

85
2 ej.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA



DISEÑO DE UN SISTEMA PARA OBTENER
SONOGRAFÍAS DE USO MEDICO EN BASE
A UNA COMPUTADORA PERSONAL.

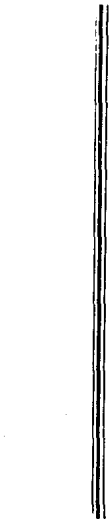
T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
(E L E C T R O N I C A)

P R E S E N T A N:
LUIS MIGUEL LOMAS FERNANDEZ
JOSE ANTONIO MUÑOZ GOMEZ

GUSTAVO RODRIGUEZ ORTIZ

México, D. F.

1992



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

I N D I C E

INTRODUCCIÓN	v
I.1 ¿QUÉ ES Y COMO FUNCIONA EL ULTRASONIDO?	1
Historia Del Ultrasonido	8
Principios Biofisicos	11
I.2 ANÁLISIS DEL ESPECTRO ULTRASONICO Y TEORÍA FÍSICA QUE LO SOPORTA	21
Reflexión	23
Refracción (Ley de Snell)	25
Difracción	33
I.2.A Velocidad y Longitud de Onda	36
I.2.B Frecuencia de Resonancia	42
I.2.C Lentes e Impedancia Acústica	43
Lentes	45
Focalización	45
Resolución	53
Impedancia Acústica	58
Densidad de Potencia	64
I.3 REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN DEL SONIDO	67
Reflexión Entre Dos Materiales	67
Reflexión Debida a un Obstáculo	70
Orientación	72
Refracción	72
Transmisión Angular	75
Ley de la Transmisión Angular	76
Transformación de Ondas con Incidencia Angular	77
Entre Dos Sólidos	84
De Líquidos a Sólidos	86
Sólidos a Líquidos	86
Sólidos a Gases	87
Ondas Estacionarias	88
I.4 ABSORCIÓN Y DIFRACCIÓN	89
Absorción	89
Efectos de Atenuación	100
Difracción	105

I.5 PRECAUCIONES, NORMAS Y ESTANDARES UTILIZADOS EN ULTRASONIDO	106
Terapia	108
Absorción	111
Efectos Mecánicos	112
Efectos Químicos	112
Cavitación	112
Microcorrientes	113
Niveles de Medición en la Exposición del Ultrasonido	114
Exposiciones Térmicas	114
Exposiciones No Térmicas	115
Normas Internacionales	116
Formas y Técnicas de Aplicación	120
Dosificación	124
II.1 CLASIFICACIÓN DE LOS TRANSDUCTORES VENTAJAS Y DESVENTAJAS	127
"Scanners" Mecánicos	139
Principio del "Scanning"	140
Principio del Rotor	141
Principio de Wobbler	143
Comparación de Ambos "Scanners"	145
Diseño del Transductor	146
Arreglo Anular	148
"Scanners" Electrónicos	152
Transductores	155
II.2 TRANSDUCTORES ULTRASONICOS PIEZOELECTRICOS UTILIZADOS EN DIAGNOSTICO MEDICO	157
El Efecto Piezoelectrico Inverso	161
Tipos de Cristales	163
El Cristal de Cuarzo	167
Materiales Ferroelectricos	169
Turmalina	170
Titanato de Bario	171
Sulfato de Litio	173
Combinaciones de Cristales	173
Algunas Consideraciones Teóricas	174
II.3 SISTEMAS DOPPLER Y SISTEMAS MULTIELEMENTOS	178
Sistema Doppler	178
Sistemas Multielementos	182
Diagrama de Radiación	185

II.4 SISTEMAS PARA CAPTURA DE INFORMACIÓN ULTRASONICA	189
II.4.A Sistema Modo-A (Amplitud)	190
II.4.B Sistema Modo-B (Brillantes)	193
II.4.C Sistema Modo-M (Movimiento)	197
II.4.D Sistemas de Multielementos o Combinados	200
II.4.E Sistema de Inspección por Sectores	203
Ventajas y Desventajas de Cada Sistema	206
II.5 ELECCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DEL SISTEMA DE CAPTURA OPTIMO	208
B-"Scanners" de Tiempo Real	215
"Scanners" Mecánicos	218
"Scanners" Electrónicos	220
Arreglo Lineal	220
INTRODUCCIÓN GENERAL AL CAPITULO III	225
Sistema de Generación y Adquisición del Ultrasonido	225
a) Transductor	226
b) El Limitador	228
c) Etapa de Multiplexaja	228
d) Switches Analógicos	229
e) Preamplificación	229
f) Línea de Retardo	229
g) Amplificación Logarítmica	230
h) Demodulación en A.M.	231
i) Conversión Analógica-Digital	232
j) Almacenamiento	232
k) Transmisión Paralela	233
l) Control	234
m) Generación del Pulso de Frente de Onda	235
n) Fuentes de Alimentación	235
III.1 CARACTERÍSTICAS Y RESPUESTA TÍPICA FRECUENCIA A VOLTAJE DEL TRANSDUCTOR ELEGIDO Y DISEÑO DEL SISTEMA DE ALIMENTACIÓN PARA EL CONTROL DE LAS OSCILACIONES Y POTENCIA	236
III.2 CARACTERÍSTICAS, SELECCIÓN Y ADECUACIÓN DE LA SEÑAL ANALÓGICA A NUESTRO SISTEMA DE DETECCIÓN, PROCESAMIENTO Y CONVERSIÓN A UNA SEÑAL DIGITAL	241
a) Bloque de Multiplexores	241
b) Switches Analógicos	242
c) Preamplificación	242
d) Bloque de Retardos	244
e) Amplificación Logarítmica	246
f) Demodulación	249
g) Conversión Analógica-Digital	249

III.3 DISEÑO, CARACTERÍSTICAS Y SELECCIÓN DE LA ETAPA DE CONTROL EN LOS PROCESOS DE EMISIÓN, RECEPCIÓN Y COMUNICACIÓN CON EL EQUIPO DE COMPUTO ASÍ COMO DESCRIPCIÓN DE ESTE ÚLTIMO	251
Selección del Equipo de Computo Optimo para el Sistema de Obtención de Imágenes	255
III.4 ANÁLISIS Y DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA ADQUISICIÓN MANIPULACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE IMÁGENES	269
III.5 DESARROLLO DEL SOFTWARE DEL SISTEMA	284
Formato de Archivos PCX	284
Funciones de Librería de PCX	290
Formato de Archivo de Imagen TIFF	300
Estructura de los Archivos TIFF	302
Tipos de TIFF	306
Funciones de Librería TIFF	307
Programa de Ejemplo	314
Programa para el Medio Ambiente del Sistema	315
Utilerias para el Manejo de Gráficos en el Sistema	325
Funciones para el Adaptador Gráfico VGA	325
Librería de Funciones PCX	330
Librería de Funciones TIFF	352
Programa View para Archivos PCX/TIFF	363
Utileria VGA 13H	367
GLOSARIO	369
APÉNDICE A	378
APÉNDICE B	385
CONCLUSIONES	429
BIBLIOGRAFÍA	434

INTRODUCCIÓN.

Desde el descubrimiento de los rayos 'X' en el año de 1895 por el científico Alemán "Wilhelm Conrad Roentgen", se implemento el uso de imágenes en zonas de interés del cuerpo humano para apoyar un diagnóstico médico.

A partir de los rayos 'X', se han creado diferentes tecnologías en el diseño de equipos de diagnóstico de los cuales encontramos:

- a) Rayos 'X'.
- b) Resonancia magnética.
- c) Tomografía axial computarizada por radiación 'X'.
- d) Tomografía axial computarizada por emisión de positrones.
- e) Medicina Nuclear.
- f) Ultrasonido.

De los sistemas anteriores existe un sistema que esta cobrando importancia día a día y es el ultrasonido, preferencialmente en el caso de estudios a mujeres en estado de gestación; en este momento las técnicas comerciales de obtención de imágenes mediante el ultrasonido se encuentran expuestas a muchos cambios por el desarrollo tan vertiginoso que hay en los dispositivos electrónicos, es decir que los microprocesadores y el almacenamiento masivo de la información se traduce en un

procesamiento de imágenes en tiempo real.

Otra ventaja de este sistema de diagnóstico es que su tecnología no presenta efectos dañinos ni secundarios en el paciente quizá un ligero incremento en la temperatura (décimas de °C) en la región radiada del cuerpo y además tampoco requiere el paciente ingerir sustancias de contraste, que siempre resultan molestas para esto y pueden tener con consecuencias trágicas en aquellos que presentan alergias; haciendo con esto que el sistema de ultrasonido sea uno de los sistemas más seguros de operación, tanto para el usuario como para el operador.

De aquí que uno de los propósitos de nuestra tesis es que pudiera aportar una ayuda en el desarrollo de esta tecnología haciendo un esbozo de un sistema de diagnóstico ultrasónico en modo pulsado con procesamiento de imágenes casi en tiempo real con la opción del manejo de las mismas tanto con una paleta de tono de grises como con una de colores. Con esta innovación se procuró hacer un sistema sencillo de muy fácil manejo y bajo costo.

El contenido de nuestra tesis se organizó del siguiente modo:

El capítulo I, presenta un marco teórico del cual se elaboro el sistema, se plantean los principios físicos que nos permiten comprender la mecánica de funcionamiento del efecto ultrasónico y también se exponen las normas y los efectos que causan los usos del

ultrasonido en la medicina.

El capítulo II, expone los diferentes tipos de transductores de acuerdo a la aplicación (región de interés), presentando cada uno de ellos características peculiares que lo hacen propio de un estudio específico de diagnóstico, se explican en su funcionamiento y se plantean las ventajas y desventajas de cada uno de ellos.

Estrechamente ligado al tipo de transductor, tenemos varios "modos" de visualización que son opciones con que cuenta el médico y le aportaran diferente información en su diagnóstico.

A partir del desarrollo anterior y de los objetivos propuestos en nuestro trabajo de tesis, el diseño de nuestro sistema se concreta a un equipo de ultrasonido con adquisición de imágenes en "modo B", empleando un transductor único de 2.5 Mhz., en arreglo lineal que lo hacen preferente en estudios de abdomen y ginecoobstetricia.

El capítulo III, es una propuesta de diseño que se desarrollo en dos partes, la que corresponde a la electrónica y la de programación.

La primera consiste en un sistema de emisión y adquisición de "datos crudos" y la segunda se trata de un software que procesa estos datos en imágenes y contiene las utilerías básicas para su

manejo.

De manera adicional a los capítulos se anexa información complementaria a manera de índice.

Cabe hacer mención que para conservar el significado de ciertas palabras técnicas, se mantuvieron sin traducción.

Esperamos que el lector pueda obtener algún provecho de los siguientes capítulos de nuestro trabajo.

1.1 ¿QUÉ ES Y COMO FUNCIONA EL ULTRASONIDO?

Lo que convierte al sonido en "ultra" es la frecuencia; se acepta que el límite en general para "ultra" es el nivel superior del oído humano (20 Khz.).

El ultrasonido, esta presente en la naturaleza desde hace mucho tiempo y a continuación comentamos algunos casos de sistemas ultrasónicos en animales:

Los murciélagos tienen un eco-rango en un espectro de frecuencias de 25 a 50 Khz. que se encuentra definitivamente en la región ultrasónica. Este sistema de transmisión sin duda es mejor conocido en mamíferos de la fauna acuática tal como el delfín, el cachalote, marsopa, etc.

Estos animales subacuáticos son en general muy inteligentes y utilizan su sonar a modo complementario con el sentido de la visión.

En el delfín se conocen localización de objetos tales como una esfera de acero con agua de 7.62 cm a 113 mts de distancia.

En los cetáceos se han registrado numerosas señales de baja frecuencia interpretados como cantos vocalizados de singular belleza y formato correcto. Watkins ha tomado muestras de cachalotes y ballenas, obteniendo una interpretación evidente de

señales "con sonido de clics de castañuelas" utilizados como clave de encuentro entre animales de la misma especie. De la observación de los efectos ultrasónicos en la naturaleza, el hombre visualizó un nuevo sentido de percepción ofreciéndole la posibilidad de escudriñar nuevas fronteras en campos como la oceanografía, medicina, ingeniería civil, agricultura, etc.

Evolución de la tecnología en ultrasonido: en el desarrollo de las técnicas han intervenido numerosos científicos e investigadores. Presentamos a continuación una breve cronología de los hallazgos más importantes en la reciente vida del uso de los ultrasonidos en medicina y sus precedentes.

1880 · Los "Curie" descubren el efecto piezoeléctrico.

1920 · "G.S.Y. Solokov" propone aplicaciones de los ultrasonidos que no podrán llevarse a cabo sino hasta los años setenta.

1947 · "D.H. Howry" construye partes de lo que será el primer ecógrafo bidimensional para uso médico. El órgano a explorar debía sumergirse en un tanque con agua.

1955 · "B. Jaffe" y otros, descubren las propiedades del "P.Z.T.", material ferroeléctrico sintético del cual se fabrican la mayoría de los transductores ultrasónicos.

- 1956 · "S. Satomura" publica la primera aplicación del efecto Doppler en ecografía.
- 1960 · "I. Donald" y "T.G. Brown" desarrollan el primer ecógrafo bidimensional de contacto directo (modo-B estático).
- 1964 · "P.N.T. Wells" desarrolla el primer ecógrafo estático convencional (con dos brazos articulados).
- 1968 · "J.C. Sommer" empieza el desarrollo de los transductores en phased array o agrupación multifásica.
- 1969 · "H. Kaway" descubre el otro material piezoeléctrico "PVDF".
- 1971 · "N. Bomm" y otros desarrollan un array o agrupación lineal.
- 1972 · "G. Kossof" y "W. J. Garret" introducen la escala de grises en ecografía.
- 1974 · "W. M. Beaver" presenta un transductor en array bidimensional.
- 1974 · "J. Ophir" presentan el primer convertidor digital de

barrido. Aparece dos años más tarde comercialmente.

1974 · Aparecen los ecógrafos mecánicos con modo-B en tiempo real.

1984 · "W. A. Smith" establece una nueva estructura de material piezoeléctrico: los compuestos (composite).

1984 · Aparición en el mercado del nuevo ecógrafo Doppler bidimensional que presenta la información de flujo codificada en color en tiempo real.

1986 · Estudio y desarrollo de sistemas de transductor para ecocardiografía tridimensional en tiempo real.

Hablando más específicamente del ultrasonido en el diagnóstico médico, encontramos distintos rangos y características de acuerdo a la región en estudio, las frecuencias van de 1 a 10 Mhz. El modo M-B de rastreo y en la ecocardiografía operan típicamente de 2 a 7 Mhz.

La utilización de altas frecuencias en ultrasonido diagnóstico impone algunas limitaciones en el uso de esta forma de energía en el tejido biológico. Conforme aumenta la frecuencia las moléculas que se encuentran en el medio de propagación tienen mayor dificultad para que ellas mismas puedan "vibrar".

Si calculamos la longitud de onda de una onda sónica en el aire, es de 0.383 mm., esta pequeña longitud de onda hace que la distancia entre las moléculas tengan una proporción significativa de la longitud de onda. Cuando las moléculas se encuentran relativamente alejadas unas de otras es difícil propagar ultrasonido a través del aire. El ultrasonido viaja mejor en los materiales densos como el agua o los sólidos. Pero aun en los medios sólidos o líquidos donde las moléculas se encuentran más cercanas unas de otras; mientras más alta es la frecuencia mayor es la dificultad para acoplar el movimiento molecular de una región material (tejido) a otra. No obstante que tenemos un aspecto sólido en realidad estamos formados por una gran cantidad de agua organizada hecho que hace posible la realización de estudios ultrasónicos.

En la misma forma en el mundo exterior las cualidades colectivas de las moléculas del organismo proporcionan sus caracteres físicos y finalmente las ventanas ultrasónicas hacia nuestra anatomía interna.

Con objeto de entender como podemos utilizar el ultrasonido para examinar los órganos internos, tenemos que conocer primero algunas de las propiedades físicas del sonido. Además, tenemos que conocer como el ultrasonido interacciona con los tejidos vivos. El conocimiento de estos hechos permitirá entender no solo como una imagen ultrasónica puede ser buena, sino también cuando puede ser equivocada o engañosa logrando así aplicar de manera exitosa el

ultrasonido en la medicina.

El ultrasonido viaja en ondas pero no de la manera en que estamos acostumbrados a observar. Las ondas que vemos habitualmente (radiación luminosa, ondas de calor, etc.), son transversas, así llamadas porque el movimiento de las partículas que forman la onda es transversal en relación a la dirección de la onda en que esta viajando. En cambio el sonido y el ultrasonido se propagan en forma de ondas longitudinales; esto es: ondas en las que el movimiento de las partículas se lleva a cabo en la misma dirección en que la onda esta viajando. Cabe citar el ejemplo que todos conocemos para la propagación del sonido como las ondas de un estanque producidas por una piedra que nosotros arrojamos.

Las ondas longitudinales están formadas por el movimiento de partículas o moléculas a lo largo del eje de propagación de la onda que es también la dirección del flujo de energía, de tal manera que estas ondas de presión provocan un movimiento de distensión y contracción a su paso igual que si se tratara de un resorte. Parte del movimiento molecular se produce en las regiones donde las moléculas se agrupan de manera cercana unas con otras. Una región de estas se denomina ondas de compresión. En la zona de compresión las leyes de la física nos dice que deberíamos notar un aumento de presión y densidad. A un lado de las áreas de compresión se forman otras en que las moléculas se encuentran más separadas. Estas regiones se llaman zonas de rarefacción. Por lo tanto el sonido viaja a través de un material elástico (elástico en el sentido de

que es posible deformar y este va a recuperar su forma original) y se formarían regiones de compresión y rarefacción. Estas zonas de compresión y rarefacción se muestra en la figura I.1.1 por puntos separados a diferentes intervalos.

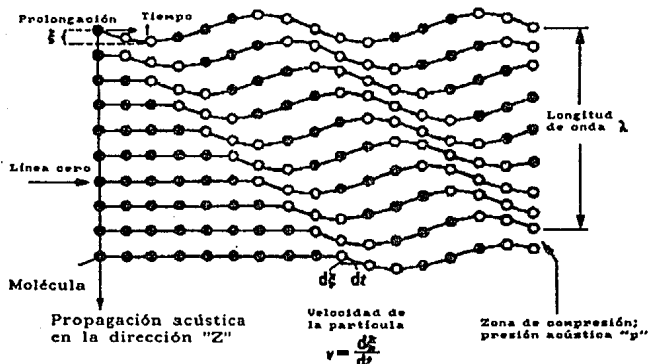


Figura I.1.1. Zonas de compresión y rarefacción.

Los puntos separados son las rarefacciones y los cercanos son las compresiones. El término atenuación se utiliza para describir un conjunto de eventos, entre los cuales un elemento es la

dificultad para acoplar un movimiento de molécula a molécula. Mucha de la energía perdida por un haz de ultrasonido se transforma en calor (por el conjunto de movimientos moleculares aleatorios) la transición de un movimiento organizado (sonido) hacia un movimiento molecular no organizado (calor), es fácil de hacer. Por lo tanto la energía que produce un haz de ultrasonido en forma de calor es sorprendentemente directa, lo cual significa que cualquier haz de ultrasonido imparte algún calor al material que transporta la onda. Para el ultrasonido diagnóstico el calor que se imparte es muy pequeño pero no deja de tomar energía del haz de ultrasonido y el aire, nosotros derivamos nuestro primer requerimiento práctico en el uso del ultrasonido. No debe haber aire entre la fuente de ultrasonido y el cuerpo por lo que también marcará la preferencia por los estudios de abdomen, cardíacos, oftálmicos, riñón, gineco y obstetricia, etc. evitando los de tórax y vías respiratorias.

HISTORIA DEL ULTRASONIDO.

El desarrollo de los equipos de ultrasonido comenzó en los años 50's con los equipos de estudio de corazón y de cráneo. Estimulados por la tecnología del sonar y del radar; estos desarrollos culminaron en la exploración en dos dimensiones por ultrasonido para los órganos abdominales, la glándula tiroides, estudios de obstetricia e imágenes del corazón.

EL ultrasonido, tiene además varias virtudes fundamentales que le hacen ser un estudio al que se recurre antes de otro tipo de estudios como serían aquellos con técnicas radiográficas medicina

nuclear o resonancia magnética, dichas ventajas son: el que se trata de una técnica no invasiva, no requiere injerir material de contraste (que siempre es molesto) y que ha llegado a tener consecuencias serias en pacientes, los pacientes expuestos a la sonografía no han presentado daños biológicos y el precio puede llegar a ser la tercera o cuarta parte del precio de cualquiera de los anteriores.

Volviendo al pasado, el ultrasonido tiene como antecedente el que a principios de siglo se empleo un efecto piezoeléctrico para la localización por efecto del eco, fue realizado por el ingeniero francés Paul Langeuvin. Langeuvin ya entonces percibió que la alta frecuencia se transmite mejor en agua que en el aire, indicando que la localización por eco con el ultrasonido sería mucho más fácil bajo el agua que en el aire, lo que da principio al sonar.

