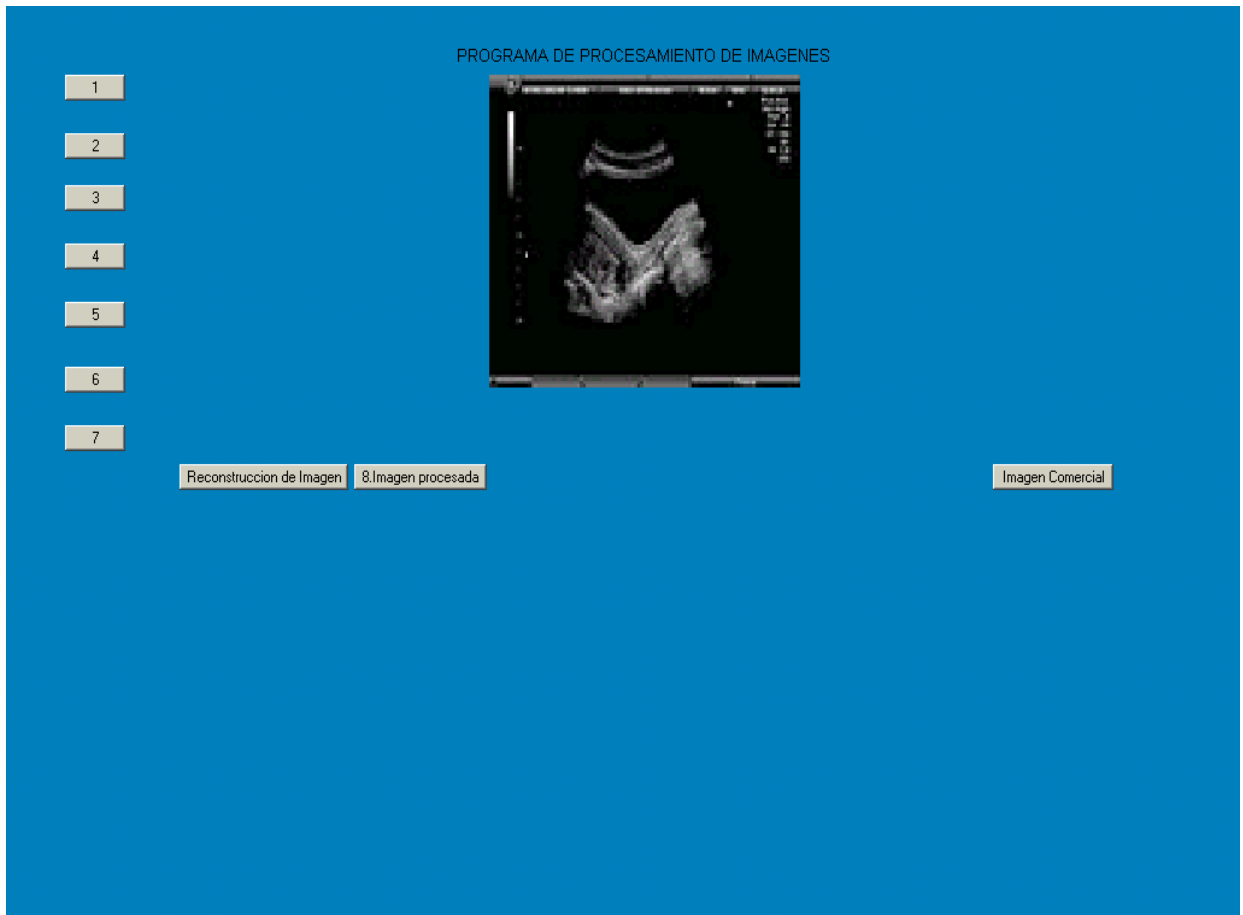


Figura F.22. Imagen real de un ecógrafo comercial.

4. Programa integral de simulación del sistema.-

```
Clear;
close all;
i=0;
figure('name','Señal de Eco','resize','on',...
      'position',[0,32,640,480],...
      'color',[0 0.5 0.75]);
fig=gcf;
Diagrama=imread('diagrama1.bmp','bmp');
subplot(3,1,1)
imshow(Diagrama);
titulo1 = uicontrol( ...
    'Style','text', ...
    'Position', [90 480 630 30], ...
    'String','SEÑALES DE ECO',...
    'FontAngle','normal',...
    'fontWeight','normal',...
    'fontName','Verdana',...
    'foregroundcolor',[1 1 1],...
    'backgroundcolor',[0 0.5 0.75],...
    'fontSize',18);
pshabrir1= uicontrol(gcf,...
    'Style','push',...
    'Position',[110 345 50 20],...
    'String','Mostrar',...
    'Callback','sincronismo');
pshabrir2=uicontrol(gcf,...
    'Style','push',...
    'Position',[190 345 50 20],...
    'String','Mostrar',...
    'Callback','comparador');
pshabrir3=uicontrol(gcf,...
    'Style','push',...
    'Position',[270 345 50 20],...
    'String','Mostrar',...
    'Callback','Deteccion');
pshabrir4=uicontrol(gcf,...
    'Style','push',...
    'Position',[350 345 50 20],...
    'String','Mostrar',...
    'Callback','Preamplificacion');
pshabrir5=uicontrol(gcf,...
    'Style','push',...
    'Position',[430 345 50 20],...
    'String','Mostrar',...
    'Callback','cristal');
pshabrir6=uicontrol(gcf,...
```

```
        'Style','push',...
        'Position',[530 345 50 20],...
        'String','Mostrar',...
        'CallBack','incidencia');
pshabrir7=uicontrol(gcf,...
    'Style','push',...
    'Position',[650 345 50 20],...
    'String','Mostrar',...
    'CallBack','PDI');
pshabrir8=uicontrol(gcf,...
    'Style','push',...
    'Position',[650 285 100 20],...
    'String','Abrir Imagen',...
    'CallBack','leerfigura');
```

- 0 -

ANEXO G

EL ESTÁNDAR DICOM

1. Introducción.-

En el ambiente hospitalario, la fuente más común de imágenes radiológicas son los estudios de Rayos X con aproximadamente el 70 %. Sin embargo actualmente se producen imágenes de radiografía computarizada (CR), tomografía computarizada (CT), resonancia magnética (MRI), ultrasonido, medicina nuclear (NMI) y angiografía de sustracción digital (DSA), entre otras, que ocupan el 30% restante.