Después de la segunda guerra mundial, los científicos alemanes comenzaron a usar el ultrasonido de un modo terapéutico para terapia del cáncer y métodos diatérmicos. La aplicación surge de los efectos térmicos de la alta intensidad del ultrasonido sobre el tejido biológico pero siempre con la idea de la rehabilitación.

A mitad de siglo el interés en las aplicaciones para diagnóstico fueron creciendo y se fueron construyendo "scanners" prototipos; muchos de estos primeros instrumentos aprovecharon nuestro actual nivel de tecnología y producían imágenes más o menos

comparables a las que se producen hoy en día con los equipos actuales.

En este mismo tiempo pero en Escocia, el Dr. Ian Donald comenzó a aplicar ultrasonido para poder obtener imágenes de fetos. Desde que el feto esta inmerso en un "mar" de líquido amniótico, esté presenta una condición ideal para la examinación con ultrasonido y también en la misma época el Dr. Edler y Hertz en Suiza pudieron desarrollar un instrumento que por ultrasonido seguía el movimiento de las válvulas del corazón con lo que se dio origen a la nueva ecocardiografía.

Uno de los complementos que dieron un mayor alcance al ultrasonido en cuanto a la calidad de imagen ocurrió con el desarrollo del procesamiento de imágenes en escalas de grises introducido primeramente por George Kossoff a finales de los años 60's. Esta técnica permitía desplegar un rango de amplitudes de ecos con múltiples tonos de grises en vez de puntos de intensidad establecida. La información contenida en una imagen sonográfica mejoro notoriamente con esta técnica y las ayudas de poder expandir las imágenes sonográficas con este.

El desplegar las escalas de grises en un rango más amplio, las nuevas formas de almacenamiento de la información de imágenes y las nuevas técnicas de estudio que permiten los estudios en tiempo real, están ahora al alcance de la instrumentación

comercial.

Como otras formas de imágenes médicas, el diagnóstico por ultrasonido, requiere un firme conocimiento de los principios empleados en esta técnica, este conocimiento es necesario no solo en la interpretación de los resultados como en registrar la calidad de la representación del diagnóstico.

PRINCIPIOS BIOPÍSICOS.

El ultrasonido es una onda de presión longitudinal compuesta de compresiones y de expansiones en el material portador de la onda, ocurren en una frecuencia superior a la del sonido perceptible por el hombre; el diagnóstico en ultrasonido opera sobre una frecuencia arriba de 1Mhz. las compresiones y las distensiones están originados por el movimiento de moléculas en el material en el cual el ultrasonido se propaga; de aquí que la transmisión del ultrasonido esta estrechamente ligada a las propiedades físicas del medio tanto en densidad como en elasticidad. A pesar de la forma de onda del ultrasonido esta solo es parte de un conjunto de leyes físicas a las que están sujetas todas las ondas, esto es que se pueden reflejar, refractar, afocar y dispersar.

Debido a que el ultrasonido requiere de un medio por el cual propagarse, se tiene que la calidad de transmisión dependerá de la densidad del material " ρ ", ver figura I.1.2.

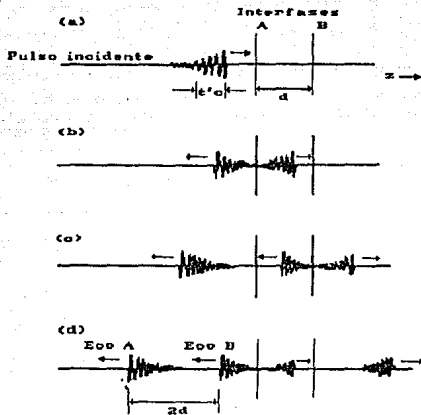


Figura I.1.2.

Luego entonces las sustancias sólidas transmitirán mejor el sonido que las gaseosas. Sin embargo el tejido óseo que es denso y presenta una deficiente transmisión de la energía por ser altamente reflexivo en su parte externa; los tejidos y cavidades que contengan gas, no transmitirán bien el ultrasonido.

En la tabla I.1.3, podemos suponer que la velocidad de propagación es aproximadamente la misma en el agua como en los tejidos biológicos encontrándose esta en un promedio de 1,540 m/seg.

Material no biológico	Velocidad (m/s)
Aire	331
Agua pura	1,430
Agua del mar	1,510
Plástico	2,500
Metal	5,000

Tabla I.1.3. La velocidad de propagación en algunos materiales no biológicos.

Damos a continuación la ecuación para la velocidad de propagación del sonido:

$$c = f * \alpha$$

donde: "c" es la velocidad de propagación, "f" es la frecuencia y "α" es la longitud de onda.

La densidad del material y la velocidad de propagación, contribuyen a formar otra componente de la interacción del material de ultrasonido llamado impedancia acústica simbolizada por "Z" y lo que llega a impedir es la formación de compresiones y distensiones que forma la onda longitudinalmente.

Los materiales densos con una alta velocidad de propagación presentaran una alta impedancia debido a que sus moléculas se encuentran muy cerca unas de otras, por esto es que la compresión se vuelve difícil, requiriendo niveles más altos de energía.

Se muestra a continuación la relación para la impedancia:

$$Z = \rho * c$$

donde: "Z" es la impedancia en gm/s*cm², "ρ" es la densidad en gm/cm³ y "c" es la velocidad del sonido promedio en cm/s.

La impedancia hace que las imágenes por ultrasonido sean posibles. A continuación se dan los diferentes tipos de manifestaciones del ultrasonido para diferentes tejidos, vease la tabla I.1.4.

Interacciones del ultrasonido	
<u>Físicos:</u>	
Absorción	Produce calor.
Reflexión	En los recubrimientos ecogénicos.
Refracción	Dependiente del ángulo de incidencia del haz y la cubierta y un cambio de la velocidad en el linde entre materiales.
Propagación	Depende de la impedancia acústica del material.
<u>Biológicos:</u>	
Efectos térmicos	Insignificante cuando son pulsos.
Cavitación	Irrelevante cuando se trata de frecuencia e intensidad de diagnóstico.
Microcorrientes	Responsable por el efecto de membrana celular.

Tabla I.1.4. Fenómenos físicos y biológicos que interaccionan con el ultrasonido.

Continuando sobre la física del ultrasonido, cuando la energía de este pasa a través de una periferia del tejido, donde la impedancia cambia, un efecto de gran importancia ocurre y este se conoce como reflexión, si la energía incidente a esta periferia no es perpendicular, el haz de ultrasonido será desviado formando un tercer tipo de interacción llamado refracción y aquel tipo de energía que se va perdiendo al ir atravesando los diferentes tejidos del cuerpo es conocida como atenuación que es el tipo más grande de interacción, este se convierte en calor.

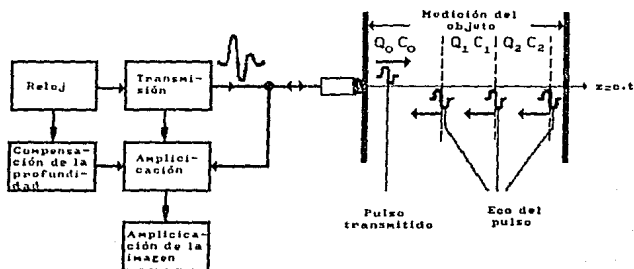
Para explicar ahora la relación de la impedancia acústica al cambiar de un medio a otro, como se sabe una porción del ultrasonido que incide, será reflejado y esto dependerá de la reflexión del medio que penetrara, expresado como el coeficiente de reflectividad "R" el cual es una relación de dos impedancias acústicas, que se expresa por:

$$R = [Z_1 - Z_2] / [Z_1 + Z_2]$$

donde "Z₁" es la impedancia acústica en el material 1 y "Z₂" es la impedancia acústica del material 2.

Cuando estos cambios ocurren en la superficie de un órgano y en sus estructuras internas, los ecos pueden ser usados para crear una imagen representando los órganos en su estructura interna. Estos ecos pueden ser vistos como la reflexión proveniente de

espacios más pequeños que la longitud de onda acústica; como estas "partes" son pequeñas y proyectan la onda reflejada hacia todas direcciones, las "partes" de diseminación producirán por tanto más pero menores amplitudes de eco que las largas superficies. Para distinguir entre los dos mecanismos, la reflexión de las largas superficies, se conoce como reflexión "specular" y la reflexión que ocurre sobre superficies pequeñas recibe el término de reflexión diseminada.



Valores promedio para tejidos suaves:

Velocidad del sonido $C = 1,540 \text{ m/s}$
 Impedancia acústica $Z = 0C \cdot 1.5 \cdot 10^6 \text{ Pa s/m}$
 Longitud de onda (lamba) $3.5 \text{ Mhz } 0.44 \text{ mm}$

Figura I.1.5.

En estos cambios de penetración de la impedancia acústica en superficies de órganos e interiores, permiten el diagnóstico para la posible formación de la imagen, ver figura I.1.5.

Cuando en tejidos superficiales, ocurre un cambio en la velocidad de propagación dando lugar al efecto de refracción; esta desviación del sonido es suficientemente parecido al efecto de la desviación de la luz al cambiar de un medio a otro y queda expresado en la ley de Snell que relaciona el ángulo de incidencia con el de refracción como una relación de las dos velocidades de propagación.

$$C_1/C_2 = \text{sen}(i)/\text{sen}(r)$$

donde:

La "i" es el ángulo de incidencia y "r" es el ángulo reflejado en la reflexión "C₁" y "C₂" son las velocidades de propagación en los materiales 1 y 2.

La refracción es importante en el diagnóstico del ultrasonido como una fuente de artefactos y en la ingeniería de lentes acústicos. De la relación de Snell, se puede deducir que el haz de refracción es mínimo cuando el haz es aplicado perpendicularmente a la superficie reflejante, por esto es que siempre se trata de

colocar el transductor perpendicular a la superficie de interés.

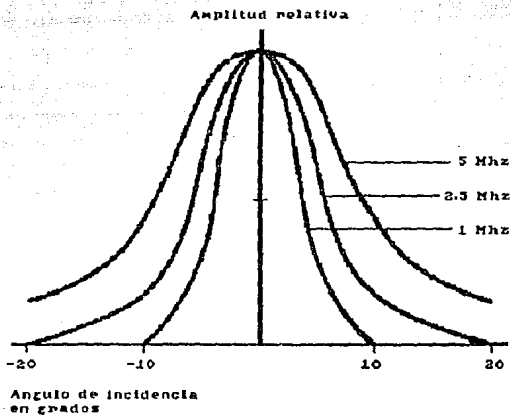


Figura I.1.6.

En la figura I.1.6, se describe la relación amplitud contra

ángulo de aplicación.

La energía puede perderse también cuando el tejido se comporta de una manera rígida y todas estas dependencias de frecuencia, se incrementan tanto como la frecuencia crezca. Varias mediciones en tejido biológico muestran que existe una atenuación en razón uniforme para la mayoría de este tipo de tejidos. Esta atenuación es aproximadamente de 1 dB por centímetro por Mhz, definiendo al "dB" como:

$$dB = 20 \log_{10} I_2 / I_1$$

donde:

" I_1 " e " I_2 " son las intensidades de sonido a compararse.

Así, la organización de un dispositivo de monitoreo por ultrasonido, todavía no está completamente discutido, varias reglas prácticas para el empleo del ultrasonido pueden ser agrupadas de los principios físicos ya mencionados, por ejemplo la baja transmisión del ultrasonido, explica porque es necesario un acoplamiento con gel entre la coraza del transductor y el paciente; explicándose también porque la aparición de artefactos en el intestino y porque la transmisión del ultrasonido a través del pulmón es tan difícil o también, la amplitud de transmisión del eco

se ve drásticamente reducida cuando este se aleja de la normal en un ángulo de 5 grados; por lo que la posición relativa del transductor se convierte en parte importante de la calidad de imagen.

I.2 ANÁLISIS DEL ESPECTRO ULTRASÓNICO Y TEORÍA FÍSICA QUE LO SOPORTA

Para producir una onda mecánica es necesario tener un generador que produzca una perturbación mecánica de algún tipo y un medio elástico a través del cual la perturbación pueda ser transmitida.

Un medio elástico puede ser considerado como un conjunto de partículas unidas entre sí por resortes, encontrándose inicialmente cada partícula en su posición de equilibrio. Si una de estas partículas es separada de esta posición es perturbada, sobre ella actuará una fuerza elástica que la volverá a llevar a su posición inicial, pero por inercia sobrepasará esa posición, volviendo a actuar una fuerza que las llevará nuevamente hacia la posición de equilibrio. De esta forma, la partícula ejecutará un movimiento oscilatorio alrededor de la posición de equilibrio.

Si en nuestro medio elástico, formado por infinidad de éstas partículas enlazadas entre sí, una de ellas es perturbada por el generador, entonces ejercerá sobre su vecina una fuerza que la desplazará de su posición de equilibrio, esta segunda partícula sacará a su vecina de su posición de equilibrio y así sucesivamente, figura I.2.1.

De esta forma la perturbación inicial se propaga a todo el medio, debe notarse que esto no sucede instantáneamente. El

desplazamiento de estas partículas más alejadas del generador ocurrirá después de las más cercanas. Además, aunque el movimiento se transmite a través del medio, no hay desplazamiento neto de las partículas a través de éste, sino que éstas solo oscilan alrededor de su posición de equilibrio. El fenómeno descrito recibe el nombre de onda mecánica.

Una onda propaga a través del medio cierta cantidad de energía. Mientras mayor sea la fuerza ejercida sobre cada partícula, mayor será la energía transmitida por la onda a dicho medio. La dirección de propagación de la onda es la de la propagación de energía.

La onda no se caracteriza por la energía propagada dentro del material, sino por otra magnitud llamada intensidad. La intensidad de la onda es la energía que se propaga por unidad de tiempo a través de la unidad de área y se mide en Watt/m^2 Watt/cm^2 o mWatt/cm^2 , en dependencia del problema que se trate.

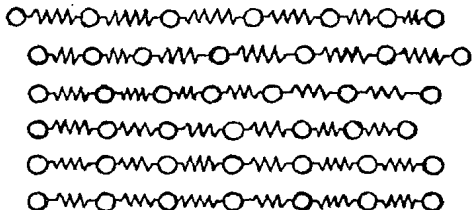


Figura 1.2.1. Onda mecánica desplazándose en un medio elástico.

El potencial anticipado del papel de esta herramienta, es necesario para comprender el carácter de las vibraciones ultrasónicas. En contradicción con las vibraciones mecánicas requieren de un medio físico para soportar la propagación de las ondas. En otro aspecto, estos dos tipos de ondas tienen mucho en común: pueden tener comportamientos característicos como la reflexión, refracción, la difracción y la interferencia en diferentes substancias. A continuación serán estudiadas en su aspecto físico teórico.

REFLEXIÓN.

Si un haz de luz incide sobre la superficie de separación de dos medios, parte de este haz vuelve a propagarse en el medio primitivo sin penetrar en el segundo medio esto es, parte del haz incidente se refleja (figura I.2.2.a). Así, si un haz de luz que se propaga en el aire incide sobre la superficie de cierta cantidad de agua o sobre un pedazo de vidrio, el haz experimentara reflexión, volviendo parte de la luz a propagarse en el aire. Es preciso recordar que en los cuerpos opacos la luz se refleja casi totalmente y que gracias a esto podemos ver el cuerpo. Si la superficie reflectora no presenta irregularidades como la superficie pulida de un metal, de un espejo o del agua en un lugar tranquilo, el haz reflejado tendrá una dirección bien definida, es decir la luz se refleja en una sola dirección. En este caso decimos que la Reflexión es ESPECULAR. La figura (I.2.2.a) muestra esta

situación. En la figura (I.2.2.b) representamos la reflexión de un haz que incide en una superficie irregular, observando que el haz se refleja en todas las direcciones y no es muy definido. Decimos que hubo DIFUSIÓN del haz (Reflexión Difusa).

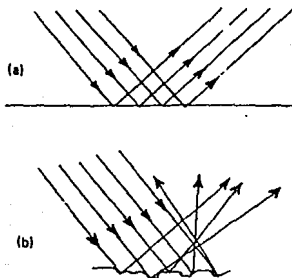


Figura 1.2.2.(a). Cuando un haz luminoso incide en una superficie pulida tenemos una reflexión especular. Si la superficie reflectora es irregular, la reflexión es difusa, como se muestra en la figura (b).

Para estudiar las leyes de la Reflexión consideremos la figura I.2.3, donde se representa un rayo del haz incidente y un haz del rayo reflejado. Supongamos que consideremos la normal N a la superficie reflectora pasando por el punto de incidencia. El experimento muestra que para cualquier dirección del rayo incidente, estará en el mismo plano, es decir, en la normal N y también el rayo reflejado. Esta es la ley de la reflexión. En otras palabras, el rayo incidente y la normal N determinan un plano perpendicular a la superficie reflectora. Este plano se denomina

plano de incidencia. También muestra un ángulo de incidencia (i) y uno de reflexión (r). Se observa que estos ángulos son formados por los rayos de incidencia y el rayo reflejado con la normal N . Podemos concluir que al ser perpendiculares los rayos tenemos que $i=r$, el ángulo de reflexión es igual al ángulo de incidencia (2a Ley de Reflexión). Si $i=r=0$, esto es cuando el rayo incide perpendicularmente al plano de incidencia, es decir, que el rayo de incidencia se refleja sobre si mismo. Estas dos Leyes constituyen el conocimiento básico de la reflexión.

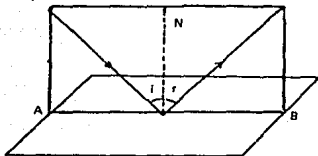


Figura 1.2.3. El rayo incidente, el rayo reflejado y la normal están en el mismo plano. Además, $i=r$.

REFRACCIÓN (Ley de Snell).

Si observamos una cuchara parcialmente sumergida en el agua, un objeto a través de una lamina de vidrio, o una moneda sumergida dentro de una copa llena de agua, notaremos que la cuchara parece

quebrada, el objeto parece experimentar una traslación aproximándose al observador y la moneda parece ocupar una posición más alta de la que realmente ocupa. Todos estos fenómenos y varios otros ocurren porque los rayos de luz que salen de estos objetos y alcanzan nuestra vista, deben atravesar la superficie de separación entre dos medios diferentes (aire-agua, vidrio-aire, etc.) y en este experimentan un cambio de dirección. Siempre que la luz atraviesa la superficie de separación de dos medios transparentes ocurre una variación de velocidad de propagación casi siempre acompañada de un cambio de dirección. Al estudiar la reflexión, vemos que cuando este fenómeno ocurre la luz continúa propagándose en el mismo medio donde incidió y por lo tanto su velocidad de propagación permanece igual. pero el fenómeno de la refracción la luz pasa a propagarse en un medio diferente produciéndose una variación de la velocidad de propagación.

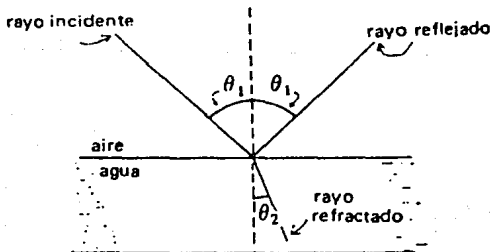


Figura 1.2.4. El ángulo de incidencia θ_1 es igual al ángulo de reflexión θ_2 . La relación $\sin \theta_2 / \sin \theta_1$ es el índice de refracción del medio 2 con relación al medio 1.

Con la figura I.2.4. podremos demostrar la ley de la refracción. Ya sabemos que los ángulos θ_1 y θ_2 se llaman ángulos de incidencia y de reflexión, respectivamente; el ángulo θ_2 formado por el rayo refractado con la normal a la superficie que separa los dos medios (superficie refringente) se llama ángulo de refracción. Como podemos ver la figura I.2.5, los valores de θ_1, θ_1' y θ_2 sirve para caracterizar las direcciones de los rayos incidentes, reflejado y refractado, respectivamente. Entonces, aun cuando sepamos que en realidad siempre hablamos con " haces de luz " y que el concepto de rayo es abstracto, podemos llegar a la siguiente conclusión: 1) el rayo incidente, el refractado y la normal a la superficie están en el mismo plano. Entonces, si el rayo incidente está en el plano del dibujo figura I.2.4 y la superficie de separación de los medios es perpendicular a este plano, el rayo refractado estará también en este plano. 2) Para un par dado de sustancias transparentes la relación entre el seno del ángulo de incidencia y el seno del ángulo de refracción es constante, esto es:

$$\frac{\text{sen}\theta_1}{\text{sen}\theta_2} = \text{constante}$$

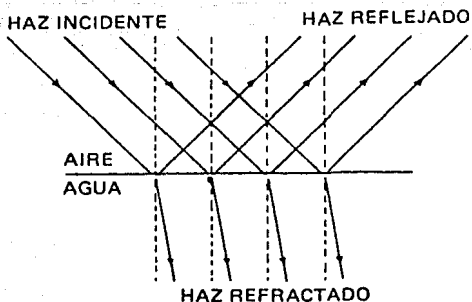


Figura 1.2.5. Todos los rayos luminosos que inciden con ángulos iguales entre sí, en una superficie plana, se reflejan y se refractan también en ángulos iguales entre sí, o sea, los rayos permanecen paralelos después de una reflexión o refracción en una superficie plana.

Las dos conclusiones experimentadas anteriormente se conocen como leyes de refracción. Fueron descubiertas experimentalmente en 1621 por Snell (1591-1626) y más tarde Descartes (1596-1650).

Si consideramos un rayo de luz partiendo del vacío y partiendo de un medio "a" cualquiera (figura 1.2.6), por ley de Snell tenemos :

$$\frac{\text{sen}\theta_1}{\text{sen}\theta_2} = \text{constante} = n_a$$

"n" se llama índice de refracción absoluto del medio "a" o simplemente índice de refracción del medio "a".

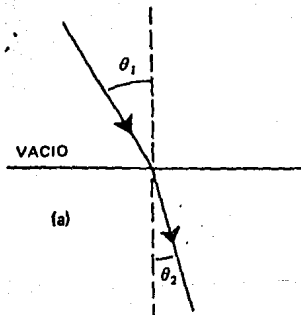


Figura 1.2.6. El índice de refracción de un medio en relación al vacío, se denomina índice de refracción absoluto del medio o simplemente índice de refracción del medio.

El índice de refracción del aire, en condiciones normales, es muy próximo a 1 para cualquier haz de luz. Se puede decir que el índice de refracción de todas las sustancias comunes son mayores a 1.

La relación del seno del ángulos de incidencia y el seno del ángulo, es igual también a la relación entre las velocidades de propagación de la luz en los dos medios. Así :

$$\frac{\text{sen}\theta_1}{\text{sen}\theta_2} = n_a = \frac{c}{v_b}$$

donde "c" representa la velocidad de propagación de la luz en el vacío (sabemos que su valor es del orden de 300,000 Km/s y mayor que en cualquier otro medio) y " v_a " es la velocidad de propagación de la luz en el medio "a". Así, "c" siempre es mayor que "v_a " y "n_a " por lo tanto será mayor que 1. Por lo tanto concluimos que la velocidad de propagación de la luz en el aire es aproximadamente igual a "c" y que la luz se comporta de manera muy semejante al pasar del vacío a un medio o del aire al mismo medio.

Consideremos ahora un rayo que incide en un medio A (que no sea el vacío o el aire) por ejemplo el agua, a un medio B por ejemplo el vidrio ver la figura I.2.7. Aquí se verificara la Ley de Snell:

$$\frac{\text{sen}\theta_a}{\text{sen}\theta_b} = \frac{v_a}{v_b}$$

donde " v_a " y " v_b " son las velocidades respectivas de propagación de la luz en estos medios. La relación v_a / v_b se

llama índice de refracción del medio "b" en relación al medio "a".

La relación anterior podrá escribirse de la siguiente forma :

$$\text{sen}\theta_a \cdot \frac{1}{v_a} = \text{sen}\theta_b \cdot \frac{1}{v_b}$$

o multiplicando la igualdad por "c".

$$\text{sen}\theta_a \cdot \frac{c}{v_a} = \text{sen}\theta_b \cdot \frac{c}{v_b}$$

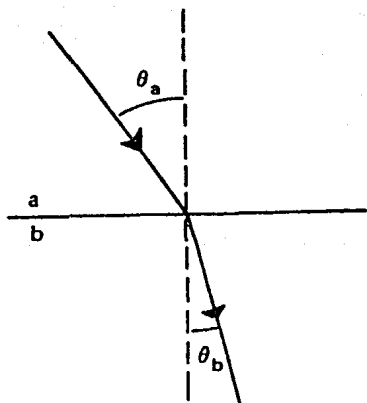


Figura 1.2.7. Cuando la luz pasa de un medio cualquiera "a", cuyo índice de refracción es "n_a", hacia un medio "b" de índice "n_b" la Ley de Snell establece: $\text{sen } \theta_a \times n_a = \text{sen } \theta_b \times n_b$.

como sabemos que:

$$\frac{c}{v_a} = n_a$$

y

$$\frac{c}{v_b} = n_b$$

tenemos que :

$$\text{sen}\theta_a \cdot n_a = \text{sen}\theta_b \cdot n_b$$

Está es la manera más simple y más general de presentar la Ley de Snell. Se puede decir que en esta relación se observa que cada vez que la luz pase de un medio a otro y, disminuye su velocidad y el ángulo de refracción será menor que el de incidencia y por lo tanto, el rayo refractado se desvia de la dirección de incidencia aproximándose a la normal. Se dice que el segundo medio es más refrigente que el primero. Cuando la luz penetra en un medio en el cual la velocidad de propagación es mayor, se alejará de la normal. Se dice que el segundo medio es menos refrigente que el primer medio.

DIFRACCIÓN.

Quando un conjunto de pulsos rectos se envían en dirección a un obstáculo, como en la figura I.2.8.a, nuestra primera impresión sería que cada pulso al alcanzar la barrera se "seccionaría", reflejándose parte de él y la parte que no alcanza la barrera continuaría su propagación en línea recta, como se observa en la figura. Sin embargo, el experimento muestra que no sucede así, pues los pulsos al pasar por el extremo del obstáculo, se curvan rodeando la barrera como en la figura I.2.8.b. El hecho de que una onda rodee el extremo de un obstáculo se denomina difracción. La difracción de una onda puede entenderse y analizarse en términos del llamado "Principio de Huygens". Según Huygens todos los puntos de un curso se comportan como fuentes de nuevas ondas pequeñas y la superposición de estas ondas de Huygens determina la posición subsiguiente del pulso. Cuando parte del pulso es interceptada por un obstáculo, las ondas de Huygens generadas en la parte del pulso que no fue interceptada, penetrarían en la región detrás de la barrera, esto es, el pulso estaría rodeando al obstáculo. La difracción puede entonces estudiarse a partir de los principios de Huygens. Sin embargo, debido a la complejidad de este análisis no entraremos en mayores detalles e intentaremos conocer experimentalmente las características del fenómeno de la difracción.

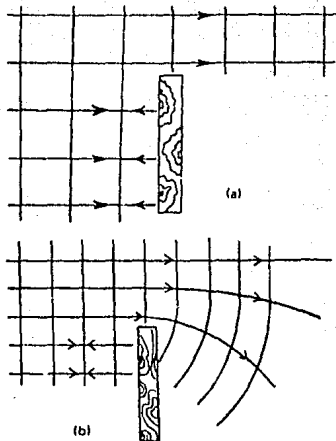


Figura 1.2.8. Una onda rodea un obstáculo, esto es., si difracta en torno al extremo de la barrera.

Si consideramos que los pulsos atraviesan un orificio formado por dos barreras, como en la figura I.2.9. La onda rodea los dos obstáculos dispersándose visiblemente a través del orificio. Si se aproximan los extremos de las dos barreras disminuyendo la longitud "d" del orificio, se notará que la difracción aumenta y se verá la curva de los pulsos después de pasar por el orificio. En realidad el experimento muestra que tenemos solo una difracción apreciable si el valor de "d" fuese comparable al valor de la longitud de onda λ . Debe suponerse que después de haberse disminuido el valor de "d" aumentará la difracción y aumenta la frecuencia de onda, es decir, disminuye la longitud de onda. Se observará entonces que la

difracción también disminuye, como se ilustra en la figura I.2.9. Entonces si la longitud de onda fuese menor que la longitud del orificio la difracción de la onda será muy pequeña y difícilmente se observará. En resumen, la difracción de una onda por un orificio depende esencialmente de dos factores: de λ y de "d". La difracción será tanto mayor cuanto mayor fuese λ y fuese menor "d", esto es, la difracción dependerá de la relación λ/d .

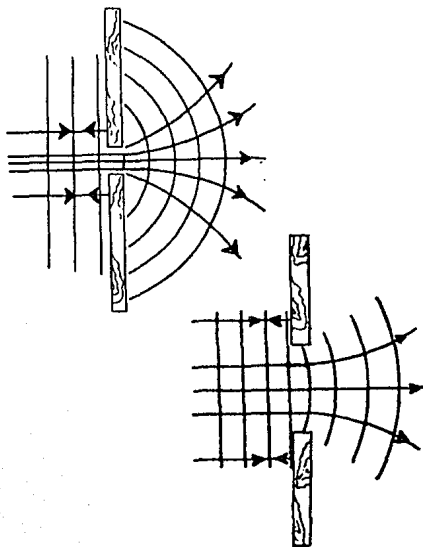


Figura. I.2.9. Si disminuye el tamaño del orificio, la difracción se hace más pronunciada.

I.2.A. VELOCIDAD Y LONGITUD DE ONDA.

En el tipo de onda descrito en la epígrafe anterior las partículas oscilan en la dirección de propagación de la onda. Este tipo de onda recibe el nombre de onda longitudinal. En la figura I.2.10. se observan aproximaciones y separaciones de las capas del medio entre sí, llamadas condensaciones y rarefacciones, respectivamente. El proceso de propagación de la onda va acompañado de un desplazamiento de las regiones de condensación y dilatación. Si al deslizarse una capa del medio en relación a otra, se producen fuerzas elásticas que tienden a hacer volver la capa desplazada a su posición de equilibrio, en este medio se pueden propagar ondas transversales. En este caso las partículas del medio oscilan perpendicularmente a la dirección de propagación de la onda, ver figura I.2.11. Este puede ser el caso de una cuerda estirada.

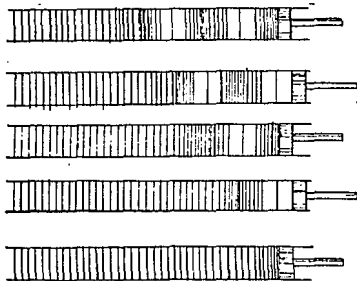


Figura I.2.10. Propagación de una onda longitudinal a través de un fluido. En este se aprecian las condensaciones y rarefacciones que sufre el medio al paso de la perturbación. Observe que las capas del medio oscilan en la misma dirección que la de propagación de la onda.

Dependiendo de las características del medio se podrán propagar en él, ondas longitudinales, transversales o ambas a la vez.

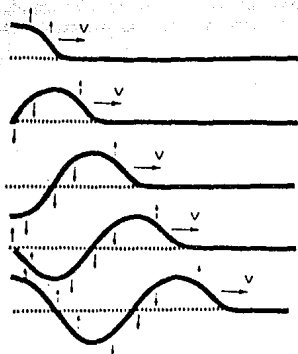


Figura 1.2.11. En una onda transversal las partículas del medio oscilan perpendicularmente en la dirección de propagación de la misma.

Los puntos de mayor altura se llaman crestas y los de menor, valles. El proceso de propagación de una onda transversal va acompañado de un desplazamiento de las crestas y valles.

La posición que ocupa en un instante dado una partícula que oscila, medida respecto a su posición de equilibrio, determina la fase en que se encuentra su movimiento oscilatorio en ese instante. Dos puntos que se encuentren en el mismo estado tienen igual fase.

En la figura I.2.12, los puntos A y A' y B y B' poseen la misma fase. La distancia entre dos puntos consecutivos que poseen igual fase se llama longitud de onda y se simboliza por la letra (lambda), ver figura I.2.12.

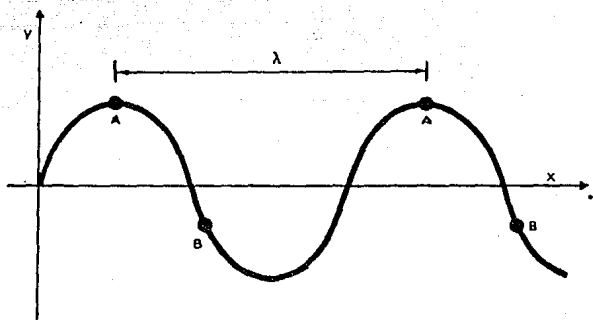


Figura I.2.12. La distancia entre dos puntos consecutivos que oscilan con la misma fase se llama longitud de onda. El tiempo que demora la onda en recorrer esa distancia es igual a un período.

El tiempo que tarda un punto en volver a alcanzar una fase determinada se llama periodo (T) y es el tiempo necesario para que la onda avance una distancia igual a una longitud de onda. Este tiempo se mide en segundos. Ahora podemos definir la velocidad de propagación de la onda por la relación:

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

A esta velocidad se le llama velocidad de fase.

El número de veces que por unidad de tiempo un punto alcanza una fase determinada se llama frecuencia. Puesto que el tiempo que tarda el punto en realizar una oscilación es un periodo, la frecuencia será:

$$f = \frac{1}{T}$$

y se mide en ciclos por segundos (cps) o Hertz (Hz). Son muy utilizados múltiplos de esta unidad.

- 1 Kilohertz (KHz) = 1,000 Hz
 1 Megahertz (MHz) = 1,000,000 Hz

Ejemplo 1:

Calcular la longitud de onda en el acero, de una onda ultrasónica que oscila con una frecuencia de 2 MHz.

$V(\text{acero}) = 5,940 \text{ m/s}$

$$v = \frac{\lambda}{T} = f$$

$$\lambda = \frac{v}{f} = \frac{5940 \text{ m/s}}{2 \times 10^6 \text{ 1/s}}$$

$$\lambda = 2470 \times 10^{-6} \text{ m} = 2.47 \times 10^{-3} \text{ m}$$

$$\lambda = 2.47 \text{ mm}$$

En la propagación de una onda ultrasónica se puede afirmar que la velocidad depende del medio y de su densidad. La temperatura influye sobre la elasticidad y sobre la densidad del medio y naturalmente sobre la velocidad de propagación de una onda ultrasónica, se puede decir entonces, que una onda ultrasónica se transmite a través del medio, ejecutando un movimiento vibratorio en torno a su posición de equilibrio. Las partículas están conjuntamente entrelazadas y el desplazamiento de una de ellas provocará otro movimiento, por el cual la vibración será transmitida gradualmente por todo el medio.

Como las partículas están entrelazadas forman una masa elástica y finita, la transmisión de energía de una partícula a otra se irá disminuyendo por la fricción en el medio, por lo tanto la vibración será absorbida durante el desplazamiento en el medio.

La velocidad y longitud de onda en un medio homogéneo es expresado como una función de elasticidad y densidad, que se observa en la ecuación siguiente:

$$C = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

donde C = Velocidad, E es una constante característica de la elasticidad del medio denominada módulo de elasticidad del medio y ρ es la densidad del medio característica de su inercia.

Algunos ejemplos de la velocidad del sonido en un medio común en los tejidos humanos son listados en la siguiente tabla, donde se observa que los valores son similares en los tejidos suaves, con excepción del tejido óseo el cual es aproximadamente 3 veces más alto que el resto del cuerpo humano.

M E D I O	V E L O C I D A D (m/seg)
Aire	331
Sangre	1.57×10^{-3}
Hueso	$2.5 \rightarrow 4.7 \times 10^{-3}$
Cerebro	1.54×10^{-3}
Grasa	1.45×10^{-3}
Riñón	1.56×10^{-3}
Hígado	1.57×10^{-3}
Músculo	1.59×10^{-3}
Agua	1.49×10^{-3}
Cráneo	4.80×10^{-3}
Vaso	1.56×10^{-3}
Humor Vitreo en Ojo	1.52×10^{-3}
Lentes Ojo	1.62×10^{-3}

Tabla.1. Velocidad aproximada del sonido en el cuerpo humano.

NOTA:

Las dimensiones de velocidad de sonido en el cuerpo humano son medidas en metros por segundo (m/seg).

I.2.B. FRECUENCIA DE RESONANCIA.

Cuando se suministra energía a un cuerpo, éste no se encuentra obligado a moverse en una forma determinada, puede adquirir un movimiento oscilatorio cuya frecuencia es característica del cuerpo de que se trate, la cual se llama frecuencia natural de vibración del cuerpo en cuestión.

Por ejemplo, si se agita una cuerda de una guitarra adquiere un movimiento oscilatorio que corresponde siempre a la misma nota musical, es decir, tiene siempre la misma frecuencia; lo mismo

sucede si se trata de un diapasón, la columna de aire de una trompeta, o un tubo de hierro, o una copa, o un puente, o cualquier otro cuerpo.

Ahora bien, si un cuerpo que se encuentra en reposo o vibrando con poca amplitud llegando ondas que tienen frecuencia igual a su frecuencia natural de vibración, adquieren el movimiento vibratorio que les es característicos, o bien aumenta la intensidad de éste; cuando esto sucede, se dice que el cuerpo se encuentra en resonancia.

Cualquier transductor tendrá una frecuencia característica de resonancia entre el espesor del cristal y los electrodos, que es igual a la mitad de la longitud de la onda mecánica.

IMPEDANCIA DE ACOPLAMIENTO Y AMORTIGUAMIENTO

Hay principalmente tres variables del transductor que contribuyen al acoplamiento del transductor : Espectro de frecuencia, geometria del haz, y rendimiento de la energia.

El rendimiento en la conversión de energía depende del tipo de material piezoeléctrico utilizado. Este parámetro nos afectara tanto en emisión como en la recepción; en un transductor de uso clínico, los valores típicos en transmisión y recepción son de un

20%. Así el conjunto emisor-receptor, contando con reflector perfecto, nos daría un rendimiento total del 4%. Debemos tener en cuenta también que el piezoeléctrico no está totalmente adaptado eléctricamente al emisor y receptor, con lo que habrá pérdidas adicionales.

Nuestro interés se centra en enviar y recibir energía del interior del cuerpo y por tanto, debemos cuidar la interfase transductor-tejido biológico. Esta adaptación mecánica se realiza mediante las capas de $\lambda/4$ ($Z_a = \sqrt{|Z_b * Z_c|}$).

La capa o capas $\lambda/4$ viene caracterizada por su impedancia y su espesor. Debemos tener también presente que el material de la capa produce una atenuación. La capa de adaptación debe tener un espesor de $\lambda/4$ o múltiplo impar de éste, debido a que así conseguiremos que la onda incidente y la reflejada se sumen en fase en la interfase transductor-cuerpo.

La capa de amortiguación o contramasa es una capa de material situado en el cuerpo o lugar de interés. Esto se usa para reducir el número de oscilaciones parásitas que pueda producir el transductor al ser excitado por un pulso.

Hay un compromiso de amortiguación-sensibilidad que debemos tener en cuenta, pues al amortiguar mucho al transductor, reducimos la sensibilidad del mismo. La estrategia de diseño es usar menor

amortiguamiento, el cual todavía nos da una adecuada respuesta al impulso para tener buena sensibilidad y usar capas de adaptación para aumentar está.

I.2.C. LENTES E IMPEDANCIA ACÚSTICA.

LENTES.

Los lentes son medios transparentes limitados por caras curvas que comúnmente son esféricas. Los posibles formas de lentes se muestran en la figura I.2.13, así como las denominaciones de cada una de estas formas. Los nombres convergentes y divergentes a la acción de los lentes sobre un haz de rayo paralelo que los atraviesa. El haz converge en las primeras figuras y en las segundas diverge.

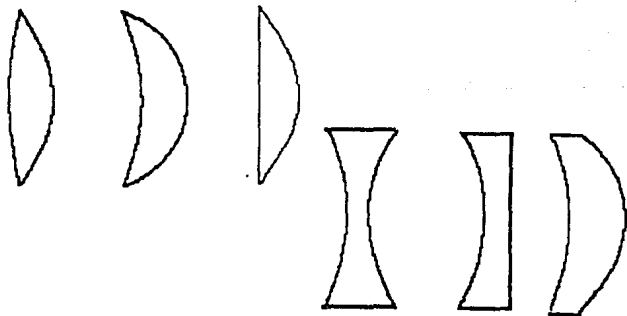


Figura I.2.13. Las lentes que tienen los bordes más finos que la parte central son convergentes. Aquellas que tienen los bordes más gruesos son divergentes.

Para comprender esta acción de los lentes recordaremos lo que sucede con los rayos luminosos que atraviesan un prisma de vidrio colocado en un medio como el aire.

En la figura I.2.14 un haz divergente que sale de "O" después de atravesar el prisma continua divergiendo y para el observador que lo recibe parece venir de "I", esto es, el observador que lo recibe ve una imagen virtual de "O" en "I". Esto indica que rayos luminosos que se refractan en un prisma se desvían siempre hacia su base y por lo tanto, siempre a través de un prisma la imagen del objeto se desvía hacia un lado de la arista.

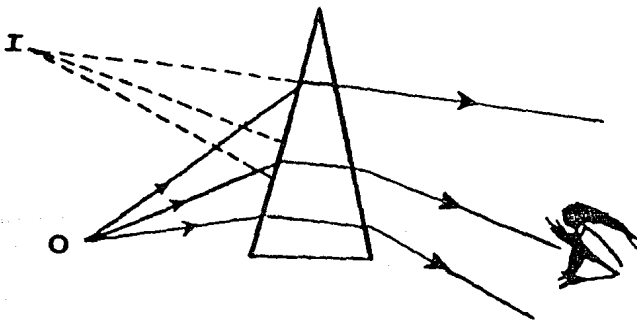


Figura I.2.14. Haz luminoso divergente, después de atravesar un prisma continua divergente, se desvía hacia la base del prisma. Por lo tanto la imagen "I" es virtual, su posición depende de la posición del observador.