La gran cantidad de imágenes producidas para diagnóstico, ha hecho complicado su manejo, principalmente cuando deben imprimirse y archivar. Una alternativa es el manejo de imágenes digitales en forma eficiente, a través de dispositivos conectados en red, que en conjunto ofrecen una serie de servicios que dan soporte a la operatividad de un área (radiología en este caso). Sin embargo, para obtener una buena aceptación en el medio clínico, se deben considerar la facilidad, rapidez, seguridad en el acceso de imágenes y la calidad en su presentación. Además se pueden aprovechar las facilidades de la tecnología actual para ofrecer funciones adicionales como: mostrar varias imágenes en una misma pantalla, procesamiento de imágenes para corregirlas o mejorarlas, grabación de voz correspondiente al diagnóstico y diagnóstico asistido por computadora, entre otras.

Cabe señalar que la transmisión de imágenes a través de una red de computadoras, no es exclusivo para el área médica; existen otras áreas que requieren de la manipulación de grandes cantidades de imágenes, como en la Geología, Geografía o el Estudio de Fenómenos Atmosféricos, en donde básicamente se utilizan imágenes de percepción remota {25}.

2. Los sistemas PACS.-

Actualmente existen sistemas que realizan el manejo de imágenes, conocidos como *PACS (Picture Archiving and Communications Systems)*, en donde la comunicación en ambiente de red es la parte medular para el diseño de aplicaciones. Para el caso de las áreas de radiología en los hospitales, también es importante tener una idea clara de la forma de operar, basada en las necesidades del hospital para poder integrar un sistema de este tipo. Los puntos a explorar en este sentido son:

- Los mecanismos de admisión y registro de pacientes.
- Los tipos y número de pacientes que se atienden en el servicio de radiología.
- La información relacionada al paciente, considerada como relevante para el hospital.
- Las diferentes modalidades de imágenes médicas que se manejan en el área.
- Los diferentes ambientes en la obtención de imágenes (por ejemplo, radionúclidos en imágenes de medicina nuclear).
- La existencia de otros sistemas de información en el hospital.
- El mecanismo de petición de estudios al servicio de radiología.
- La forma en que el servicio de radiología programa los estudios de pacientes.
- El mecanismo de interpretación y diagnóstico de los estudios realizados.
- Las diferentes áreas del hospital que requieren consultar imágenes.
- La ubicación física de las diferentes áreas involucradas.
- La forma de manejar la información a donde es requerida.
- La utilidad que se le da a la información, en cada servicio.
- Problemas de pérdida de información.
- Localización final de la información cuando el paciente abandona el hospital.
- La forma de organizar la información al ser almacenada.
- Consultas posteriores a la información.
- Intercambio de información con otros hospitales.

Para cubrir estas necesidades se requiere de un conjunto de dispositivos, cuyas responsabilidades son el ofrecer todos los elementos operativos demandados por el área de radiología y áreas dependientes, dentro de un hospital. Estas demandas incluyen:

Adquisición de Imágenes, Almacenamiento de Información, Distribución de Imágenes, Visualización de Imágenes (consulta, interpretación o diagnóstico), Registro de Resultados, Interfaz con Otros Sistemas, Comunicación Remota, Seguridad del Sistema.

2.1. Componentes de los sistemas PACS.-

Como puede inferirse de las necesidades antes planteadas, los sistemas PACS, utilizan varios componentes (hardware y software) con funciones específicas. Estos componentes son: Digitalizadores láser para placas de Rayos X, digitalizadores de video, estaciones de trabajo con diferentes características, estaciones de consulta, medios de almacenamiento óptico y magnético, servicios de impresión, infraestructura para servicios de red, servidores de imágenes, servidores de bases de datos, dispositivos que generan imágenes médicas digitales y servicios de comunicación a sistemas remotos externos, entre otros.

Estos componentes se integran en un esquema Cliente / Servidor en una red de cómputo, para ofrecer los diferentes servicios demandados por el área de radiología de un hospital y así cumplir con sus requerimientos operativos.

2.2. Estandarización.-

En las unidades de radiología de los hospitales, es muy común encontrarse con equipos de varios fabricantes, para las diferentes modalidades de imágenes que se generan; el tratar de integrar todos ellos en un sistema que los manipule es prácticamente imposible. En base a esto surgió la necesidad de estandarizar el manejo y transmisión de imágenes médicas digitales. Este trabajo se inició en 1983, con la integración de un comité formado por el "American College of Radiology" (ACR), representando a la comunidad de radiólogos y la "National Electrical Manufacturers Association" (NEMA) {27}, representando a la industria en el área de radiología, de acuerdo a los procedimientos establecidos por NEMA. Los objetivos iniciales fueron trabajar con los diferentes problemas de compatibilidad, con el fin de interfazar los ambientes propietarios de las diferentes modalidades de imágenes. Específicamente:

- Promover la comunicación entre imágenes digitales independientemente del fabricante que las produjo.
- Ofrecer mayor flexibilidad a los sistemas de almacenamiento y comunicación de imágenes.
- Facilitar la creación y consulta a sistemas de diagnóstico por diferentes dispositivos y en diversos lugares locales o remotos.

Los primeros resultados en los trabajos de estandarización fueron publicados en 1985, ACR-NEMA Versión 1.0, teniendo como base ideas obtenidas de formatos ya existentes. Por ejemplo, la definición de elementos de datos de longitud variable identificados con etiquetas (formato de etiquetas), fué adoptada de un estándar para grabar imágenes en cinta magnética, desarrollado por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM). Sin embargo, como todas las primeras versiones, se detectaron varios errores y el comité encargado (ACR/NEMA) autorizó a los grupos de trabajo involucrados, la realización de dos revisiones en Octubre de 1986 y en Enero de 1988, que produjeron una segunda versión, ACR-NEMA Versión 2.0, en 1988.

En esta nueva versión se conservaron prácticamente las mismas especificaciones de interfaz con hardware definidas en la versión 1.0, pero se no ofrecía ningún soporte de comunicación en red. La respuesta a estas demandas implicaba grandes cambios a lo ya establecido, considerando como restricción principal el mantener la compatibilidad con las versiones anteriores, lo cual fué un gran reto para los grupos de trabajo. De esta forma, a partir de 1988 se comenzó a trabajar en una tercera versión, en donde el proceso de diseño sufrió un cambio radical adoptando modelos para simular el mundo real, modelos de capas o pila para comunicación entre sistemas heterogéneos utilizando protocolos de comunicación en red y el modelo de cómputo Cliente / Servidor para establecer asociaciones entre dispositivos compatibles, a través de envío de mensajes.

2.2.1. El estándar DICOM.-

Después de tres años de esfuerzo, se dio a conocer la versión **ACR/NEMA DICOM** (**Digital Imaging and Communications in Medicine**) llamada también **DICOM 3.0**, en la que participaron también varias instituciones de la comunidad internacional como JIRA (Japanese Industry Radiology Apparatus) y CEN (Comité Européen de

Normalisation). Esta versión es considerada como un estándar completo, compatible con las versiones anteriores.

2.2.1.1. El estándar DICOM y sus principales características.-

1. Intercambiabilidad de objetos en redes de comunicación y en medios de almacenamiento a través de protocolos y servicios, manteniendo sin embargo, independencia de la red y del almacenamiento físico. Todo esto a través de comandos definidos por una sintaxis y una semántica, a los que se les asocian datos. Las versiones anteriores sólo ofrecían comunicación punto a punto.
2. Especificación de diferentes niveles de compatibilidad. Explícitamente se describe como definir un determinado nivel de compatibilidad, para escoger sólo opciones específicas de DICOM. En las versiones anteriores se especifica un nivel mínimo únicamente.
3. Información explícita de Objetos a través de estructuras de datos, que facilitan su manipulación como entidades auto contenidas. Los Objetos no son únicamente imágenes digitales y gráficas, sino también estudios, reportes, etc.
4. Identidad de objetos en forma única, como instancias con operaciones permitidas definidas a través de clases.
5. Flexibilidad al definir nuevos servicios.
6. Interoperabilidad entre servicios y aplicaciones a través de una configuración definida por el estándar, manteniendo una comunicación eficiente entre el usuario de servicios y el proveedor de los mismos.
7. Representación de aspectos del mundo real, utilizando objetos compuestos que describen un contexto completo, y objetos normalizados como entidades del mundo real.
8. Sigue las directivas de ISO en la estructura de su documentación multi-partes. De esta forma facilita su evolución, simplificando la adición de nuevas partes.

Los beneficios obtenidos de estos servicios son el poder interfazar los diferentes sistemas de información en un hospital, como los Sistemas PACS, Sistemas de información de radiología RIS (RIS: Radiology Information Systems) y sistemas de información administrativos HIS (HIS: Hospital Information Systems). En los sistemas PACS es donde su aplicación tiene mayor relevancia, dado que los servicios ofrecidos por DICOM pueden ser utilizados por los diferentes ambientes que generan y utilizan imágenes médicas de diagnóstico, manteniendo interoperabilidad entre ellos.

Para cumplir eficientemente con los requerimientos operativos, cada uno de los componentes del sistema debe especificarse utilizando el estándar DICOM. Para DICOM cada componente de un sistema PACS, debe definir una o más entidades de aplicación (Application Entity: AE), que deben mantener cierto nivel de compatibilidad, de acuerdo a responsabilidades específicas. El objetivo es: evitar problemas de comunicación originados por errores de interpretación en la información.

2.2.1.2. Especificaciones para comunicación en red.-

Para la comunicación en ambiente de red, DICOM utiliza el modelo de capas para representar conexiones virtuales entre ambientes heterogéneos (diferentes plataformas de cómputo), utilizando protocolos de comunicación. Cada capa mantiene cierta responsabilidad en el manejo de la comunicación entre aplicaciones en la misma o en distintas máquinas. Para establecer una conexión virtual, los dispositivos que pretenden comunicarse deben utilizar los mismos protocolos en cada capa, para poder "hablar en el mismo idioma". En las versiones anteriores a DICOM, se hizo la especificación para comunicar dispositivos punto a punto. DICOM agrega la posibilidad de conexión en red utilizando como base los protocolos TCP/IP (Transmission Control Protocol/Internet Protocol) y los propuestos por ISO/OSI (International Standards Organization/Open Systems Interconnection). De esta forma se aprovechan los protocolos definidos en las capas inferiores tanto de TCP/IP como de ISO/OSI y define los protocolos necesarios en las capas superiores para soportar la comunicación entre aplicaciones en forma eficiente. En el caso de

ISO/OSI, aprovecha los servicios de las primeras 6 capas, además de los elementos de servicio OSI para la manipulación de asociaciones (ACSE). Para el caso de TCP/IP, especifica un protocolo de capa superior DUL (DUL: DICOM Upper Layer). Para ambos casos se definen un protocolo para aplicaciones DICOM, que permite la portabilidad entre ambos ambientes sin afectar las aplicaciones ya realizadas.