Si tomamos dos prismas ligados por la base o por el vértice como se muestra en la figura I.2.15.a y I.2.15.b, los haces de rayos paralelos se refractan en ellos, se desvían en (a) convergiendo hacia una región estrecha y en (b) dispersándose en una gran región (de manera que su prolongación sea convergente). Si sustituimos los dos prismas por partes de varios prismas que tengan ángulos cada vez menores, obtendremos sistemas que harán converger un haz paralelo a una región cada vez menor como se muestra en la figura I.2.16. No es difícil darse cuenta que un lente, al tener la parte central más gruesa que los bordes, puede compararse con un sistema como el formado por un número muy grande de prismas y que entonces, a través de ella la luz pueda converger prácticamente hacia un punto. Un razonamiento semejante se puede hacer para los lentes divergentes (aquellos que tienen la parte central menos gruesa que los bordes).

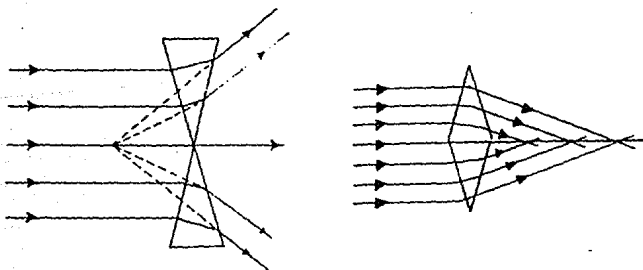


Figura I.2.15. (a), (b). Prismas unidos por la base o por el vértice. Observe lo que sucede a los haces de rayos luminosos paralelos que los atraviesan.

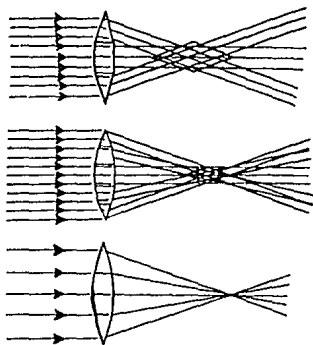


Figura 1.2.16. Aumentando el número de prismas la región de convergencia se vuelve menor.

Consideremos un lente cuyas caras sean esféricas. La línea que pasa por el centro de la esfera que delimita las caras se llama eje del lente. Un haz que atraviesa el lente en esta dirección no se desvía porque pasa por el centro geométrico del lente. Los lentes de estas características se denominan "lentes finas o delgadas". Vimos ya que los haces paralelos al eje principal convergen hacia un punto de este eje. Este punto "F" se llama foco principal del lente. (Esto equivale decir que un objeto muy alejado del lente tiene su imagen en el foco). Si un haz incide en un lente divergente, los rayos después de atravesarla se separan pero su prolongación converge en un punto este foco se llama foco principal.

del lente y la distancia que existe entre el lente y el foco se le llama distancia focal y se designa como "f", las dos caras del lente no tienen obligatoriamente el mismo radio, pero a pesar de esto , para estos tipos de lentes la distancia focal será la misma, independientemente del lado donde penetre el haz. Por la aplicación de la ley de Snell a las refracciones que ocurren en la luz al penetrar y salir del lente, se obtiene la siguiente formula que nos permitirá determinar la distancia focal de los lentes:

$$\frac{1}{f} = \left(\frac{n}{n'} - 1 \right) * \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$$

donde "R₁" es el radio de la cara incidente , "R₂" el de la superficie de emergencia y "n" y " n' " son respectivamente, los índices de refracción del medio de que fue constituida el lente y del medio en el cual él esta sumergido. Veamos que si cambiamos "R₁" por "R₂" y viceversa, lo que equivaldría a invertir el lente el valor "f" no cambia. Al aplicar la Fórmula anterior se usa por convención asignar signo negativo a los radios de las superficies cóncavas. La determinación de la distancia focal de una lente es importante porque caracteriza el comportamiento de la lente. Comúnmente para caracterizar una lente, damos el inverso de su distancia focal que se llama potencia o convergencia de la lente. Si la distancia focal se midiese en metros el inverso se medirá en dioptrías.

Para la formación de imágenes de objetos próximos a las lentes. puesto que se han considerado únicamente haces paralelos que provienen de objetos alejados. En la figura I.2.17, consideremos un objeto de altura H_0 cuya distancia de la lente sea "p", dando origen a una imagen de altura H_i a una distancia "q" de la lente. Ya sabemos encontrar los focos F_1 y F_2 de la lente. Para encontrar la posición de la imagen trazamos dos rayos desde el punto A : un paralelo al eje y otro que pase por el foco F_2 . El rayo paralelo se refracta pasando por el foco F_1 . Por el principio de reversibilidad, podemos concluir que el rayo que pasa por F_2 se refracta paralelamente al eje.

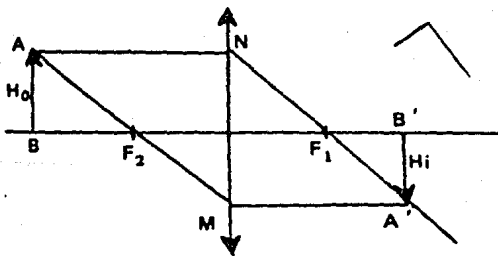


Figura I.2.17. Imagen de un objeto AB formada por un lente convergente. La imagen es real e invertida.

Cualquier otro rayo que sale de A convergerá muy próximo de A' punto de encuentro de los dos rayos refractados. A' será entonces, la imagen real de A, extremo superior del objeto. La imagen de cualquier otro punto del objeto podría localizarse de la misma manera como fue localizada la imagen de A. Si así procediéramos con cierto número de puntos, veremos que la imagen del objeto AB caerá sobre el segmento de A'B'. La relación geométrica a la que se llega para las lentes es idéntica a la ecuación establecida para los espejos y esta es:

$$\frac{1}{p} + \frac{1}{q} = \frac{1}{f}$$

y

$$\frac{H_i}{H_o} = \frac{q}{p}$$

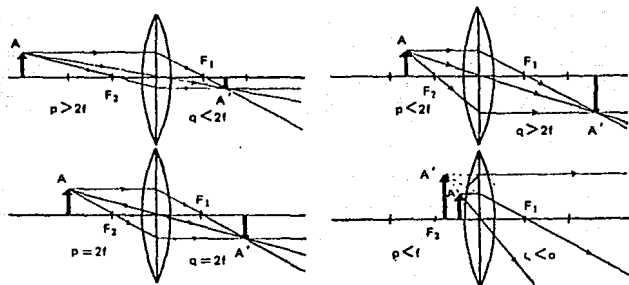


Figura 1.2.18. Imagen de un cuerpo AB a diversas distancias de un lente convergente. Trate de producir sólo esta diagrama y observe los diferentes valores de "q" obtenidos para los diferentes valores de "p" estipulados por usted.

En la figura I.2.18 nos permite localizar las imágenes de los objetos a distancias diferentes de la lente convergente. La relación anterior se verificará en todos los casos una vez que se establezcan convenciones de signos para sus términos que son los siguientes :

- 1 - p es siempre positivo
- 2 - imagen real q es positivo.
imagen virtual q es negativo.
- 3 - lente convergente (foco real) f es positivo.
lente divergente (foco virtual) f es negativo.

FOCALIZACIÓN.

La focalización tiene por objeto mejorar la resolución lateral del transductor como se muestra en la figura I.2.19.

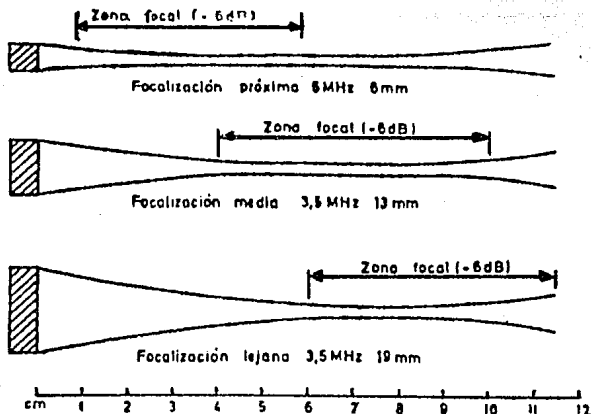


Figura I.2.19. Transductores focalizados con distintas distancias y zona focal en función de su diámetro y frecuencia.

Para monoelementos se usan lentes mecánicas (enfoque externo) que sigue las leyes de la óptica y por lo tanto, se caracterizarán por su índice de refracción. La distancia focal "F" debe ser siempre menor a la distancia de transición L_0 . Los materiales con que se fabriquen los lentes deben tener impedancia próxima al medio y baja atenuación. Un problema tecnológico importante es la construcción de estas lentes, pegándolas sobre el elemento o bien mecanizando un material de tipo resina epóxica depositado encima.

Otro método de enfocar es mediante el uso de cerámicas curvas (enfoque interno) como se muestra en la figura I.2.20.

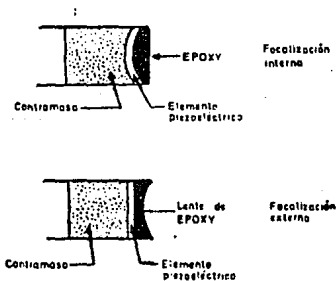


Figura I.2.20. Transductores monoelemento con focalización externa e interna.

El enfoque no debe hacerse muy fuerte, pues el haz después diverge mucho más; existe entonces un compromiso de resolución de zona focal (DOF). Debe pues, tomarse un enfoque que nos de buena resolución en la zona de interés, por lo tanto podemos decir que :

$$DOF = 7.1 \lambda \times (F/D)^2$$

Los arreglos lineales pueden enfocar electrónicamente en emisión con una deflexión θ a una distancia F tomando retardos para cada elemento, dados por la figura 1.2.21 y considerando la siguiente ecuación:

$$\tau_n = \frac{F}{c} [1 - (1 - (n \cdot \frac{d}{F})^2)^{1/2} + n \cdot \frac{d}{F} \sin \theta] + t_0$$

este enfoque es fijo una vez determinada la distancia F .

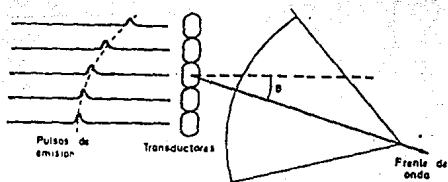


Figura 1.2.21. Deflexión y focalización en un arreglo lineal.

Dado que esta misma operación puede realizarse en recepción, allí podremos adaptar el enfoque de transductor, incluso variándolo a medida que se van recibiendo los ecos más lejanos. Este proceso se denomina enfoque dinámico como se muestra en la figura I.2.22.

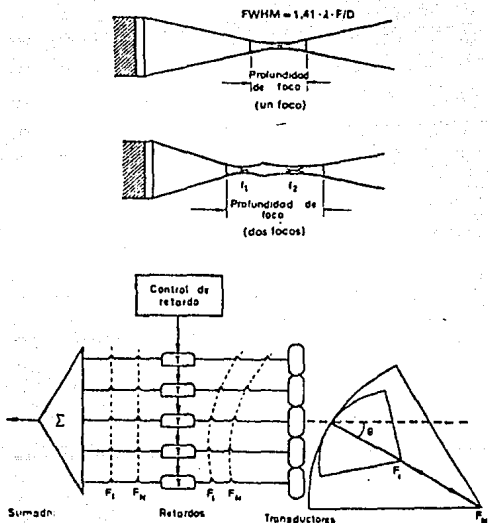


Figura I.2.22. Arreglo lineal en focalización dinámica.

Otra técnica es la de apertura variable, que consiste en utilizar para la zona próxima un número de elementos menor en

recepción que los usados en emisión, con lo que mejoraremos la resolución axial para las profundidades menores, manteniendo el diagrama para las mayores como es mostrado en la figura I.2.23.

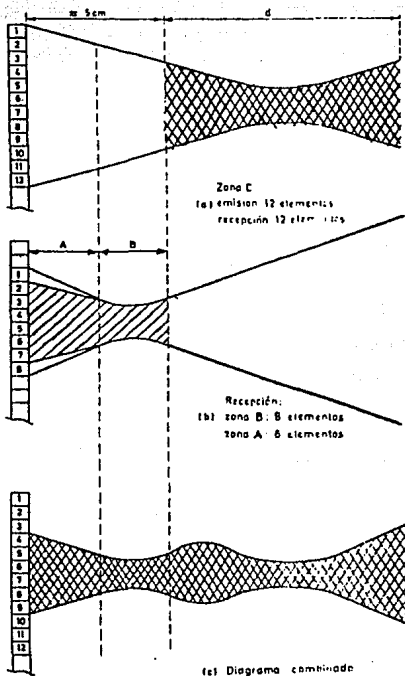


Figura I.2.23. Arreglo lineal de apertura variable, diferentes tipos de focalización.

RESOLUCIÓN.

Entendamos por resolución, la capacidad de distinguir entre dos reflectores próximos. Según sea la dirección con respecto al haz ultrasónico distinguiremos entre resolución axial y lateral como se muestra en la figura I.2.24.

La resolución axial está considerada en la dirección de propagación. Viene determinada por la duración del pulso de emisión, que a su vez depende de la frecuencia y amortiguamiento del transductor. Para equipos avanzados se alcanza una resolución axial de 0.5λ a 1λ (ver figura I.2.25).

La resolución lateral esta medida en el plano transversal a la dirección de propagación; para una cerámica circular plana sin enfocar podemos expresarla como FWHM (focal width at half maximum) y viene dada por:

$$\text{FWHM} = 0.3 * D$$

para un transductor monoelemento de diámetro "D".

Esta resolución se puede mejorar mediante enfoque, aunque debemos notar que es a costa de la disminución de la profundidad de la zona focal (DOF depth of focus). Para equipos avanzados, la resolución lateral suele ser del orden de 2λ en la región focal.

En los arreglos lineales donde el emisor no presenta simetría de revolución alrededor de su eje de propagación, debemos estudiar las resoluciones en sus planos principales.

La resolución lateral azimutal está dada por el plano formado por los elementos y la dirección de propagación, y es el que se presenta en pantalla. Para un arreglo de dimensión "D" tenemos que dicha resolución azimutal en el foco viene dada aproximadamente por:

$$R_a = L_0 * \arcsen\left(\frac{\lambda}{D}\right)$$

donde:

$$L_0 = \frac{D^2}{4\lambda}$$

La resolución lateral en elevación del arreglo está definida en el plano perpendicular al del barrido. Para mejorarla se utilizan lentes mecánicas situadas delante de las cerámicas. Viene dada en la función de la dimensión mayor de la cerámica L por:

$$R_{lat} = \lambda \frac{F}{L}$$

F= distancia focal.

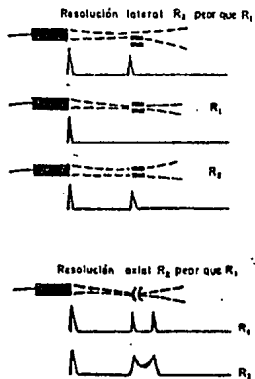


Figura 1.2.24. Resolución lateral y axial. Exposición esquemática.

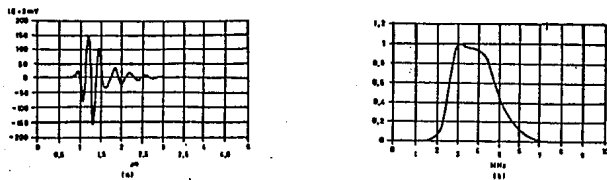


Figura 1.2.25. Pulso acústico de emisión : a) evolución temporal; b) distribución espectral.

IMPEDANCIA ACÚSTICA.

Hemos estudiado los fenómenos de reflexión y refracción, atendiendo solo a los cambios de dirección de los rayos reflejados y refractados, sin preocuparnos de que fracción de la amplitud o la energía de la onda es reflejada y cual transmitida. Esto depende de las propiedades físicas de ambos medios. La magnitud que caracteriza acústicamente un medio dado se llama impedancia acústica característica y está dada por la expresión:

$$Z = \rho \cdot C$$

donde:

ρ = es la densidad del medio en Kg/m^3

C = la velocidad de propagación de la onda en m/seg.

Z = tiene unidades en $\text{Kg/m}^2\text{seg.}$

Cuando una onda de amplitud P_i incide, hay en general una onda reflejada y otra transmitida en amplitudes P_r y P_t respectivamente. La razón entre la amplitud de la onda incidente a la reflejada se llama coeficiente de reflectividad de amplitud (presión) y está dado por:

$$R = \frac{R_r}{R_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} = \frac{k-1}{K+1}$$

para incidencias normales donde $Z_1 = \rho C_1$ y $Z_2 = \rho C_2$, siendo Z_1 la impedancia del medio por donde se propaga la onda y Z_2 la impedancia del medio al cual se transmite.

El coeficiente de transmitancia está dado por:

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} = 2 \frac{K}{K+1}$$

es la razón de impedancia en la interfase.

Estas expresiones son válidas para la incidencia normal. Si dos medios poseen impedancias aproximadamente iguales, esto es, $Z_1 = Z_2$, $K = 1$; la reflectividad está cercana a cero y la transmitancia a uno. Esto significa que prácticamente toda la onda es transmitida. Por el contrario si la impedancia acústica de ambos medios se diferencian mucho, prácticamente no hay onda transmitida, ocurre una reflexión total.

Puede pensarse que la suma de las amplitudes de las ondas reflejada y transmitida es igual a la amplitud de la onda incidente. Esto es cierto para las energías, no para las amplitudes. Puesto que la energía es proporcional al cuadrado de la

amplitud, los coeficientes de reflectividad y transmitancia de la energía están dados por:

$$\alpha_r = \frac{E_r}{E_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

donde :

α_r = es el coeficiente de reflectividad de la energía.

α_t = es el coeficiente de transmitancia de la energía.

Para ello se cumple la siguiente relación :

$$\alpha_r + \alpha_t = 1$$

Que no es más que la ley de conservación de la energía.

En la siguiente tabla se muestran las impedancias acústicas y la densidad en el medio humano.

M E D I O	D E N S I D A D (Kg / m)	IMPEDANCIA ACÚSTICA (Kg/m/s)
Aire	1.2	0.4×10^3
Sangre	1.06×10^3	1.66×10^6
Hueso	1.62×10^3	$4-7.5 \times 10^6$
Cerebro	1.03×10^3	1.66×10^6
Grasa	0.92×10^3	1.33×10^6
Riñón	1.04×10^3	1.33×10^6
Hígado	1.06×10^3	1.66×10^6
Músculo	1.07×10^3	1.70×10^6
Agua Destilada	1.00×10^3	1.53×10^6

Tabla.2. Densidad dad aproximada e impedancia acústica en el cuerpo humano.

DENSIDAD DE POTENCIA.

Ahora esas expresiones han sido encontradas para ambas partículas de velocidad y presión, podemos derivar una expresión para la densidad de potencia transportada por la onda. La potencia instantánea fluye a través de una unidad de área perpendicular a la dirección de propagación de la onda como un volumen elemental del fluido que actúa en un elemento y se define como densidad de potencia de la onda y esta dada por :

$$\text{Densidad de potencia} = \frac{\text{potencia}}{\text{área}} = \frac{\text{trabajo}}{A \cdot \text{tiempo}} = \frac{F \cdot d}{A \cdot T} = \text{vel} \times \text{presión}$$

o

$$I = \frac{p^2}{Z}$$

entonces usando la ecuación :

$$Z = \rho C$$

La potencia total de una onda uniforme esta dada por el producto de su densidad de potencia I y su área seccional A . La figura 1.2.26, I es graficada como una función de distancia por una onda de presión sinusoidal en un instante de tiempo. Note que I siempre tiene una cantidad positiva y el espaciamiento entre los picos de potencia están a la mitad de la longitud de onda de presión.

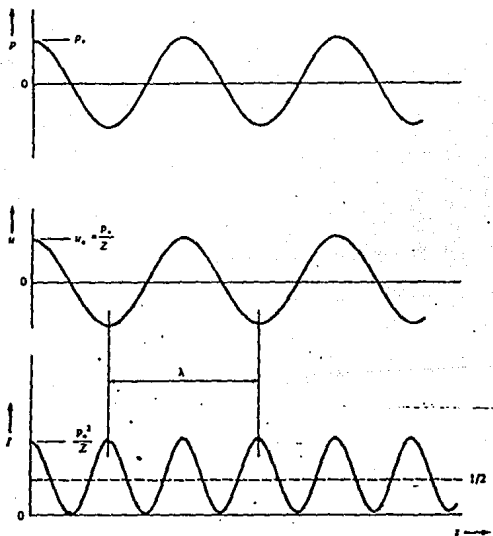


Figura 1.2.26. Variación de la velocidad de la partícula " u " y densidad de potencia I correspondiendo a una onda de presión de la forma $p = p_0 \cos(\omega t - kz)$. I tiene un valor igual a la mitad de su valor pico

Como un problema practico regularmente es recomendable considerar el espacio promedio de la densidad de potencia. El espacio promedio de I para una onda acústica sinusoidal $p = p + \cos(\omega t - kz)$ puede ser encontrada por la simple integración de la densidad de potencia instantánea sobre una longitud de onda, por lo tanto la densidad de potencia promedio (o intensidad) para una onda sinusoidal es justamente un medio de su valor pico, como puede ser esperado de una inspección de la figura I.2.26. Un tiempo promedio de I arrojará un resultado idéntico.

I.3 REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN DEL SONIDO.

REFLEXIÓN ENTRE DOS MATERIALES.

Cuando una onda se propaga a través de un material llega entre el y un segundo medio, parte de la energía continua propagándose en forma de onda en el segundo medio, mientras que otra parte es reflejada y vuelve al primer medio, habitualmente con un cambio de fase.

La característica que determina la cantidad de reflexión se conoce como impedancia acústica específica y es el producto de la densidad por la velocidad. La amplitud (presión) de la onda reflejada se relaciona con la onda incidente por:

$$Z_r = \frac{R_1 - R_2}{R_1 + R_2}$$

donde $R_1 = g_1 c_1$

$R_2 = g_2 c_2$

g = densidad de cada material,

c = velocidad,

Z_r = razón entre las amplitudes reflejada e incidente.

Los subíndices 1 y 2 indican los dos medios, se puede usar cualquier sistema de unidades.

Mientras las ondas se propaguen en el mismo medio, la energía es proporcional al cuadrado de la amplitud, Por consiguiente:

$$R = R_0 \frac{g_1 c_1 - R_0 g_2 c_2}{g_1 c_1 + g_2 c_2}$$

donde R = energía reflejada,

R_0 = energía incidente.

En el caso de una frontera aire-sólido, prácticamente se refleja el 100% de la energía.

Hay que recordar, que en un sistema de reflexión, la energía pasa dos veces a través del espacio comprendido entre las dos caras fronterizas, una vez en cada sentido de la propagación. Para una superficie líquido-acero se refleja aproximadamente el 88% cada vez. Así, pues, la energía recibida después de cada dos transmisiones a través de la frontera es de 12%, es decir, el 1.4%.

Todos estos cálculos son independientes de la atenuación y de la dispersión. La cantidad de energía realmente reflejada puede diferir considerablemente de la calculada teóricamente.

La energía puede ser disipada en una frontera de materiales o en un material de diversas maneras. Las fórmulas dadas solamente se refieren a una frontera perfecta entre dos medios infinitos. Si hay

una discontinuidad cualquiera, por pequeña que esta sea, estas relaciones ya no se pueden seguir aplicando. Es muy difícil pues, obtener valores reales de la energía reflejada de otra manera que mediante la experimentación.

Las fuertes reflexiones tienen lugar cuando se transmite el movimiento desde un líquido cualquiera a un sólido cualquiera. Sin embargo, la manera habitual de introducir ondas ultrasónicas en un sólido es empleando finas películas de agentes de acoplamiento (normalmente líquidos), ya que las fronteras de aire reflejan casi el 100%.

El espesor de las películas capaces de reflejar diferentes cantidades de energía se puede calcular según esta fórmula, para diferentes longitudes de onda y así se escogen los espesores óptimos para acoplar capas adyacentes.

La mayor parte de las reflexiones en un medio tienen lugar por obstáculos de forma, tamaño y orientación irregulares. Algunas de las consideraciones en tales casos se discuten en otro lugar. Sin embargo, es imposible calcular la mayoría de tales efectos. Si la superficie es plana y grande respecto a la longitud de onda, la reflexión es esencialmente especular. Una superficie se considera que es plana cuando las irregularidades no son mayores a $1/20$ aproximadamente. Cuando la superficie es muy irregular, la energía queda rota y se refleja desordenadamente.

REFLEXIÓN DEBIDA A UN OBSTÁCULO.

Cuando una onda ultrasónica encuentra un obstáculo, puede ser reflejada de diferentes maneras, dependiendo de la naturaleza del obstáculo y de su tamaño. La acción parece depender de la relación entre la longitud de onda y el tamaño del obstáculo. Si el obstáculo es grande comparado con la longitud de onda, hay una onda fuertemente reflejada que regresa de él. Una sombra precisa se establece detrás del obstáculo o defecto y puede haber, o no, una difracción de la onda a través de sus bordes. Sin embargo, si el obstáculo es muy pequeño, de solamente una pequeña fracción de la longitud de onda, no habrá en realidad ni reflexión ni sombra. La energía ultrasónica parece pasar alrededor del obstáculo, rodeándolo y volver a juntarse detrás de él y pasar de largo como si no hubiese ninguna interferencia. Naturalmente si hay varias inclusiones pequeñas de este tipo, u obstáculos, una gran proporción de la energía puede ser dispersada, pero todavía seguirá sin haber reflexión. La energía desaparecerá simplemente dentro de la pieza y es difícil decir porque ocurre esto así.

Una posible explicación del fenómeno de la reflexión de este tipo es la siguiente: la longitud de onda de cualquier onda vibratoria ultrasónica representa la distribución del desplazamiento de las partículas dentro de un cierto límite, es decir representa la cantidad de compresión o expansión en cualquier intervalo particular del margen completo cubierto por una onda. Así

pues, en una onda de 1 Mhz, la cantidad de compresión cubre un área de la mitad de la longitud de onda o aproximadamente 1.6 mm en aluminio, mientras que en una onda de 5 Mhz la cantidad de compresión cubre una superficie de aproximadamente la mitad de la longitud de onda o aproximadamente 0.3 mm en aluminio. La razón entre el tamaño de la falla o grieta y esta longitud de onda representa la fracción de esta compresión, que es interferida por el obstáculo. Si un obstáculo tiene una dimensión de 0.5 mm, interrumpirá toda la onda de 5 Mhz, pero solo 1/16 aproximadamente de la onda de 1 Mhz.

Las dimensiones mencionadas hasta aquí son en dirección paralela a la de propagación de la onda. Ahora bien, si la misma grieta u obstáculo tiene una sección transversal de muy poca superficie, esta pequeñez, unida al hecho de que tiene un efecto muy pequeño sobre la onda de 1 Mhz, producirá una reflexión despreciable. Cuanto más grande sea la sección transversal de la grieta, mayor energía interrumpirá y mayor será la señal reflejada.

En otras palabras, hay dos hechos importantes que influyen en la reflexión. Uno de ellos es la dimensión en la dirección de la trayectoria de propagación; el otro es la sección transversal. La dimensión según la trayectoria de propagación es la que interrumpe la onda, pero la sección transversal es la que determina la cantidad de reflexión.

ORIENTACIÓN.

La orientación de una superficie reflectora es importante, ya que es en esencia la proyección de la intersuperficie sobre un plano perpendicular al haz o rayo la que determina la cantidad de reflexión. Una superficie muy regular puede actuar como un reflector perfecto y alejar el haz dirigiéndolo en un determinado ángulo, de la misma manera que un rayo de luz es reflejado por un espejo. Las superficies irregulares casi siempre devuelven parte de la energía a lo largo del camino que alcanzo al obstáculo.

REFRACCIÓN.

A veces es aconsejable enviar ondas ultrasónicas a un medio con incidencia angular. Se pueden utilizar para estos fines materiales o líquidos en forma de cuna. Cuando se hace así el rayo se introduce con un ángulo y viaja dentro del material con otro ángulo θ , estando la diferencia causada por la refracción en la intersuperficie (figura I.3.1).

El ángulo de esta onda refractada es:

$$\frac{\text{SEN}\theta_1}{\text{SEN}\theta_2} = \frac{C_1}{C_2}$$

donde:

θ_1 = ángulo de incidencia

- θ_2 = ángulo de refracción
 C_1 = velocidad en el primer medio
 C_2 = velocidad en el segundo medio

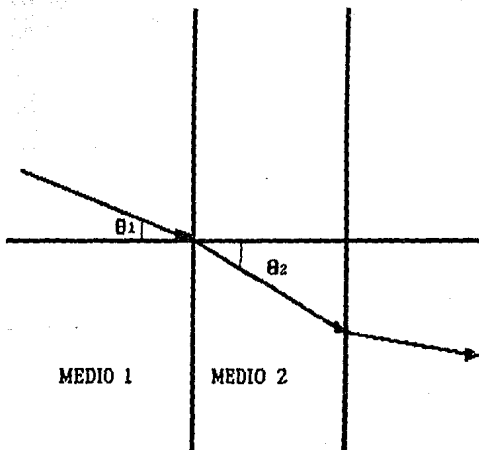


Figura I.3.1.

Cuando estos ángulos son pequeños, θ_1 se puede considerar igual que seno θ_1 , θ_2 igual que seno θ_2 . Los ángulos de pequeña inclinación serán, pues, grandemente ampliados.

La reflexión total en la intersuperficie ocurre para valores iguales o mayores de 90° . En ese punto:

$$\text{SENO}_1 = \frac{C_1}{C_2}$$

Para líquidos y sólidos θ_1 es de aproximadamente de 15° . Por consiguiente cuando el ángulo de incidencia es mayor de este valor, no entra en absoluto ninguna energía en la pieza.

Cuando las formas son complicadas, los esquemas de refracción se hacen extremadamente difíciles de interpretar. Por ejemplo en una pieza plana por un lado y curva por el otro, el rayo entra en la parte plana sin refracción, pero se rompe debido al lado curvo, de tal manera que distintas partes del mismo viajan con diferentes ángulos.

Por ello se pueden diseñar lentes que afecten a los rayos de la misma manera que lo hace la luz.

PORCENTAJE DE REFLEXIÓN DE VIBRACIONES ULTRASONICAS INCIDIENDO SOBRE LAS FRONTERAS ENTRE MEDIOS PERFECTAMENTE UNIDOS EN SU SUPERFICIE DE CONTACTO

MEDIO 1 / MEDIO 2	PORCENTAJE
Aluminio/Acero	21.0
Níquel/Magnesio	47.0
Cobre/Latón	0.2
Plomo/Mercurio	1.0
Vidrio/Poliestireno	40.0
Bakelita/Agua	18.0
Sangre/Cerebro	0.3
Sangre/Riñón	0.7
Agua/Cerebro	3.2
Sangre/Grasa	7.9
Músculo/Grasa	10.0
Músculo/Hueso	64.6
Cerebro/Cráneo	66.1
Agua/Cráneo	68.4
Aire/Cualquier medio solido	100.0

TRANSMISIÓN ANGULAR

La transmisión de energía ultrasónica en un medio con un ángulo distinto del normal es de particular importancia y por ello consideraremos brevemente la teoría. Este tipo de transmisión ha sido ampliamente discutido en conexión con los terremotos y cualquier buen libro de sismología es interesante a este respecto.

Cuando la energía se transmite dentro de un medio con un cierto ángulo, respecto a su superficie, siempre deberá ser transmitido a través de un medio de acoplamiento. La colocación por ejemplo, de una pieza del mismo material, que actúe como acoplamiento entre el cristal y el medio, no cumple este requisito

y entonces se considera que la transmisión es perpendicular a la superficie.

El material que forma el ángulo puede ser gas, líquido o sólido, en tanto que el medio en el que pasa la energía sea diferente. Sin embargo en el trabajo con ultrasonidos, la transmisión desde un gas a un sólido o viceversa, nunca se ha realizado con suficiente éxito como para merecer una atención especial. Los otros dos casos son de especial importancia en todas las fases de ultrasonidos.

A partir de lo que ya se ha dicho, se puede ver fácilmente que la transmisión angular presupone la refracción de la onda en la superficie de separación entre los dos medios. La transformación de tipos de onda hace la transmisión angular más complicada de lo que sería de otra manera. Sin embargo, incluso en esos casos en que los haces no se transmiten con un cierto ángulo, las reflexiones internas o la dispersión del haz puede hacer que parte de la energía incida oblicuamente sobre la superficie. Un suceso como este traerá consigo la transformación de la onda.

LEY DE LA TRANSMISION ANGULAR.

La fórmula básica para la transmisión con incidencia angular se conoce como ley de Snell y establece:

$$\frac{\text{SEN}\theta_L}{C_L} = \frac{\text{SEN}\theta'_L}{C'_L} = \frac{\text{SEN}\theta'_S}{C'_S}$$

donde

θ_L = ángulo de incidencia de las ondas longitudinales
en el primer medio

θ'_L = ángulo de transmisión de las ondas L en el
segundo medio

θ'_S = ángulo de transmisión de las ondas S en el
segundo medio

C_L = velocidad de las ondas L en el primer medio

C'_L = velocidad de las ondas L en el segundo medio

C'_S = velocidad de las ondas S en el segundo medio

TRANSFORMACIÓN DE ONDAS CON INCIDENCIA ANGULAR

En el caso de una onda L que se va a transmitir ultrasónicamente se puede apreciar según la figura I.3.2 que, cuando esta onda incide sobre una superficie de separación entre dos materiales bajo ciertos ángulos, pueden aparecer cuatro ondas resultantes, de las cuales se transmiten dos. En cada caso una de estas dos es una onda L y la otra es una onda S. Todas estas ondas no pueden existir en la práctica pero son posibles teóricamente en ciertos casos.

La acción completa es como sigue: cuando una onda L incide en la dirección normal, pasa a través, transmitiéndose como una onda L al 100%. Girando el ángulo a partir de 90°, se llega a un punto

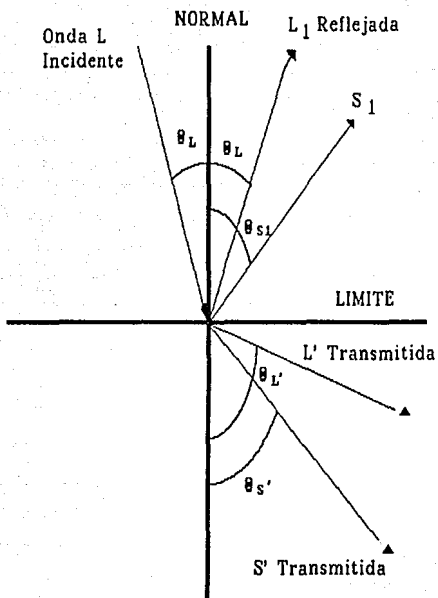


Figura I.3.2

que se conoce como primer ángulo crítico. Entre los 90° y este primer ángulo crítico, la onda L se transmite en dos ondas L y S de

diversos porcentajes. Si el ángulo continua girando, se alcanza un segundo punto, que se conoce como segundo ángulo crítico. En este margen de rotación entre el primero y el segundo ángulo crítico, solamente se producen las ondas S. Para aquellos puntos entre el segundo ángulo crítico y la incidencia rasante, ninguna onda entra en el material. Por consiguiente, eligiendo el ángulo de incidencia, es posible escoger una de las siguientes condiciones:

- 1.- Las ondas L y S son producidas ambas en la superficie, siendo en cualquier caso, mayor el ángulo de refracción de la onda L que el de la S.
- 2.- Entre los ángulos críticos solamente se producen ondas S y el ángulo de refracción de la onda L es suficientemente grande, de modo que la onda L existe solo teóricamente y esta fuera de los límites del material.
- 3.- Todos los ángulos de refracción son tan grandes que, en esencia, no hay ondas que penetren en el material.

En el caso de las ondas L incidentes sobre el material es el más importante, ya que las ondas de cizalladura no pueden ser transmitidas a través del líquido y por ello, raramente se utilizan en el trabajo con ultrasonidos. Además es difícil acoplar a un sólido las ondas de cizalladura, ya que se requiere un agente

acoplador rígido.

Para recapitular, los ángulos críticos son aquellos que limitan las regiones en que solamente existe un tipo de onda, la onda S. El primer ángulo crítico (figura I.3.3) existe donde la onda transmitida L pasa rasando a la superficie de separación, es decir un ángulo crítico = 90° . Entre este ángulo y el segundo ángulo crítico, toda la energía está en la onda S transmitida. La onda L ya no existe más.

El segundo ángulo crítico es aquel en que la onda S pasa rasante a la superficie por primera vez, es decir, $\theta_c = 90^\circ$. Más allá de este punto hay una reflexión total y ninguna energía se transmite a través de la superficie de separación.

Los ángulos críticos se pueden calcular a partir de la fórmula indicada si se conocen las velocidades. El seno de 90° , es decir, el 1 se sustituye como el valor de un seno y se resuelve la ecuación para hallar el valor del otro. Ambos ángulos críticos se obtienen de esta manera.

De una manera similar, se puede resolver la ecuación para cualquier ángulo de las ondas transmitidas S o L para un ángulo dado de incidencia de la onda L (en tanto que ambas existan).

Estas condiciones pueden existir entre dos sólidos cuando las

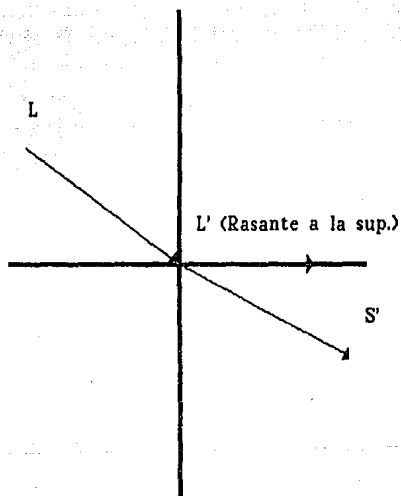


Figura I.3.4

velocidades de varios tipos de onda están definidas como en los párrafos anteriores y según se muestra en la figura I.3.4.

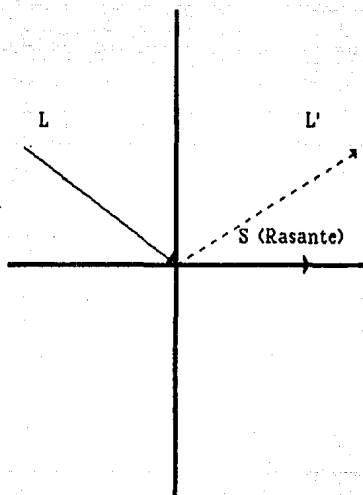
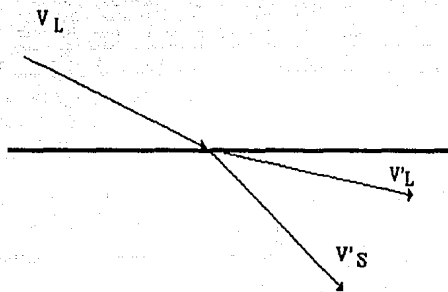


Figura I.3.3 (a)

En el caso de la mayor parte de los líquidos que inciden en sólidos, esto es cierto y también puede serlo con muchos sólidos sobre sólidos. Raramente es cierto para sólidos incidiendo en



$$V_L < V_L' < V'S_1$$

Figura I.3.3 (b)

líquidos. Las transformaciones no ocurren en absoluto entre un sólido o un líquido y un gas, debido a la elevada reflexión en la superficie de separación.

Por consiguiente, se pueden establecer ecuaciones para estos casos y son valiosas para determinar lo que les sucede a los tipos de onda durante la transmisión con incidencia angular. Los ángulos críticos normalmente varían de 20° a 60° para materiales sólidos incidiendo sobre otros sólidos.

Al elegir dos materiales es posible escoger unos ángulos tales que sigan la leyes de la refracción ya especificadas o, teniendo dos ángulos críticos entre los cuales todas las ondas L se transformen en ondas S, si las velocidades de los medios están definidas por la relación que sigue. Si la velocidad de la onda L entrante se toma como V_L , la velocidad de la onda refractada L como V'_L y la velocidad de la onda refractada S como V'_S , entonces la condición para la producción de ondas S totales desde una onda L incidente solamente estará especificada cuando V_L sea mayor que V'_L que a su vez es mayor que V'_S .

Entre dos sólidos.

En el caso de una onda incidente L sobre una superficie de separación, las ecuaciones de Knott dan:

$$S_1 + a(L - L_1) = S' + a'L'$$

$$bS_1 + (L + L_1) = -b^2S' + L'$$

$$-2bS_1 + (b^2 - 1)(L + L_1) = 2 \frac{G'}{G} b' S' + \frac{G'}{G} (b^2 - 1) L'$$

$$(b^2 - 1) S_1 - 2a(L - L_1) = \frac{G'}{G} (b^2 - 1) - 2 \frac{G'}{G} a' L'$$

Estas cuatro ecuaciones con cuatro incógnitas nos dan las propiedades de las ondas.

La ecuación de la potencia es

$$adL^2 = adL_1^2 + bds_1^2 + a'd'L^2 + b'd'S^2$$

donde:

L = amplitud de la onda L incidente

L₁ = amplitud de la onda reflejada L

S₁ = amplitud de la onda reflejada S

S' = amplitud de la onda transmitida L

L' = amplitud de la onda transmitida S

G y G' = coeficientes de rigidez

a = cos θ_L

b = ctg θ_S

a' = ctg θ'_L

b' = ctg θ'_S

d = densidad

En otras palabras, la potencia incidente es igual a la suma de las potencias resultantes. En tales casos, habrá dos ángulos críticos.