DICOM especifica la forma de comunicación, a través de asociaciones, estableciendo un ambiente cooperativo entre varias entidades en donde algunas juegan un papel de cliente, otras de servidor y otras de ambos, definiendo así un esquema Cliente/Servidor. agregaron nuevos elementos de datos y se corrigieron varios errores e inconsistencias. En esta versión se especificó la comunicación punto a punto entre dispositivos, un grupo de comandos por software y varios formatos de datos correspondientes a los nuevos elementos.

En el tiempo que se dio a conocer la segunda versión, surgió la demanda de interfaz entre dispositivos involucrados en la generación y manejo de imágenes y redes de cómputo, sin embargo, el estándar

La forma de definir las reglas de cliente y servidor, es a través de la especificación de servicios específicos pertenecientes a entidades de aplicación que definen el nivel de compatibilidad deseado.

DICOM establece dos tipos de servicios básicos: Usuario de servicios de clase (Service Class User: SCU) que juegan las reglas de cliente y Proveedor de servicios de clase (Service Class Provider: SCP) que juegan las reglas de servidor. En cada caso, las reglas son definidas durante la asociación. El establecimiento de asociación corresponde a la primera fase de comunicación entre dos AE's compatibles con DICOM, que una vez lograda, negocia los tipos de objetos a intercambiar y la forma de codificarlos.

2.3.2. Aceptación Clínica.-

En la actualidad no existe un método de compresión que sea aceptado por completo por la comunidad de radiólogos, y en algunos lugares como los Estados Unidos, la

legislación impide que se empleen algoritmos de compresión irreversible en imágenes médicas. Sin embargo, la proliferación de sistemas de información y los volúmenes tan grandes de imágenes que se pretende utilizar obligará al uso de algunas de estas técnicas aunque se trate de información complementaria.

Dentro de este esquema el tipo de compresión irreversible sí tiene un papel importante que jugar. De hecho, en la actualidad existen algoritmos que se adaptan al tipo de imagen en cuestión y que tienen tasas de compresión variables, dependiendo del uso que se tendrá.

El análisis de expertos de estos distintos tipos de compresión se hace a través de un estudio comparativo que se denomina estudios ROC, donde se determina a través de un panel de expertos, si las imágenes comprimidas tienen diferencias perceptibles cuando se comparan con la imagen original. Los algoritmos más avanzados permiten emplear tasas altas de compresión, mientras se mantiene una calidad de imagen alta con diferencias casi imperceptibles.

2.3. El Futuro de DICOM.-

¿Qué otras necesidades se tendrán?. El alcance del problema de comunicación de imágenes médicas es tan extenso, que aún hay mucho por hacer. Quizá primero es la demostración de que DICOM trabaja como una especificación y un patrón. En los últimos dos años, el RSNA ha ayudado a este papel. Con un contrato a Mallinckrodt una Institución de Radiología para desarrollar el software, el RSNA, miembros de NEMA, y ACR han trabajado sobre demostraciones de DICOM en infoRAD. Junto con el RSNA la reunión anual y Asamblea Científica, una porción considerable del documento de infoRAD se ha dedicado a un área en que varios fabricantes han mostrado que ellos pueden cumplir DICOM y que trabajan para comunicar imágenes y manejar los informes dentro de una red. Mallinckrodt provee los nodulos centrales de prueba (CTNS) que trabajan como servidores para retener imágenes y administrar la red. El apoyo de todas las partes de DICOM es nuevo, como es la inclusión de un CTN desarrollado en Europa por la Universidad de Oldenburg y la de Rennes bajo la guía del Comité Europeo de Normalización (CEN). Los fabricantes pueden escoger también

enviar imágenes, o recibir imágenes de un fabricante diferente, un procedimiento que no fue hecho en la demostración pasada.

Recientemente, los representantes de las sociedades profesionales de estos grupos han contado con un grupo de trabajo especial de ACR-NEMA para planificar la manera en que se podría aprovechar del trabajo de DICOM. El enfoque de DICOM a objetos orientados a diseño hace este proceso relativamente directo. Los miembros de las sociedades profesionales pueden proveer la experiencia sobre la construcción apropiada de objetos de información, y los grupos de ACR-NEMA pueden entonces ayudar a implementarlos en el estándar de DICOM. La tarea primera emprendida será la definición de objetos informativos para representar imagen en color de endoscopia (incluyendo pulmonar, gastrointestinal, genitourinaria, y aplicaciones ortopédicas).

Con un año de anterioridad a la escritura de este prospecto, el Colegio Estadounidense de Cardiología (ACC) y con ACR-NEMA presentan su problema de archivar e intercambiar imagen digital de angiografía coronaria y ventriculografía entre laboratorios de caterización digital cardíaca. La mayor parte del nuevo equipamiento cardíaco de los laboratorios producen imágenes digitales, pero como con CT o MR, los fabricantes usan distintos formatos y medios de almacenaje. El convencional 35 mm de película evita este problema pero no es una solución eficaz en función de los costos cuando las imágenes están en formato digital.

A existido también el problema del almacenado de la información sobre alguna forma de medio removible. Esta es necesaria a causa de que los laboratorios cardiacos y angiográficos no están en red, y a causa de la necesidad de proveer de imágenes a otros especialistas. Para solucionar este requerimiento, el ACR-NEMA WG V, cuya misión está en desarrollar los patrones para cambiar de medios, se reactivó. Este WG ha producido la parte 10 de DICOM que describe el Medio de Almacenaje y el Formato de Archivos. Esta parte es un conjunto de definiciones de medios - independiente. Se describe un archivo genérico y la estructura de directorios, y en la analogía con la Capa Superior Senice de la parte 8, especifica un archivo DICOM básico senice. Este archivo senice provee la conexión a sistemas reales de archivo. El formato de archivo describe como poner un conjunto de datos de DICOM en un archivo junto con un directorio para indicar el contenido de tales archivos. El formato de archivo incluye un área llamado Preámbulo de Archivo que es visto primero por el dispositivo que lee el archivo. Esta

área se provee para la compatibilidad potencial con Archivos senices que no sean DICOM.

Cada aplicación que necesita grabar archivos en un medio puede requerir medios diferentes. Por ejemplo, la cardiología necesita un medio de alta capacidad con acceso rápido para película de cine de 35 mm. Los especialistas de ultrasonidos no cardiacos, sin embargo, probablemente no necesitarían tan alta capacidad, aunque ellos necesiten capacidad de cine.

El interés en imagen dentro y fuera de radiología, y el interés general en registros de electrónica médica ha fomentado el desarrollo de un grupo que tiene representación de todas las corporaciones de patrones de informática médica y grupos profesionales. Este grupo es la Planificación de Estándares de Informática en Salud Pública (HISPP) patrocinados por el Instituto de Patrones Nacionales Estadounidense (ANSI). ANSI es el representante de EE.UU. a la Organización Internacional de Patrones (ISO) y es el conducto formal para el intercambio de información con CEN, la corporación tiene responsabilidad para todos los patrones de informática médica en Europa. ISO también provee comunicación oficial con las organizaciones Japonesas de patrones. Para el desarrollo de patrones, la coordinación mediante ANSI HISPP y sus contrapartes internacionales es vital si los productos quieren ser compatibles. Una mirada a la naturaleza internacional del negocio de equipamiento de imagen debería servir para ilustrar la importancia de los patrones que van más allá de las fronteras nacionales.

- O -

ANEXO H

ANÁLISIS DE COSTOS

1. Introducción.-

Como se indicó en el primer capítulo, este trabajo de tesis se ha llevado a cabo a partir de mi participación en un Proyecto de Investigación en INICTEL y apoyado por el CONCYTEC, los estudios, evaluaciones, simulaciones, diseños y ensayos se efectuaron en los laboratorios de la División de Desarrollo Tecnológico (DDT) de la Dirección de Investigación y Tecnología (DIT) de INICTEL donde la Telemedicina es una de sus áreas de interés.

Todos, los circuitos de ensayo, fueron implementados en protoboards, únicamente a excepción de la Tarjeta de Adquisición de Datos, que se instaló en una Computadora.

1.1. Dispositivos para los circuitos:

1.1. Generador de pulsos de ancho variable	\$US 20.00
1.2. Fuente de alimentación alta tensión	\$US. 20.00
1.3. Conmutador de pulsos de alta tensión	\$US. 15.00
SUB TOTAL(S/.):	\$US. 135.00

1.2. Accesorios.

Transductor de ultrasonido sectorial del tipo mecánico (3Mhz) (de segunda mano), para ensayos	\$US 100.00
Bibliografía (manuales técnicos de ecógrafos)	\$US 100.00
Computadora compatible Pentium IV (256 Mb RAM; 1,3 Gb, 80 Mb HD, Lectora CD, FD 1.44, Tarjeta de red, tarjeta MODEM)	\$US. 1,200.00
Tarjeta de Adquisición de Datos NI5201 Series De National Instruments	\$US 1,900.00
SUB TOTAL (\$US.)	\$US.3,300.00

1.3. Servicios Profesionales.-

Para el proyecto en que participé en INICTEL, se requirieron mínimo un jefe de proyecto, Investigador, con rango de Coordinador del Proyecto, ingeniero electrónico, (Profesional miembro de INICTEL); un co-Investigador, con rango sub-jefe de Proyecto, ingeniero electrónico, (Profesional miembro de INICTEL); y como apoyo profesional, un bachiller o ingeniero electrónico, que pueda diseñar e implementar circuitos electrónicos físicos y que haya tenido experiencia en proyectos de estudios y diseño de equipo medico, para los trabajos en la parte del hardware y software (Profesional externo); y servicios de un asesor del área médica, un médico radiólogo.

En tal sentido, los costos fueron los siguientes:

1.3.1. Tiempos de Servicio y Costo Mensual:

Cargo o Responsabilidad	Tiempo servicio	Costo Mensual
Responsable del Proyecto (Investigador)	12 meses	(INICTEL)
Sub-jefe de Proyecto (Co-Investigador)	12 meses	(INICTEL)
Profesional de apoyo (técnico especialista en desarrollo de equipo medico)	12 meses	S/.800.00
Asesor médico (radiólogo)	6 meses	S/. 500.00

1.3.1.1. Costos totales:

Cargo o Responsabilidad	Costo Total
Especialista diseño de circuitos (Profesional de apoyo)	S/.9,600.00
Asesor médico cardiólogo	S/.3,000.00
SUBTOTAL (Por servicios profesionales)	S/.12,600.00
	(\$US 3,706.00)
COSTO TOTAL	
(Sin considerar al personal del INICTEL):	\$US7,141.00

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- {1} **Burr-Brown Corporation**, Linear Products; IC data Book, 1996-1997.
- {2} **Cevallos Francisco**; Visual C++ Aplicaciones para Win 32; Alfomega Grupo Editor S.A.
- {3} **Chapman, Davis**, Aprendiendo Visual C++ e 21 dias. Prentice Hall, Mx, 1999.
- {4} **Cmos Logic Data**, Motorola, 1991.
- {5} **Curso de LabVIEW**, Universidad Tecnológica del Perú, UTP. Facultad de Ingeniería Electrónica. 2003 II.
- {6} **Editorial Macro**;Lenguaje de Programación C++.
- {7} **Intel**, Processors and Related Products Data Book. 1999 IA – 32.
- {8} **Minsa**, Censo de Infraestructura Sanitaria y Recursos del Sector Salud, 1996, Tomo I.
- {9} **Minsa**, Manual de acreditación de hospitales, 1996.
- {10} **Minsa-MTC-Osiptel-NICTEL**, Plan Nacional de Telesalud, 2004.
- {11} **National Operational Amplifiers Databook**, pgs: 2-13 y 2-17.
- {12} **National Semiconductor**, Aplicación nota 253,enero 1982.
- {13} **National Semiconductor**, Comlinear High – Speed Analog and Mixed – Signal Databook.
- {14} **Organización Panamericana de la Salud**, La salud en la américas, Vol. I, 2002.
- {15} **Pérez Cesar**; MatLab y sus aplicaciones en las ciencias y la ingeniería; Prentice Hall.
- {16} **PHILIPS**, ECG Semiconductors, Master Replacement Guide.
- {17} **Proakis, John G., Monolakis, Dimitris G.**, Tratamiento Digital de Señales, Principios, algoritmos y aplicaciones. Prentice Hall.
- {18} **Rafael C. Gonzales, Richard E. Woods**; Tratamiento Digital de Imágenes. Addison-Wesley Editors.
- {19} **Schilling-Bellow**, Circuitos electrónicos integrados, Marcombo Editores.
- {20} **Semiconductor Corporation Fairchild**, 2001. Pg. 1.
- {21} **Tatsuo Togawa; Toshiro Tamura**; Biomedical transducers and Instruments; CRC Pres LLC. Ultrasonic Bioinstrumentations
- {22} **Toshiba Corporation**, Operation Manual for Mechanical Sector Scanner Probes, Model SM-308M/SM-508M, 1988.
- {23} **Ultrasound Parts Inc.**, Catalogo instrumentos, transductores.