A partir de estas ecuaciones se puede calcular la potencia en un cierto ángulo para cualquier tipo de onda.

De líquidos a sólidos.

El segundo más importante caso es el de la transmisión de ondas desde un líquido a un sólido. Solamente existen en el líquido las ondas L y ambas, L y S en el sólido. La ley del seno, tal como esta enunciada, sigue naturalmente, siendo todavía válida. Las ecuaciones de Knott para esta situación son:

$$S' = \frac{2a}{b^2 - 1} L'$$

$$L - L_1 = \frac{a' b^2 + 1}{a \cdot b^2 - 1} L'$$

$$L_1 + L_2 = \frac{d'}{d} \left(\frac{4a'b'}{b^2 - 1} + \frac{b^2 + 1}{b^2 - 1} \right)$$

La potencia es:

$$adL^2 = a'd'L_1^2 + (a'd' - L')^2 + b'd'S^2$$

en otras palabras, la potencia incidente deberá ser igual a la suma de las potencias de las ondas resultantes.

Sólidos a líquidos.

En este caso las ecuaciones son como siguen:

$$S+S_1 = \frac{2a}{b^2+1} L'$$

$$S-S_1 = \left(\frac{1-b^2}{2b} \frac{a'}{a} \frac{1-b^2}{1+b^2} + \frac{d'}{d} \frac{1-b^2}{2b} \right) L'$$

$$L_1 = \frac{1-b^2}{1+b^2} \frac{a}{a'} L'$$

La ecuación de la potencia es

$$bdS^2 = b'd'S^2 + adL_1^2 + a'd'L^2$$

En la mayoría de los casos, habrá dos ángulos críticos, como es habitual.

Sólidos a gases (superficie libre).

Las ecuaciones de Knott (para las ondas L) son:

$$L+L_1 = \frac{2b}{b^2-1} S_1$$

$$L-L_1 = \frac{b^2-1}{2a} S_1$$

La potencia es:

$$adL^2 = adL_1^2 + bds_1^2$$

(para las ondas S)

$$\frac{L_1}{S_1} = \frac{4b(b^2-1)}{2ab+(b^2-1)^2}$$

La dirección de la propagación de cualquier onda y su cantidad de energía se pueden calcular para cualquier ángulo de transmisión a partir de las fórmulas dadas. En algunos casos, las ondas pueden ser imaginarias y, por consiguiente no pueden medirse realmente de un modo experimental. Sin embargo, las medidas experimentales de otros tipos de onda existentes presentan al mismo tiempo una excelente concordancia con los resultados teóricos.

ONDAS ESTACIONARIAS.

Cuando una onda viajando en un medio encuentra una frontera reflejante, es reflejada hacia la fuente. Si la energía es continuamente transmitida y reflejada, las ondas pueden alcanzar un estado de equilibrio en el que la suma de la energía se hace estable. La cantidad de energía en distintos puntos a lo largo de la trayectoria, no obstante puede diferir y se pueden delimitar puntos de máximo y de mínimo.

En algunos casos, son de desear las ondas estacionarias (por ejemplo cuando se desea la aglomeración de partículas) sin embargo, en la detección de grietas son indeseables, porque la indicación de una onda estacionaria oculta la señal deseada. Las ondas estacionarias son el fundamento de ciertos efectos ópticos de los ultrasonidos y proporcionan medios para realizar demostraciones espectaculares de la presencia de los ultrasonidos.

I.4. ABSORCIÓN Y DIFRACCIÓN.

ABSORCIÓN.

En este tema necesitamos introducir en el análisis de onda, un término que representa la pérdida de poder que ocurre cuando una onda ultrasónica pasa a través de una capa de tejido. La densidad de potencia de la onda de propagación puede decrecer debido a varias razones.

Causas de atenuación de la onda:

- Divergencia del frente de onda.
- Reflexión elástica en interfases planas.
- Dispersión elástica de irregularidades o puntos.
- Absorción de energía de onda.

Un factor es que el frente de onda puede no ser plano pero quizás diverja, frente a una disolución de la energía de onda dentro de una área de sección transversal.

Otro factor que puede reducir la intensidad del rayo es la reflexión elástica causada por la intervención de regiones de impedancia diferente. Si las interfases son distintas, casi planas, estas se pueden caracterizar por su poder de reflexión y coeficientes de transmisión.

Incluso dentro de un supuestamente tejido homogéneo pueden existir pequeñas y localizadas variaciones de propiedades acústicas que serán puntos principales de una dispersión de la onda de incidencia y consecuentemente con esto, una reducción de su poder de penetración.

Dos ejemplos de esto son, la dispersión de los glóbulos rojos en la sangre y la dispersión sufrida en los alvéolos del tejido pulmonar (donde la dispersión es tan severa que la onda de ultrasonido a 1 Mhz. es considerada impenetrable en algunas regiones pulmonares).

La causa principal de atenuación en la mayoría de los tejidos no pulmonares y el cual será nuestro punto de atención aquí, es la absorción de la energía de onda la cual transfiere una porción de la energía acústica organizada, en consecuente calor. La causa exacta de la absorción por las moléculas del medio biológico sigue siendo desconocido y de hecho es probablemente debido a una compleja variedad de interacciones. Pero como un modelo simplificado de absorción en tejidos y el cual sin embargo nos arroja un poco de luz en la naturaleza matemática de la pérdida de energía, introduciremos ahora el concepto de viscosidad en fluidos y mostraremos como esta propiedad es la principal causa de pérdidas. Para ciertos análisis se asume que las oscilaciones soportadas por los fluidos sean completamente libres de viscosidad.

La ecuación:

Ec. I.4.1.

$$-\frac{\partial p}{\partial z} = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t}$$

Nos muestra que la presión de onda podría ser considerada como la fuente de una fuerza que causa una variación en la escala de tiempo de el momentum de las partículas en el medio, como consecuencia, la velocidad inherente en este momentum de la partícula causa un desplazamiento de las partículas del equilibrio, resultando con esto una fuerza restauradora debido a la compresibilidad finita del material elástico.

De esta manera, la presión y la velocidad de la partícula se acoplan mutuamente, encabezando así la ecuación de onda.

La energía fue transferida en las ondas como una combinación oscilatoria de energía cinética debido a la velocidad de la partícula y la energía potencial debido a la fuerza elástica en la onda de presión. No se perdió energía porque la fuerza fue completamente elástica.

Podría toda ser recuperada y causar un cambio en el momentum.

Algo de la fuerza de la onda de presión debe vencer la

viscosidad de arrastre de las partículas en el medio mientras estas se resbalan una sobre otra. Esta resistencia es debida a la viscosidad poseída por el fluido, y podrá ser modelada como una reducción en el efecto de presión mediante la introducción de una viscosidad relativa extra como termino p' en la ecuación (4.1) substrayendo de p :

Ec. II.4.2.

$$-\frac{\partial}{\partial z} (p - p') = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t}$$

$$p' = \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) \frac{\partial u}{\partial z}$$

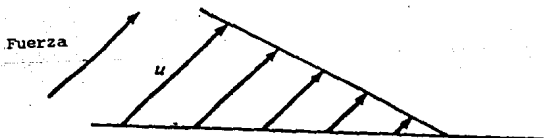


Figura I.4.1. Debido a la viscosidad, un gradiente en la velocidad de la partícula $\partial u / \partial z$, debe ser acompañado por la fuerza.

En la ecuación anterior η es el coeficiente dinámico de viscosidad cortante y η' es el coeficiente dinámico de viscosidad de masa (compresión) y substituyendo por p'

Ec.I.4.3.

$$-\frac{\partial}{\partial z} \left[p' \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) \frac{\partial u}{\partial z} \right] = p_0 \frac{\partial u}{\partial z}$$

De aquí podemos apreciar como el término p' es proporcional a los coeficientes de viscosidad y a el gradiente de velocidad $\partial u / \partial z$.

Considerando un fluido en el cual la velocidad varía como una función de la posición de tal manera que las capas vecinas deben resbalar una tras otra como se muestra en la figura I.4.1.

Debido a la interacción molecular entre capas, una fuerza es necesaria para vencer la resistencia del fluido a este movimiento. La magnitud de esta fuerza por unidad de área de interacción será proporcional a la naturaleza del fluido expresada por el valor de su parámetro de viscosidad y a el grado de deslizamiento expresado por el gradiente de velocidad entonces:

Ec I.4.4.

$$\left(\frac{\text{Fuerza}}{\text{Area}} \right) \propto \left(\eta \frac{\partial u}{\partial z} \right)$$

Un fluido con una gran viscosidad relativa resistirá un gradiente de velocidad dado con más fuerza que otro con menos viscosidad, similarmente, para un fluido dado mientras más grande sea el gradiente de velocidad, se requerirá una fuerza mayor. El término extra de presión en la ec. 4.3 no es grande en magnitud mientras que η y η' son números pequeños para la mayoría de los medios acústicos pero su presencia influye en un efecto no visto antes:

Atenuación de las ondas por pérdida de presión.

La atenuación puede ser derivada usando la ecuación de onda

Ec.I.4.5.

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{1}{K} \frac{\partial u}{\partial z} = 0$$

Resolviendo para $\partial u / \partial z$ de la ecuación I.4.5 para reemplazar en el nuevo término a la ecuación I.4.3 tendremos:

Ec.I.4.6.

$$-\frac{\partial}{\partial z} \left[\rho + \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) K \frac{\partial p}{\partial t} \right] = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t}$$

Combinando la derivada parcial de la ecuación I.4.6 con respecto a z con la derivada parcial de la ecuación I.4.5 con

respecto a t nos permite eliminar los términos que involucran la variable u , resultando una ecuación modificada de onda:

Ec.I.4.7.

$$-\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} + \left(\frac{4\eta}{3} + \eta\right)K \frac{\partial^2 p}{\partial z^2 \partial t} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

Una comparación de esta ecuación con la ecuación:

Ec.I.4.7'.

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

la cual es la ecuación unidimensional de onda para una presión p . Nos revela que un término extra (con tres niveles de diferenciación en lugar de dos) se ha incorporado a la ecuación de onda. La consecuencia de esta adición es que todas las soluciones tendrán ahora una disminución exponencial como función de la distancia. Por ejemplo la solución típica de la onda de presión es ahora:

Ec.I.4.8.

$$p = p_0 e^{-\alpha z} \cos(\omega t - kz)$$

Una verificación de que esta es la forma correcta, la podemos obtener sustituyendo la ecuación I.4.8 en la ecuación I.4.7, (apéndice I.4.A). Este procedimiento nos muestra una expresión para

la constante de atenuación α :

Ec.I.4.9.

$$\alpha = \frac{[(4\frac{\eta}{3}) + \eta'] \omega^2}{2\rho_0 c^3}$$

La cual es valida para pequeñas atenuaciones, donde:

$$\alpha^2 \leq k^2$$

Como en el caso de tejidos normales, (apéndice I.4.B).

Notemos que como es de esperar por su origen viscoso, el término de atenuación es proporcional a los coeficientes de viscosidad η y η' del fluido.

Notemos también que el factor pérdida (a pequeñas frecuencias al menos) es proporcional al cuadrado de la frecuencia, ω^2 .

Además de la atenuación, hay otros efectos sobre las características de propagación de las ondas debido al termino adicional de viscosidad.

Del apéndice I.4.A podemos ver que la fase de velocidad $c=\omega/k$, se incrementa de una manera ligera, no sustancial a causa de la viscosidad, para los casos prácticos en tejidos donde, el cambio es despreciablemente pequeño y

Ec.I.4.10

$$c \approx \frac{1}{\sqrt{\rho_0 K}}$$

También, la fuerza necesaria para vencer los efectos de la viscosidad esta fuera de fase de las fuerzas inerciales en el sistema, como evidencia de la derivada parcial extra en el nuevo termino de la ecuación I.4.3, la velocidad de la partícula y las ondas de presión, esta ahora no exactamente en fase, entonces, el valor de impedancia debe cambiar ligeramente de un número real a un número complejo cuando la atenuación esta presente. Para el caso de pequeñas atenuaciones, este cambio puede ser despreciado de tal manera que:

Ec.I.4.11

$$Z \approx \sqrt{\frac{\rho_0}{K}}$$

En la mayoría de los cálculos prácticos numéricos necesarios para analizar un bioinstrumento ultrasónico, las aproximaciones de

las ecuaciones I.4.10 y I.4.11 son validas dentro del rango de precisión requerido y estas ciertamente simplifican los cálculos de tiempo de propagación, reflexión, coeficiente y ángulos de transmisión. Desde luego, la atenuación dada por la ecuación I.4.8 debe ser siempre considerada cuando figure la cantidad de pérdida de poder en una onda después de que ha sido propagada a través de una capa del tejido.

Debemos mencionar aquí también que hay dos causas de absorción normalmente discutidas cuando se aborda el tema de ultrasonido en fluidos, una es la pérdida de poder debido a la conducción de calor a distancia, de regiones de alta temperatura en la onda con respecto a regiones de menor temperatura. Así como la onda de compresiones se propaga a través del medio, las fluctuaciones de densidad de la onda son acompañadas por sus correspondientes variaciones de temperatura dentro de cada ciclo, el calor se difunde de esa porción de la onda con mayor densidad con respecto a la región de menor densidad, esto tiende a disipar la organización de la onda, ocasionando una pérdida de poder proporcional a la conductividad térmica del fluido.

El otro factor de pérdida es la transferencia de energía de la onda en excitación a nivel de viscosidad molecular en el fluido, este efecto es más pronunciado en ciertas frecuencias más que en otras, en cualquier caso, ambas de estas causas de absorción pueden ser consideradas como pequeñas adiciones al modelo de pérdida por

viscosidad que hemos manejado aquí, para frecuencias ultrasónicas
médicas en tejidos.

**Valores Típicos del factor de atenuación:
en diferentes tejidos humanos.**

Tejido	Atenuación f=1 Mhz
--------	-----------------------

Sangre	0.0340
Hueso	1.5000
Cerebro	0.0600
Seno	0.2200
Grasa	0.0700
Corazon	0.1850
Riñon	0.0900
Higado	0.1490
Pulmon	4.3000
Musculo	0.1500

2 Mhz.

Datos de tejidos tomados de Goss R.L. Jhonnson & Donn
"Comprehensive compilations of empirical ultrasonic
properties of mamalian tissues".

EFFECTOS DE ATENUACIÓN.

Una ilustración gráfica de como el factor de pérdida introducido en la ecuación de onda I.4.8 afecta su magnitud, lo tenemos en la figura I.4.13, el termino. Representa un decremento exponencial en la envolvente de la amplitud de la onda de presión como función de la distancia. La densidad de potencia en la onda decrecerá incluso, más rápidamente desde que:

$$I = \frac{P^2}{Z}$$

de manera que:

Ec. I.4.14

$$I = \frac{P^2}{Z} e^{-2\alpha z} \cos^2(\omega t - kz)$$

$$= I_0 e^{-2\alpha z} \cos^2(\omega t - kz)$$

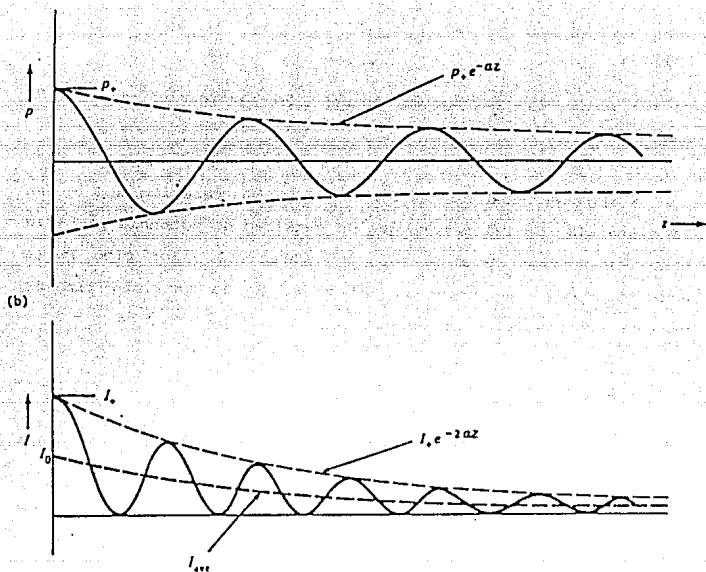


Figura I.4.13. (a) Decrecimiento exponencial en la amplitud de la onda de presión debido a la atenuación α ; la envolvente decrece de acuerdo a: $p_0 e^{-\alpha z}$

(b) La densidad de potencia decrece al doble de este valor, $I_0 e^{-2\alpha z}$

ya que:

$$I = \frac{P^2}{Z}$$

Para el propósito de la ilustración, el valor de la atenuación ha sido grandemente exagerado aquí, en la mayoría de los

tejidos,

$\alpha \leq k$

de tal manera que hay un muy pequeño decremento por longitud de onda.

Y el poder decae exponencialmente con una relación de 2α con la distancia, de tal manera que la densidad de potencia promedio como una función de z es solo una mitad del valor pico de la ecuación I.4.13 el promedio del poder de la densidad también decaerá exponencialmente a una velocidad con un valor de 2α

Ec.I.4.15

$$I_{ave} = \frac{I_0}{2} e^{-2\alpha z} = I_0 e^{-2\alpha z}$$

El decremento en la amplitud mostrado en la figura I.4.13 ha sido exagerado para propósitos ilustrativos. En realidad para la mayoría de los tejidos, el factor de atenuación es pequeño .

De cualquier manera puede existir una apreciable pérdida sobre las distancias de propagación encontradas en el cuerpo, esto es debido a que la longitud de onda es tan pequeña en tejidos a frecuencias ultrasónicas (del orden de 0.5 mm) que aquí hay cientos de longitudes de onda involucradas en una distancia de 10 cm.

Como un ejemplo numérico de atenuación por viscosidad, consideremos agua a 35 °C, siendo, $\rho_0 = 1\text{g/cm}^3$ y $c = 1.5 \times 10^5 \text{ cm/s}$

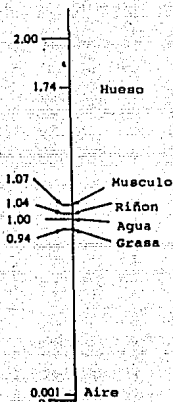
y de datos experimentales $\eta = 0.7 \times 10^{-3} \text{ N s/m}^2$ y $\eta' = 2.0 \times 10^{-3} \text{ N s/m}^2$
y de la ecuación I.4.9 a una frecuencia de $f = 1 \text{ Mhz}$, tenemos:

Ec.I.4.16

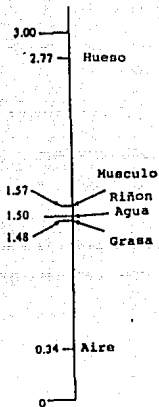
$$\alpha_{\text{agua}} = 1.7 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$$

Esto representa un bajo coeficiente de atenuación y la onda ultrasónica se propagara por varios metros en el agua (esto sin considerar la dispersión por burbujas de agua) sin perder más que un pequeño porcentaje de su poder. Desafortunadamente y como podemos apreciar en la tabla I.4.17, para tejidos biológicos, los valores de atenuación son mucho más altos.

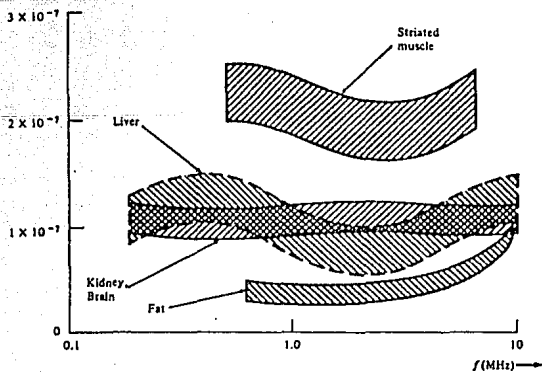
ρ_0
(cm^3)



c
($\times 10^3 \text{ cm/s}$)



$\frac{\alpha}{f}$ ($\text{cm}^{-1} \text{ s}$)



DIFRACCIÓN.

La difracción de las ondas sonoras se define como la propiedad que tienen estas de rodear los obstáculos en su trayectoria. La mejor explicación de este fenómeno es el principio de Huygens, que establece que cualquier punto en el frente de onda puede ser considerado como un nuevo generador sonoro que irradia esféricamente. Según el principio sólo los frentes de onda pueden ser considerados nuevos generadores y no otras regiones. Estos generadores no irradian hacia atrás de la dirección de propagación, y el principio solo se aplica si la longitud de onda es pequeña comparada con los obstáculos en cuestión.

Es una redistribución en el espacio de la intensidad de las ondas que resulta de la presencia de elementos no homogéneos, causando variaciones de amplitud y/o fase de las ondas. De ahí que el campo ultrasónico que aparece dentro y cerca de la sombra geométrica es un obstáculo, típicamente tiene una distribución espacial muy compleja.

Si un rayo ultrasónico atraviesa un obstáculo dentro de una distancia de 1 a 2 longitudes de onda, su dirección y propagación es deflectada por difracción, mientras más se acerque el rayo al objeto difractado, mayor será la deflexión.

I.5 PRECAUCIONES, NORMAS Y ESTANDARES UTILIZADOS EN ULTRASONIDO.

Dado que el ultrasonido es una forma de energía mecánica que puede interactuar con los tejidos vivos, es incorrecto asumir que no existan efectos biológicos nocivos en las células vivas.

Es importante considerar la intensidad de la onda en términos de promedio o picos y el tiempo de la duración de la exposición. En la actualidad, la cuantificación de la intensidad de emisión del ultrasonido es imprecisa.

Los cálculos de la intensidad son expresados en unidades de Watts por centímetro cuadrado (W/cm^2), estas unidades se refieren a la cantidad de energía por unidad de tiempo (Watts) cruzando una área de 1 cm^2 en cualquier parte dentro del campo ultrasónico.

DIAGNÓSTICO.

Las aplicaciones clínicas para el diagnóstico mediante el ultrasonido son múltiples, ya que la mayoría de los órganos del cuerpo humano son abordables por el ultrasonido y por lo tanto, susceptibles de objetivar sus posibles alteraciones morfológicas. Naturalmente la ecografía o sonografía y la tomografía, son pruebas de diagnóstico más que pueden complementarse con otras para alcanzar un buen diagnóstico dentro de la patología.

La ecografía mediante ultrasonidos se basa en la transmisión de un pulso acústico al interior del cuerpo explorado y a continuación, recibir la energía reflejada al propagarse en éste. Estos ecos son cuantificados y presentados en una pantalla, haciendo corresponder normalmente a mayor eco mayor nivel de luminosidad.

Si variamos la dirección del emisor en un plano obtenemos un corte del órgano explorado.

La exploración con ultrasonidos permite distinguir entre lesiones quísticas y sólidas, así como ver la morfología del órgano explorado; esto lo hace muy útil en diversos campos como la cardiología (corazón), angiología (circulación vascular), medicina interna (abdomen, tiroides, riñón, hígado, etc.) y obstetricia (feto).

La mayoría de los aparatos de diagnóstico de imágenes son por medio de pulsos y las frecuencias utilizadas habitualmente van de 1 a 10 Mhz con intensidad del ultrasonido de 0.002 A 0.05 W/cm².

La tomografía axial computadorizada con ultrasonido (CAT) tiene dificultades de realización debido a que los haces sonoros no viajan en líneas necesariamente rectas en los tejidos y hay serios problemas de refracción en las interfases de tejidos blandos y oseos. Se indica aplicar esta técnica de transmisión en partes

exentas de estructuras oseas como, por ejemplo, las mamas; siendo prácticamente la única aplicación para la que se han desarrollado equipos comerciales.

La primera caracterización tisular mediante ultrasonidos clínicamente aceptada fue en oftalmología, donde a partir de atenuaciones calibradas de las estructuras del globo ocular se diagnostican diversas patologías. Para órganos internos las investigaciones muestran que las dificultades son mayores: la señal ultrasónica no está sólo influenciada por el tejido insonado, además intervienen el transductor, las regiones proximales, la potencia transmitida, etc.; los trabajos más numerosos se concentran en órganos como el hígado y el riñón.

TERAPIA.

El ultrasonido como vibración mecánica puede usarse para diversos cometidos basados en sus efectos sobre el medio. Básicamente podemos producir en la zona insonada o tratada por el ultrasonido, un calentamiento (diatermia), una microvibración o bien una ruptura de células por cavitación (Ablación).

Para usos terapéuticos en la diatermia el calor es usado en tratamientos de tumores como activador de la citotoxicidad de drogas anticancerígenas y como inhibidor de su crecimiento, el rango de aplicación es de 0.5 a 2.0 W/cm².

La ablación de tumores o cirugía ultrasónica, utiliza el ultrasonido a grandes niveles de intensidad y sirve para reducir tumores cerebrales o superficiales. Una aplicación en la que son usados con éxito es el tratamiento del síndrome de Meniere. Las intensidades de energía van de 50 a 100 W/cm², ver la tabla I.5.1.

Diagnósticos	0.002-0.05 0.5-1.0	W/cm ² W/cm ²	pulsos en tiempo promedio onda continua doppler
Diatermia	1-3	W/cm ²	ondas continuas
Ablación (cirugía)	50-1,000	W/cm ²	distancia focal

Tabla I.5.1. Intensidades relativas del ultrasonido usadas en la medicina.

La litotripsia es otra aplicación terapéutica importante que utiliza el ultrasonido para la fracturación de cálculos. Aunque los primeros trabajos sobre desintegración de cálculos datan de 1956 (Lampert H.), no aparece en el mercado un equipo profesional hasta el año 1983; este aparato efectúa la ruptura de las piedras de riñón no invasivamente, reduciendo así las intervenciones quirúrgicas.

Algunos efectos biológicos adversos como la coagulación de la sangre y daños neurológicos han sido observados en algunos experimentos usando de 1,000 a 1,000,000 de veces la intensidad del ultrasonido. A pesar de estos hallazgos, no ha sido posible documentar todos los problemas que surgen en el manejo de los diferentes niveles de la intensidad.

Los diagnósticos han servido para medir anomalías en las células en estudios epidemiológicos involucrando a miles de pacientes.

El uso del ultrasonido en la medicina ha sobresalido, produciendo un reemplazo extensivo de los rayos "X", por ejemplo en exámenes de obstetricia.

Considerando los tejidos vivos sobre el daño que se les puede causar por el manejo de las ondas ultrasónicas, se presentan las siguientes preguntas:

- ¿Cuál es la relación entre la variación del nivel de potencia del ultrasonido y el daño de tejidos?
- ¿Qué efectos producen la frecuencia, longitud del pulso y el tiempo de exposición sobre el tejido?

Las respuestas a estas preguntas están siendo buscadas en numerosas investigaciones tales como:

- La exposición de células
- Estudios en animales
- Estudios epidemiológicos de largo plazo

Indudablemente pasara mucho tiempo antes de encontrar una conclusión final, pero en la actualidad, la evidencia indica que a bajos niveles de exposición y empleada para diagnosticar por medio de imagenes, el riesgo en el uso del ultrasonido es mínimo comparado con los grandes beneficios derivados de los datos obtenidos a través de las imágenes.

En este inciso daremos los posibles mecanismos por los que la exposición ultrasónica puede causar cambios en los tejidos y sugerencias para determinar el dominio seguro de la exposición ultrasónica.

Posibles mecanismos
que pueden producir
daños.

- Absorción
- Efectos mecánicos
- Efectos químicos
- Cavitación
- Microcorrientes

ABSORCIÓN.

La perdida de energía en la propagación de la onda debido a las moléculas soportadas en un medio, pueden fraccionar a estas obteniendo dos resultados:

- 1.- Un incremento reversible en la energía vibratoria y rotatoria de las moléculas captando elevaciones de temperatura del material.

2.- La modificación permanente de la estructura tal como la ruptura de ligamentos.

La primera acción, el incremento de la temperatura puede producir daños posteriores, tal como, la modificación de la proteína si el incremento es suficientemente grande, ya que el tejido tiene una alta absorción y una baja conductividad térmica.

La segunda acción cambia directamente a la molécula y esta no tiene efectos térmicos.

EFFECTOS MECÁNICOS.

La vibración y presión asociadas con la onda del ultrasonido puede tener un efecto directo en la estructura de las células de los tejidos; por ejemplo: las paredes celulares y órganos internos pueden ser interrumpidos a través del paso de la alta intensidad del ultrasonido cortando y fluyendo esta fuerza, este daño no es térmico dentro de lo natural.

EFFECTOS QUÍMICOS.

La química de las sustancias pueden ser afectada por los cambios de presión y temperatura si son expuestas al ultrasonido.

CAVITACIÓN.

En los líquidos el fenómeno de la cavitación juega un papel importante en el desligamiento de materiales suspendidos o

disueltos en líquidos. La cavitación ocurre, cuando pequeñas burbujas submicroscópicas de gas disueltas en el líquido se unen para formar burbujas mayores, que a su vez, pueden estabilizarse en el tamaño o explotar catastróficamente o contraerse. Aun cuando la burbuja sea estable, en un tamaño que es resonante con la incidencia de la onda, movimientos de gran magnitud se presentan alrededor de la burbuja, llevando a un severo daño potencial a las configuraciones moleculares y otras estructuras. La cavitación requiere un tiempo definido para producirse, así, los pulsos cortos de ultrasonido usados en imágenes de eco no son lo suficientemente grandes para producir los efectos de la cavitación.

MICROCORRIENTES.

Se refiere a un fenómeno que es producido en un medio líquido que rodea a las células y se considera como un efecto directo, ya que no existen pasos intermedios entre el agente y el efecto. Este fenómeno puede afectar al sistema de enzimas y la permeabilidad celular, debido a que los efectos biológicos parecen ser concentrados en la membrana celular y no en el contenido nuclear.

NIVELES DE MEDICIÓN EN LA EXPOSICIÓN DEL ULTRASONIDO.

El diseño del patrón de potencia del ultrasonido y la irradiación del haz, generalmente varían en función del tiempo=(T) y del espacio=(S). Cada una de estas variables que pueden tener valores picos=(P) o valores promedio=(A) apropiados sobre la variable que puede ser dada, lleva la posibilidad de 4 diferentes combinaciones para caracterizar la potencia del ultrasonido. La tabla I.5.2, demuestra estas 4 combinaciones.

	Espacio=(S)	
Tiempo=(T)	Pico=(P)	Promedio=(A)
Pico=(P)	<i>SPTP</i>	<i>SATP</i>
Promedio=(A)	<i>SPTA</i>	<i>SATA</i>

Tabla I.5.2. Las 4 posibilidades para especificar los niveles de exposición de la potencia.

Cual de las formulaciones posibles describen con mayor exactitud la exposición, esto dependerá de los efectos térmicos o no térmicos que sean considerados, desde un tiempo constante para el inicio de estas dos categorías es muy diferente.

Exposiciones térmicas.

Otra particularidad del ultrasonido es la producción de calor por conversión de energía cinética en calor. La intensidad de la energía suministrada se reduce considerablemente por absorción a medida que aumenta la profundidad del tejido. Se produce una cierta

interacción entre los efectos mecánicos y térmicos, la que puede determinarse por medio de coeficiente de absorción. El efecto de calor depende de la intensidad, careciendo de importancia en dosificaciones bajas, mientras que entre 2 y 3 W/cm² se produce un aumento de temperatura mucho más acentuado.

El cálculo de las exposiciones térmicas y de la constante de tiempo son relativamente grandes debido a la masa térmica del tejido; puede tomar alrededor de un minuto para que la temperatura dañe al tejido. Durante este tiempo la temperatura producida por cualquier pico de potencia, será esparcida hacia afuera vía termal por difusión y conducción.

Exposiciones no-térmicas.

Como opuesto a los efectos térmicos de peligro, los no-térmicos donde la constante de tiempo es muy corta o esencialmente instantánea; el daño mecánico y la deformación molecular pueden ocurrir en la escala de tiempo comparable con el período de oscilación del ultrasonido, entonces el valor de la intensidad que es importante para predecir el daño no-térmico, será el punto máximo de la densidad de la potencia. Una norma de seguridad que incluye posibles efectos térmicos y no-térmicos deberá de tomar en cuenta el punto máximo de la densidad de la potencia en el rayo y no solo el promedio. Las actuales investigaciones sobre los riesgos están dirigidas hacia una mejor definición tal como un estándar.

NORMAS INTERNACIONALES.

El estado presente del conocimiento referente a la seguridad absoluta del ultrasonido y a los niveles de intensidad encontrados en diagnósticos clínicos a través de imágenes, están siendo todavía refinados.

Ciertamente donde haya una necesidad clínica, la información que pueda ser dada por medio de un examen ultrasonico da más beneficios médicos comparado con los pequeños riesgos que estos involucran.

El comité de bioefectos del "AIUM" (American Institute of Ultrasound in Medicine) dictaminó en 1976 el siguiente informe: "En el margen de frecuencias bajas no se han demostrado (hasta la fecha) efectos biológicos en tejidos de mamíferos expuestos a intensidades (I_{apta}) por debajo de 100 mW/cm^2 . Además para tiempos de exposición ultrasonicos de 1 a 500 segundos, los efectos no han sido demostrados, incluso para mayores intensidades cuando el producto de la intensidad (I_{apta}) y el tiempo de exposición es menor de 50 J/cm^2 ", ver figura I.5.3.

El estándar de la "AIUM/NEMA" nº UL 1-1981 comenta que: "El uso de cualquier sistema activo en el cuerpo humano provoca un riesgo. Dado nuestro impreciso conocimiento de los efectos potenciales en los humanos y basado en los actuales estudios

experimentales epidemiológicos, es prematuro y potencialmente regresivo el recomendar indicaciones cuantitativas".

En 1984 el Instituto Nacional de la Salud de los Estados Unidos, recomendó limitar el número de prospecciones en embarazadas, debido a que no está probada su absoluta inocuidad para el feto.

Aun en la práctica clínica habitual no se ha determinado la total inocuidad, ni tampoco la peligrosidad de la técnica. Cabe esperar que en un futuro se contara con estadísticas confiables sobre el tema.

Es de sumo interés que la frecuencia aplicada cuando se utiliza el ultrasonido para el tratamiento de la piel o de afecciones situadas en la superficie del cuerpo. De numerosas experiencias científicas y prácticas se ha podido concluir que la frecuencia de 800 KHz, se toma como un estándar y ofrece las mayores ventajas de seguridad (Pohlmann, Parow, Schlungbaum, Horvath y Hüter)

Debe hacerse notar que los comunicados sobre las precauciones no se basan en ninguna evidencia comprensiva de daño a humanos a los niveles de potencia en cuestión; esto meramente representa una mejor postura sana hasta que se conozca más.

A otros niveles de potencia o condiciones de pulsos, por ejemplo: en nuevos dispositivos de investigación sería útil tener guías, por si la exposición pueda presentar algún peligro para el paciente. Desgraciadamente debido a una presente falta de estudios como una medida de seguridad universalmente aceptada no existe. De cualquier manera, una formula sugerida hace algunos años por "W. D. ULRICH" se ha encontrado como una útil guía para diversos investigadores. La guía esta basada en datos de efectos dañinos y no dañinos usando pulsos y ondas continuas del ultrasonido, la línea que marca la zona de mínimo riesgo o de más dañina exposición es mostrada en la figura I.5.3

La región segura esta debajo de la línea. Los puntos de la abscisa es el tiempo promedio de la intensidad, con respecto si el haz es pulsado. Los puntos de la ordenada es el tiempo total de exposición del haz a esa intensidad, incluyendo el tiempo entre pulsaciones. Aunque no se especifica claramente es razonable el interpretar la intensidad como un promedio local de espacio de la densidad de la potencia.

En la figura I.5.3, propone aplicarse a todas las regiones del cuerpo excepto los ojos y para frecuencias de 0.5 A 15 Mhz. Sin embargo muchos estudios deben hacerse para reforzar la seguridad del ultrasonido con atención especial para los efectos sutiles o de largo tiempo.

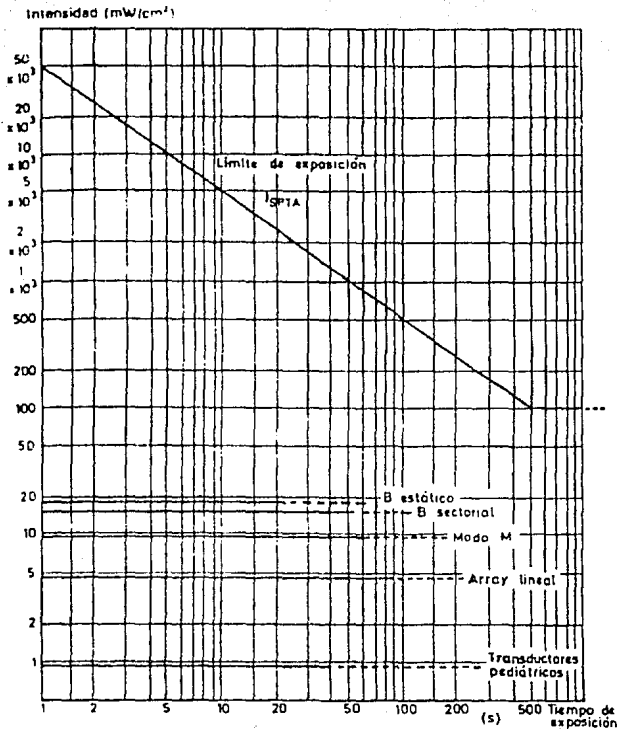


Figura I.5.3. Recomendación de "AIUM" para los niveles de exposición de ultrasonido.

FORMAS Y TÉCNICAS DE APLICACIÓN.

Para conseguir que la intensidad ultrasónica ajustada actúe con plena eficacia en el foco patógeno y sus alrededores, debe recurrirse al empleo de un medio de contacto o de interfase, con el mismo se evitan inclusiones de aire entre el transductor ultrasónico y la superficie corporal, las que actuarían como capas reflectoras, dificultando la transmisión del ultrasonido al paciente, ver figura I.5.4.

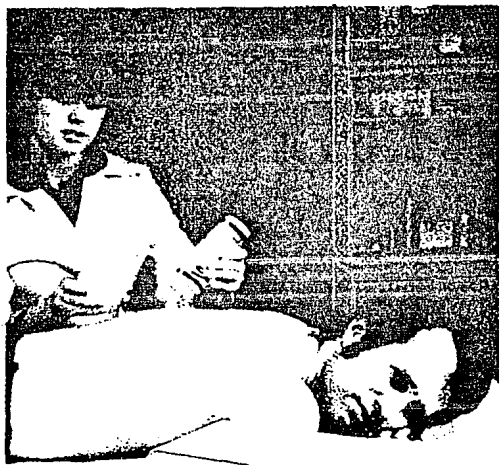


Figura I.5.4. Aplicación del medio de contacto "Acuasonic".

En una aplicación directa del transductor, se pueden tratar aquellas regiones que presentan una superficie suficientemente plana, ílesa e insensible a la presión. Y como medio de contacto se recomienda el "Acuasonic" que es una vaselina líquida o un aceite de untuosidad adecuada para la piel que se aplica abundantemente y de modo uniforme sobre el plano de contacto del transductor y la zona del cuerpo a tratar. A continuación se aplica el transductor y se desliza sobre la parte afectada, efectuando movimientos lineales si la región es alargada y circulares si la zona es redonda. Debe cuidarse de que la superficie entera del transductor permanezca asentada mientras se realiza la aplicación en forma de masaje, de esta manera, se consigue una distribución uniforme de la energía sónica en el tejido, ver figura I.5.5.



Figura I.5.5. Tratamiento de un síndrome hombro-brazo.

En muchos casos se indica la aplicación bajo el agua, ante todo si deben tratarse partes corporales de superficie irregular (articulaciones), sensibles (piodermias) o lesionadas (úlceras).

En el baño de inmersión pueden realizarse aplicaciones con el transductor en posición oblicua, en regiones debajo de las cuales se encuentran órganos sensibles que no deben recibir el haz del ultrasonido. Para esta forma de terapia se recurre a recipientes grandes de forma adecuada que se llenan con agua tibia.

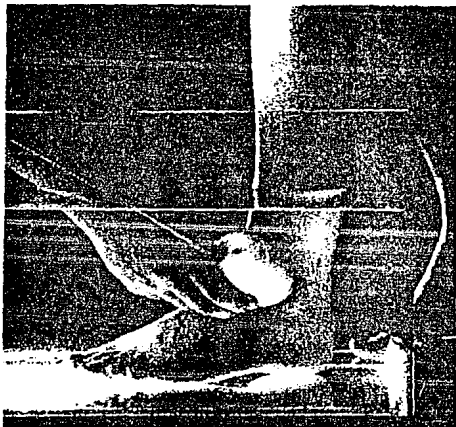


Figura I.5.6. Aplicación del ultrasonido en baño de agua.

La superficie que se desea tratar se lava con jabón o se frota con alcohol antes de sumergirla en el agua. Las pequeñas burbujas de aire se adheridas a la piel se eliminan con un pincel suave exento de grasa. El transductor ultrasónico se desplaza igual que en las aplicaciones directas pero a una distancia de 1 a 2 cm, sobre el área del cuerpo a tratar, ver figura I.5.6.

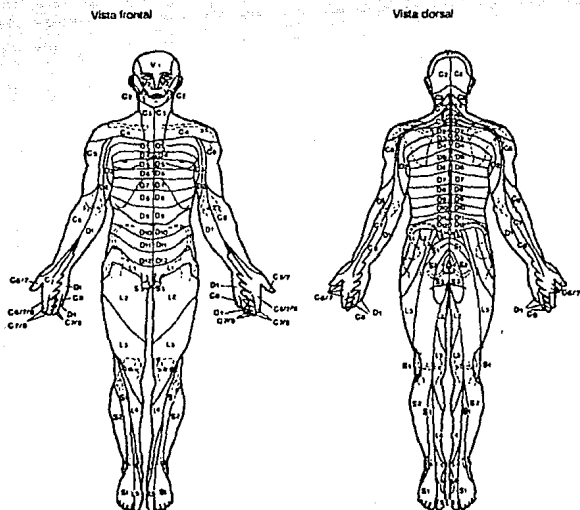


Figura I.5.7. Inervación segmentaria.