URL

{24} <http://www.drgdiaz.com/eco/ecografia/ecografia.shtml>. Ecografía.

{25} <http://www.medical.nema.org>. Estándar DICOM.

{26} <http://www.iso.org/iso/en/ISOOnline.frontpage>. ISO.

{27} <http://www.nema.org/>. NEMA.

{28} <http://omega.ilce.edu.mx:3000/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/084/htm/sec9.htm>.

Procesamiento de imágenes

{29} http://med.unne.edu.ar/revista/revista108/sonido_5.html. El Sonido: Bases físicas para su aplicación en ecografía (Parte V). Prof. Dr. Juan Fernando Gómez Rinesi.

{30} <http://www.iai.csic.es/ritul/PubCartagena/Transductores%20de%20potencia.doc>. Transductores ultrasónicos de potencia., Juan A. Gallego Juárez, Instituto de Acústica, CSIC.

{31} <http://www.ni.com>. National Instruments. Tarjeta de Adquisición de Datos.

{32} <http://www.iai.csic.es/ritul/PubCartagena/Hector/caratrans.doc>. Caracterización de Transductores piezocomposite 1-3. Héctor Gómez, Carlos Negreira, Laboratorio de Acústica Ultrasonora, Instituto de Física – Facultad de Ciencias, Universidad de la República – URUGUAY.

{33} <http://www.fairchildsemi.com>. Componentes electrónicos.

{34} <http://www.maxim-ic.com>. Maxim. Componentes electrónicos.

{35} <http://www.ti.com>. Texas Instruments. Componentes electrónicos.

{36} <http://www.minsa.gob.pe/portal>. Ministerio de Salud de Perú.

{37} <http://193.252.49.20/vermon/intro.html>. Fabricante de transductores de ultrasonido.

{38} <http://www.inei.gob.pe>. Instituto Nacional de Estadística de Perú.

{39} <http://materiales.eia.edu.co/laboratorios/ultrasonido/teoria.html>. Teoría de ultrasonidos.

{40} <http://www.fis.puc.cl/~labdoc/Guias%20Laboratorios/ultrasonidos.pdf>.

Teoría de ultrasonidos.

{41} http://www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/ing_ond_1/trabajos_03_04/infra_y_ultra/ultrasonidos.htm. Teoría de ultrasonidos.

{42} <http://www.gestiopolis.com/recursos/documentos/fulldocs/ger1/disultra.html>.

Pruebas no destructivas-ultrasonido.

{43} <http://www.oftalmo.com/publicaciones/biomicroscopia/cap1.htm>.

Bases físicas de la biomicroscopía ultrasónica. J. García Feijóo, R Cuiña Sardina.

{44} <http://www.ni.com/dataacquisition/> Hardware de adquisición de datos de National Instruments.

{45} <http://www.uv.mx/fimexalapa/rcampillo/curso%20matlab.html>. Curso de MatLab

{46} <http://www.ni.com/labview> Curso de LabView en NI.

{47} <http://www.solotutoriales.com/tutoriales.asp?id=030619>. Tutorial de Visual C++.

{48} http://www.gte.us.es/~galvan/IE_4T/Tutorial%20de%20Labview.pdf. Tutorial de LabView.

{49} <http://www.monografias.com/trabajos5/visualcurso/visualcurso.shtml> Programación en Visual C++.

BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

- A. AULET, C. A. NEGREIRA, H. GOMEZ, L. A. BASSORA, J. A. EIRAS**, "Identification of Lateral Vibration Modes of Piezoelectric Composites 1-3 and their effects," in IEEE P.Ultrason. , vol 2, pp. 1063-1066, 1994
- ACM91**, Computing Curricula 1991, Report of the ACM/IEEE-CS Joint Curriculum Task Force. ACM Computer Society Press, 1991.
- Aloimonos89** Aloimonos J., Shulman D., Integration of Visual Modules. Academic Press, Inc., 1989.
- Andrews78** Andrews H., Tutorial and Selected papers in Digital Image Processing. IEEE Computer Society Press, 1978.
- AULD B.A. et al**, "Dynamic behavior of periodic piezoelectric composites", IEEE Ultrasonics Symp., pp. 554-558, (1984).
- B. A. AULD, AND Y. WANG**, "Waves and vibrations in periodic composite plates," in Proc. 1984 IEEE Ultrason. Symp., 1984, pp. 528-532.
- Ballard82** Ballard D., Brown Ch., Computer Vision. Prentice-Hall, Inc., 1982.
- Barnett81** Barnett V. (Ed.), Interpreting Multivariate Data. John Wiley & Sons, 1981.
- BASSORA, L.A.; EIRAS J.A.**, "Compósitos piezoelétricos polímero-cerâmica (PZT)", XVI Enc. Nac. de Fis. da Mat. Cond., (1993).
- Baum G, Greenwood I.** The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. II. Ultrasonic slit lamp in the ultrasonic visualization of soft tissues. Arch Ophthalmol 1958; 60: 263-279.
- Besag86** Besag J., Dirty Pictures. Royal Statistical Society B, 1986
- Blake87** Blake A. and Zisserman A., Visual Reconstruction. The MIT Press, 1987.
- BORN & WOLF**, "Principles of optics", Chap. VIII, Sec. 8.6c. Pergamon Press (1970).
- Bow84** Bow S., Pattern Recognition. Marcel Dekker, 1984.
- Bow92** Bow S., Pattern Recognition and Image Processing. Marcel Dekker, 1992.
- Breiman84** Breiman L., Friedman J., Olshen R, and Stone C., Classification and Regression Trees. Wadsworth, 1984.
- Bronson NR.** Development of a simple B-scan ultrasonoscope. Trans Am Ophthalmol Soc 1972; 70: 365-408.
- Bruno D.** Fornage y col. Echographie des Membres, 1.991, Editions Vigot.

- Castleman79** Castleman K.R., Digital Image Processing. Prentice-Hall, Inc., 1979.
Circuitos electrónicos integrados, Schilling-Bellow, Marcombo editores.
- Cressie91** Cressie N., Statistics for Spatial Data. John Wiley, 1990.
- Cross83** Cross G. and Jain A.K., Markov Random Fields texture Models. IEEE Trans. on PAMI, Enero-83, pp 25-39.
- D. CERTON, F. PATAT, O. CASULA, AND G. FEUILLARD**, "2-Dimensional modelling of lateral modes in 1-3 piezocomposites," in Proc. 1994 IEEE Ultrason. Symp., 1994, pp. 991-992, 1992.
- Dasaraty91** Dasaraty B., NN Pattern Classification Techniques. IEEE Computer Society Press, 1991.
- Davies90** Davies E., Machine Vision: Theory, Algorithms, Practicalities. Academic Press, 1990.
- Devijver81** Devijver P. and Kittler J., Pattern Recognition: A Statistical Approach. Prentice-Hall, 1981.
- Dougherty92** Dougherty E., An Introduction to Morphological Image Processing. SPIE Optical Engineering Press, 1992.
- Duda73** Duda R. and Hart P., Pattern Classification and Scene Analysis. Wiley-Interscience, 1973.
- Farelle90** Farelle P., Recursive Block-Coding for Image Data Compression. Springer-Verlag, 1990.
- FiF87** Fischler M.A., Firschein O., Readings in Computer Vision. Issues, Problems, Principles and Paradigms. Morgan Kaufmann Publishers, Inc., 1987.
- Foster FS, Straban M, Austin G.** The ultrasound microscope. Ultrasonic imaging 1984; 6: 243-261.
- Fu80** Fu K.S., Digital Pattern Recognition. Springer-Verlag, 1980.
- Fu82** Fu K.S., Syntactic Pattern Recognition and Applications. Prentice-Hall, Inc., 1982.
- Fukunaga90** Fukunaga K., Introduction to Statistical Pattern Recognition. Second Edition Academic Press, 1990.
- Geman88** Geman D., Random Fields and Inverse Problems in Imaging. Lectures Notes in Mathematics n.1427, Ancona et al. Eds. Springer Verlag, 1988.

GENDREU, PH; FINK M.; ROYER D., "Visualization of surface displacement and transmitted field of piezocomposite transducers by optical probing", IEEE Ultrasonics Symp. pp. 541-546, (1993).

Gonzalez79 Gonzalez R.C., Wintz P., Digital Image Processing. Addison-Wesley, 1979.

Gonzalez87 Gonzalez R.C., Wintz P., Digital Image Processing. 2nd edition. Addison-

Grimson81 Grimson W.E., From Images in Surfaces: A computational Study of the Human Early Visual System. MIT Press, 1981.

Grimson83 Grimson W.E., An implementation of a computational theory of visual surface interpolation Computer Vision Graphics and Image Processing, vol 22, 39-69, 1983.

GURURAJA, T.R. et al, "Piezoelectric composite materials for ultrasonic transducer applications". IEEE Trans. Sonics Ultras. SU-32, pp 481-498, (1985).

H.GOMEZ, C. NEGREIRA, A. AULET, J.A. EIRAS, L.A. BASSORA, "Influence of Elastic Characteristics of the Polymer/Resin in Lateral Resonances of Piezo-composites 1-3", in IEEE P.Ultrason. , vol 2, 1996

H.P.SAVAKAS, K.A.KLICKEK AND R.E.NEWNHAM, "PZT-epoxy piezoelectric transducers: A simplified fabrication procedure", in Mat. Res. Bull., vol 16, pp. 677-680, 1981.

HAYWARD G., BENNETT J., "Assessing the influence of pillar aspect ratio on the behavior of 1-3 connectivity composite transducers", IEEE transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 43. No. 1, January 1996.

HoB89 Horn B. and Brooks M., Shape from Shading. The MIT Press, 1989.

HOSSACK, J.A. et al, "Improved efficiency piezoelectric ceramic/polymer composite transducers". IEEE Ultras. Symp. pp 523-526, (1992).

ICM, International Cristal Manufacturing, Inc., manual technical.

IRE: Standards on piezoelectric crystals; Measurements of piezoelectric ceramics", Proc. IRE, 61, 1161-69, 1991.

J.A. Bouffard. Sonography on Tendons. Ultrasound Quarterly, Vol. 11, Nş-4, pp.259-286-1.993

Jain88 Jain A. and Dubes R., Algorithms for Clustering Data. Prentice-Hall, 1988.

Jain89 Jain A.K., Fundamentals of Digital Image Processing. Prentice-Hall, 1989.

Jain90 Jain R.C., Jain A.K., Analysis and Interpretation of Range Images. Springer-Verlag, 1990.

- Koenderink90** Koenderink J.J., Solid Shape. The MIT Press, 1990.
- Kusturi91a** Kusturi R. and Jain R., Computer Vision: Principles. IEEE Computer Society Press, 1991
- Kusturi91b** Kusturi R. and Jain R., Computer Vision: Advances & Applications. IEEE Computer Society Press, 1991
- Laarhoven89** van Laarhoven P., Aarts E., Simulated Annealing: Theory and Applications. Kluwer Academic Publishers, 1989.
- Lefebvre E. Pourcelot L** Ecographie Musculo-Tendineuse, 1.994.
- Ludwig G, Struthers F.** Considerations underlying the use of ultrasound to detect gallstones and foreign bodies in tissue. Report N° 4. Project NM 004: 001. National Naval Medical Center, Bethesda. Naval research laboratory. 1949.
- Mc Gahan J; Goldberg B** - Diagnostic Ultrasound. A logical approach. 1998; capítulo 19; páginas 511-536.
- McLachlan92** McLachlan G., Discriminant Analysis and Statistical Pattern Recognition. John Wiley & Sons, 1992.
- Mittelstaedt C** - Ecografía General. 1995; capítulo 8, páginas 449-587.
- MONTALDO, G.,** "Estudio de los modos de emisión y recepción de cerámicas piezoeléctricas", Tesis de Maestría en Física, IFFC, Montevideo.
- Mundt GH, Hugues WF.** Ultrasonics in ocular diagnosis. Am J Ophthalmol 1956; 41: 488-498.
- NEGREIRA C., AULET A., BASSORA L., EIRAS J.A.,** "Radiation field characterization of piezoelectric composites 1-3", XVII Enc. Nac. de Fis. da Mat. Cond. pp 200-201, (1994).
- Niemann90** Niemann H., Pattern Analysis and Understanding. Springer-Verlag, 1990.
- Oksala A, Lehtinen A.** Diagnostics of detachment of the retina by means of ultrasound. Acta Ophthalmol 1957; 35: 461-472.
- Paul M. Embree, Bruce Kimble;** C Language algorithms for digital Signal Processing. PTR Prentice may.
- Pavlidis77** Pavlidis T., Structural Pattern Recognition. Springer-Verlag, 1977.
- Pavlidis82** Pavlidis T., Graphics and Image Processing. Springer-Verlag, 1982.
- Pavlin CJ, Foster FS.** Ultrasound biomicroscopy of the eye. New York, NY: Springer-Verlag; 1995.

- Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, Foster FS.** Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991; 98: 287-295.
- PiV90** Pitas I., Venetsanopoulos A., *Nonlinear Digital Filters. Principles and Applications.* Kluwer Academic Publishers, 1990.
- Pratt78** Pratt W., *Digital Image Processing.* Wiley-Interscience, 1978.
- Pratt79** Pratt W., *Image Transmission Techniques.* Academic Press, 1979.
- Richards86** Richards J.A., *Remote Sensing Digital Image Analysis. An Introduction.* Springer-Verlag, 1986.
- RICHTER K.P. et al,** "Sound field characteristics of ultrasonic composite pulse transducers", *Ultrasonics*, v. 29 n.1, pp 76-80, (1991).
- Rosenfeld79** Rosenfeld A. and Davis L., *Image Segmentation and Image Analysis.* Proceedings of the IEEE, vol 67,n.5, pp764-772.
- Rosenfeld82** Rosenfeld A., Kak A.C., *Digital Picture Processing (V.I y II).* Academic Press, 1982.
- Serra82** Serra J., *Image Analysis and Mathematical Morphology.* Academic Press, Inc., 1982.
- Serra88** Serra J., *Image Analysis and Mathematical Morphology V.2: Theoretical Advances.* Academic Press, Inc, 1988.
- Shampo M, Kyle RA. Kark Theodore,** *Dussik Pioneer in ultrasound.* *May Clin Proc* 1995; 70: 1136.
- Sherar MD, Foster FS.** A 100 MHz PVDF ultrasound microscope with biological applications. *Acoustical imaging* 1987; 16: 511-520.
- Sherar MD, Foster FS.** The design and fabrication of high frequency polymer (vinylidene fluoride) transducers. *Ultrasonic imaging* 1989; 11: 75-94.
- Sherar MD, Noss MB, Foster FS.** Ultrasound black-scatter microscopy images the internal structure of living tumors spheroids multicellular tumour spheroids. *Nature* 1987; 330: 493-495.
- Sherar MD, Starkoski BG, Taylor WB, Foster FS.** A 100 MHz B-scan ultrasound backscatter microscope . *Ultrasonic imaging* 1989; 11: 95-105.
- SMITH W.A., AULD B.A.,** "Modeling 1-3 composite piezoelectrics: thickness mode oscillations" *IEEE Trans. Sonics Ultras.* v. 38, pp 40-47, (1991).
- Therrien89** Therrien C., *Decision Estimation and Classification.* John Wiley & Sons, 1989.

Tou74 Tou J.T., Gonzalez R.C., Pattern Recognition Principles. Addison-Wesley Publishing Company, 1974.

Ullman84 Ullman S. and Richards K. (eds), Image Understanding 1984 Ablex Publishing. 1984

Vogt89 Vogt R.C., Automatic Generation of Morphological Set Recognition Algorithms. Springer-Verlag, 1989.

Wild JJ, Reid JM. Application of echo-ranging techniques to the determination of the structure of biological tissues. Science 1952; 115: 226-230.

Wild JJ, Reid JM. Further pilot echographic studies on the histologic structure of tumors of the living intact human breast. Am J Path 1952; 28: 839-847.

Yee SG, Harasiewicz KA, Pavlin CJ, Foster FS. Ultrasound characterization of ocular tissue in the frequency range from 50 MHz to 100 MHz. IEEE Trans UFFC 1993.