En una aplicación indirecta del ultrasonido se debe elegir cuidadosamente los segmentos paravertebrales que corresponden a las respectivas regiones de tratamiento.

La aplicación segmentario-paravertebral del ultrasonido aprovecha la unidad funcional que existe en el interior de un segmento y concentra el punto de ataque terapéutico sobre el área radical del segmento.

Para la realización correcta de esta técnica es condición que se conozcan con exactitud las relaciones existentes entre dichos segmentos y los órganos y músculos del cuerpo, ver figura I.5.7.

DOBIFICACIÓN.

En una serie de indicaciones importantes y seguras, han formado la tabla I.5.8 donde se muestra las intensidades y duraciones del tratamiento; datos basados en numerosas experiencias y prácticas científicas que se han integrado como un estándar y están descritas en la literatura médica en la aplicación del ultrasonido.

Para el comienzo de un tratamiento se aconseja una dosificación cuidadosa, especialmente cuando se trata de conservar órganos sensibles situados en la proximidad de la región a tratar. El límite superior de la intensidad admisible se establece

generalmente al manifestarse el dolor perióstico, siempre que el paciente no demuestre un trastorno de sensibilidad. Un tratamiento se considera terapéuticamente adecuado, cuando se emplea una intensidad que el paciente siente como sensación agradable de calor. Una dosificación insuficiente encierra el peligro de un fracaso del tratamiento.

Para el tratamiento de un campo de tamaño medio, es común una duración de 5 minutos. Para los tratamientos de afecciones asociadas con alteraciones de la estructura de los tejidos orgánicos, por ejemplo esclerodermia o artrosis, se aconsejan tiempos de tratamiento de aproximadamente 10 minutos para cada campo. Las zonas de tratamiento extendidas, por ejemplo el nervio ciático, se subdividen en varios campos, cada uno se tratará sucesivamente durante 5 o 10 minutos.

El número de aplicaciones necesarias, que se efectúan a diario o cada segundo día de acuerdo con las circunstancias de cada caso, se ajusta al resultado de tratamiento conseguido; después de la declinación de los síntomas se harán seguir otras dos sesiones, por lo general al alcanzar un total de 10 hasta 15 sesiones. Cuando la mejoría sea lenta se proseguirá la terapia hasta obtener un resultado satisfactorio. Caso de que el empeoramiento sea persistente, será aconsejable reconsiderar el diagnóstico.

II.1 CLASIFICACIÓN DE LOS TRANSDUCTORES, VENTAJAS Y DESVENTAJAS.

Los recientes avances en la instrumentación sonográfica viene de ser el resultado de la más alta integración en electrónica digital de alta velocidad.

Con los sistemas multiprocesos, ahora son posibles los enfoques dinámicos y la "navegación" dentro de un área de interés, permitiendo así mismo gran flexibilidad y control sobre la formación de una imagen y el control sobre su formación y tenemos como ejemplo el caso de la tecnología doppler que tiene sistemas de manejo de imágenes en color de tiempo real gracias a microprocesadores de propósito específico, esto genera también una extensa gama de variantes entre marcas y no existe una línea que haga a un equipo definitivo en su selección sobre otros, lo que hace del ultrasonido un área que todavía esta en desarrollo. De aquí que solo hablaremos de equipos en forma general y sobre todo de aquellos que se emplean en diagnóstico de abdomen, obstetricia y ginecología.

Para comenzar sobre los tipos de transductores, antes daremos una breve introducción sobre el diseño de transductores empleados en ultrasonido y principio de funcionamiento de un cristal piezoeléctrico.

Como ya se comento en el capitulo anterior, es necesaria para

la obtención de información en imágenes ultrasónicas a través de una "fuente" y un "radar" de ondas acústicas; ambos efectos se pueden lograr con el uso del mismo elemento que es el cristal piezoeléctrico, (piezo = presión).

Un material sintético piezoeléctrico llamado cerámica piezoeléctrica a reemplazado a los cristales piezoeléctricos que se utilizaban primeramente. De hecho la aleación de zirconato de titanio es la que se usa más y tiene mejores resultados, algunas investigaciones reportan que algunos polímeros podrán reemplazar a los materiales cerámicos en la construcción de transductores.

El campo eléctrico creado por el pico de voltaje, realinea a los elementos cristalinos (en dipolos) dentro de la cerámica con el cambio repentino del grosor del cristal. Este cambio brusco en el grosor genera una serie de vibraciones que comienza a producir ondas sonoras, dos caras opuestas del transductor están cubiertas con laminas de metal conductor para producir un campo eléctrico " E_z " a través del ancho " l " del transductor; que dando su magnitud descrita por:

$$E_z = V / l$$

la presión sobre las caras superficiales deberán ser principalmente

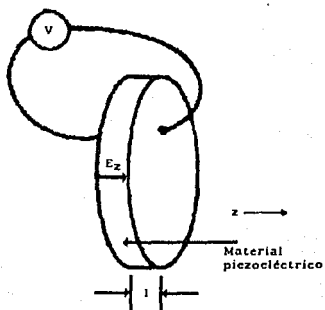


Figura II.1.1. Ejemplo de un material piezoeléctrico.

longitudinales y la acción del pistón será en el sentido de la compresión de onda deseada, ver la figura II.1.1.

El cristal piezoeléctrico está ubicado en el frente de un transductor en una caja plástica que protege al transductor de golpes y además lo aísla de perturbaciones eléctricas o mecánicas. Los electrodos están dispuestos a lo largo de la pared del cristal y el electrodo exterior se encuentra aterrizado para proteger al paciente de una descarga eléctrica. Un bloque posterior en el transductor, atenúa vibraciones entre los picos de voltaje, tal que el transductor pueda ser empleado para producir múltiples pulsos cortos (en tiempo) de sonido, ver la figura II.1.2.

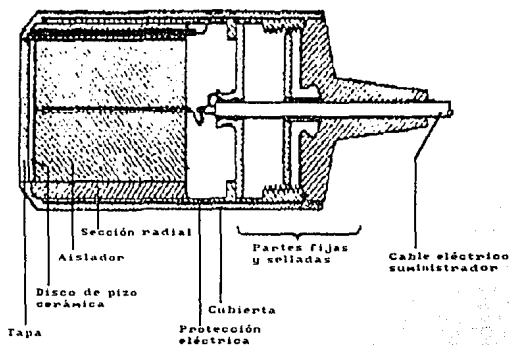


Figura II.1.2 Típico diseño de un transductor ultrasónico.

Cada transductor vibra a su frecuencia natural, llamada frecuencia de resonancia, cuando alimentamos con un pico corto en voltaje. En caso de que una situación clínica exija el uso de otra frecuencia de manejo (resolución), será necesario el uso de otro transductor diseñado a la frecuencia del estudio.

Los cristales piezoeléctricos pueden dañarse por calor, sobre su temperatura crítica llamada temperatura de Curie, un cristal pierde sus características piezoeléctricas y pasa a ser un pedazo

de cerámica sin valor. El factor de "Q" es un factor de pureza del tono (lo cercano del rango para que vibre a la frecuencia propia) y existe otra medición importante para los cristales que es el tiempo de apagado desde que comenzó a vibrar y que es conocido como el tiempo en apagado del "ring".

A continuación damos la tabla II.1.1 con las características generales que rigen a la selección del material piezoeléctrico en aquellos materiales que son más comunes:

Material	Densidad ρ_0 (kg/m ³)	Elástico rígido c_{11} (N/m ²)	Velocidad de fase c_t (m/s)	Impedancia acústica Z_c (kg/m ² s)	Constante dieléct. ϵ_r	Coefficiente piezoeléct. e_{11} (N/V m)
Quartzo...	2.7x10 ³	89x10 ⁹	5.8x10 ³	15x10 ⁶	4.5	0.17
Barium de Titanio...	5.7x10 ³	110x10 ⁹	5.3x10 ³	30x10 ⁶	1700	8.6
Zirconium de Titanio {PZT}....	7.5x10 ³	83x10 ⁹	4.0x10 ³	30x10 ⁶	1200	9.2
Poli {Vinilo de flúor} {PVDF}....	1.8x10 ³	3x10 ⁹	1.4x10 ³	2.5x10 ⁶	12	0.069

Tabla II.1.1. Valores para algunos materiales piezoeléctricos.

De la tabla anterior el único que se encuentra de manera natural es el cristal de cuarzo aunque puede ser hecho por el hombre: (SiO₂); el titanato de bario y el "PZT" son cerámicas hechas por el hombre y transformadas a piezoeléctricos por un calentamiento bajo la temperatura de Curie y posteriormente enfriado en presencia de un campo eléctrico intenso para producir

un efecto ferroeléctrico permanente; pudiendo ser posibles de modelar en forma y tamaño todos aquellos que son hechos por el hombre.

Al realizar un "scan" (estudio regular de una zona de interés de acuerdo a un formato preestablecido y en un tiempo de secuencia predefinido), se obtendrá un eco de las estructuras de tejido encontradas por el pulso de sonido y también las distancias de los puntos de referencia geométrica (tiempo de tránsito del sonido) y la dirección (posición instantánea del transductor) estos se convierten en cada lectura de reflexión en el dato en "bruto" de la futura imagen.

Los transductores se encuentran caracterizados por sus frecuencias, tamaño y grado de enfoque. Típicamente el rango de frecuencias para la imagen de ultrasonido esta entre 2.5 a 10.0 Mhz., el grado de enfoque quedara entonces de la siguiente manera:

Enfoque <-	- Corto: 1 a 4 cm.
	- Medio: 4 a 8 cm.
	- Largo: 7 a 20 cm.

El enfoque se ajusta internamente por la forma del cristal y externamente por medio de lentes acústicos, electrónicamente por la

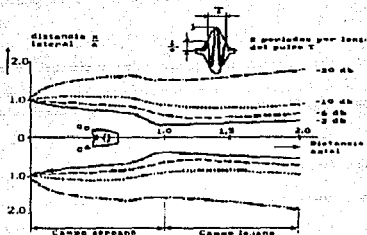


Figura II.1.3. Presión de amplitud del contorno de las líneas para un plano al derredor del transductor. selección de pulsos (en tiempo) de elementos individuales dentro de un "arreglo", la zona dentro de la cual el transductor es capaz de hacer un enfoque se denomina "zona de Fresnel", ver figura II.1.3.

Ahora se deberá considerar para la selección de un transductor óptimo como requerimientos:

a) Incrementando la frecuencia del transductor generalmente se traduce en un aumento de la resolución axial, pero a expensas de una reducida penetración dentro de los tejidos. La frecuencia más alta en concordancia con una adecuada penetración, es siempre lo más recomendado.

b) Para una frecuencia seleccionada del transductor, si reducimos su apertura, mejorara su resolución lateral en el campo cercano. Sin embargo la longitud de la zona se reducirá, puesto que

la zona se degradará por la divergencia del haz, de aquí que reduciendo la apertura, se reducirá también la sensibilidad, cabe mencionar que en la actualidad existen aquellos que pueden variar dicha apertura de manera dinámica de acuerdo al foco del transductor seleccionado.

c) Los transductores de foco ajustable, logran una resolución lateral y sensibilidad en la profundidad de la zona focal la cual esta limitada por la zona de Fresnel; la selección de la zona focal, dependerá de la profundidad de la estructura por resolver.

En su fase inicial los diagnósticos de ultrasonido eran dominados por métodos de estudio mecánicos. Aparte del "scanner" operado manualmente de tipo "compound" figura II.1.4, los "scanners" de tiempo real con exploración paralela figura II.1.5 y con exploradores de sector son los que se usan actualmente, ver figura II.1.6.

La característica común de estos "scanners" es el uso de un transductor individual. Con este transductor usualmente un "scan" del plano de estudio es extraído automáticamente con la subsecuente repetición del ciclo.

Desde la introducción de la tecnología en "arreglo" en '74 estos modelos mecánicos han ido cayendo cada vez más en desuso, la

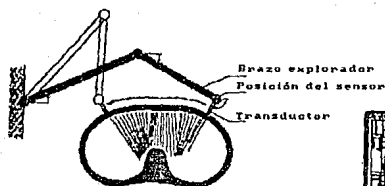


Figura II.1.4

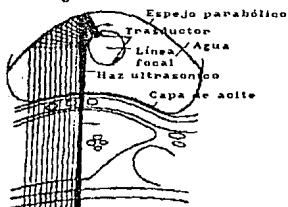


Figura II.1.5

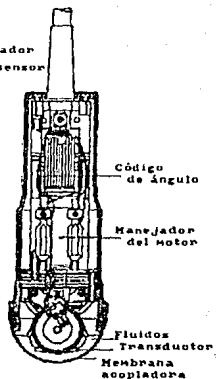


Figura II.1.6

razón principal es la operación libre de mantenimiento resultando un incremento en la eficiencia, la flexibilidad (desplegado simultaneo de diferentes modos de operación "B" y "M") aparte de la facilidad del uso en el modo del sistema en "arreglo".

El "arreglo" es el nombre dado para un arreglo en columnas de transductores individuales (lineales o curvos), siendo que los transductores son tan pequeños que ellos no exhiben marcadas características direccionales.

La característica de dirección deseada es solo producida por la estimulación simultanea de un grupo de elementos individuales. Aquí una operación de "scan" puede ser extraída con solo la ayuda de la electrónica, de ambas maneras en coordenadas polares (arreglo en fase o arreglo curvo). Los arreglos de sistemas constan de posibilidades adicionales para mejorar la calidad de imagen tanto como el foco dinámico y la apertura dinámica.

A continuación dos formatos básicos se explicaran con mayor detalle:

1.- El "scanning" en coordenadas rectilíneas donde prácticamente solo el arreglo lineal es usado como "transductor".

2.- El "scanning" en coordenadas polares (sectores); aquí los sistemas mecánicos (también conocido como monoelemento por contar con un solo piezoeléctrico) y los sistemas de "arreglo" están en uso (el arreglo en fase y el arreglo curvo), ver figura II.1.7.

Aparte de estas formas básicas de formatos de "scaneo", se encuentran las formas híbridas de las cuales el formato trapezoidal y el segmento de anillo (arreglo curvo), son los más comunes, ver figuras II.1.8 y II.1.9.

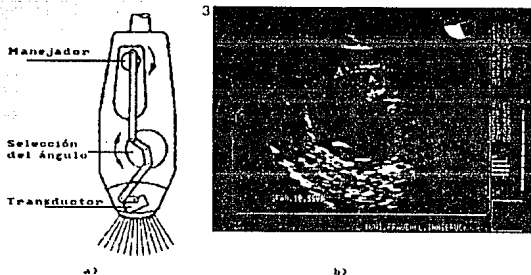


Figura 11.1.7 Máquina con "scanner" sectorial basado en el principio de wobbler.

3.- En el caso último de nuestra clasificación, se encuentra el sistema Doppler o bielemento llamado así por requerir de dos cerámicas piezoeléctricas, una emisora y la otra receptora. Suelen ser disposiciones de dos semicírculos colocados con una pequeña inclinación para cruzar sus haces a la profundidad de interés.

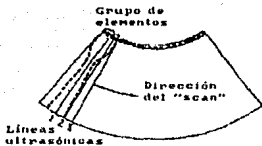


Figura II.1.8

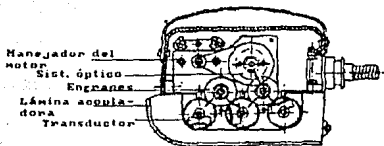


Figura II.1.9

Sin embargo no ahondaremos más en el sistema Doppler por no ser parte de los objetivos de nuestro proyecto.

Los tipos de aplicaciones esencialmente determinan el tipo de formato de "scan" que deberá ser usado. Ciertas exámenes en las que el acceso acústico en partes del cuerpo sea difícil se pueden estudiar mejor con el sistema de sector porque estos solo tienen pequeñas superficies de acoplamiento y pueden ser manejadas con suficiente flexibilidad en términos de la dirección de la

sección del plano. Las áreas de aplicación preferidas para este tipo de "scan" son el corazón, el cráneo en niños, el páncreas y también en actividades intraoperativas.

Para la examinación de regiones en las cuales se desplegara un formato requerido para la superficie del cuerpo, preferentemente se tomaran con los "scanners" lineales o híbridos, tal como la muestra del hígado, exámenes perinatales o en el estudio de la glándula tiroides y de senos para mujeres.

A continuación se dará una descripción de las propiedades de cada uno de los procedimientos de "scaneo".

"SCANNERS" MECÁNICOS.

De todos los "scanners" de tipo mecánico que han existido comercialmente, el único que ha subsistido en competencia contra los arreglos de tipo electrónico, es el scanner para estudios de "sectores".

Las razones son: el precio, los requerimientos para el procesamiento de señal son relativamente bajos; debido a la simetría que guarda en su construcción, la calidad de imagen es buena y no es necesario aplicar el enfoque dinámico y por tanto se puede esperar todavía un mejoramiento de la calidad de imagen al aplicar esta técnica para el receptor (arreglo anular).

PRINCIPIO DEL "SCANNING".

Un sencillo transductor esta dispuesto para que pueda rotar alrededor de un eje, tal que el movimiento angular haga el estudio de una sección predefinida de un plano circular. Esto define los parámetros angulares más importantes del haz ultrasónico para el pixel, la distancia "r" y el ángulo de estudio " θ ", "r" dependerá entonces del tiempo de duración del eco, el ángulo del haz sonoro relativo a una línea de referencia predefinida esta provisto por un generador electrónico del ángulo conectado al transductor, ver figura II.1.10.

El transductor es usualmente acomodado en una cámara cerrada con el líquido apropiado al tipo de estudio; el acoplamiento al paciente es transportado fuera con una membrana permeable al sonido esta puede ser de tipo rígido o blando.

Con los "scanners" de tipo mecánico, dos clases se pueden encontrar:

1. El principio del rotor.
2. El principio del wobbler.

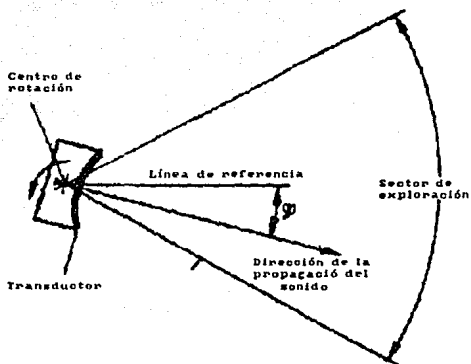


Figura II.1.10 Principio de un mecanismo "scanner" sectorial.

PRINCIPIO DEL ROTOR.

En lugar de contar con un solo transductor, se colocan varios (3-5) transductores del mismo tipo a intervalos iguales (72'-120') sobre el plato de rotación. Este plato deberá girar a una velocidad angular constante. Solo el transductor que se encuentra sobre la zona de aplicación es el que será activado y un codificador angular es el que dará la posición instantánea del transductor (coordenada de imagen) y también una identificación para el transductor que

acaba de ser activado, ver la figura 2.11.

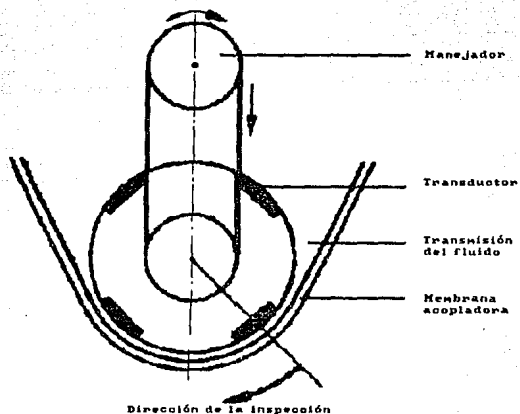


Figura II.1.11. Diseño de un mecanismo "scanner" basado principalmente en un rotor.

La señal de salida del codificador angular es usada al lado del generador de la coordenada de imágenes como un valor actual en un lazo de control para lograr una velocidad angular definida o una posición definida de muestreo ("M" modo doppler).

En una velocidad angular constante no hay interferencia de momentos mecánicos por inercia del sistema. La secuencia de la imagen no se encuentra limitada por el principio mecánico de "scaneo" y la densidad de línea, también será constante para un tren de pulsos constante.

Los sistemas de rotor tienen mayores exigencia sobre los sistemas de un solo transductor en términos de su sensibilidad y del ajuste de sus ejes de ultrasonido (emisión) y sobre su definición angular en si mismo (distribución de transductores) de manera que una pequeña desviación se puede traducir en distorsiones de imágenes a causa de diferencias en brillo y en cobertura de errores de imágenes parciales.

El ángulo que comprende un sector del sistema rotor es constante y la frecuencia de la imagen es variable sobre la profundidad de medición y la densidad de línea dentro de ciertos términos.

PRINCIPIO DE WOBBLER.

Dentro del scanning continuo, sobre un sector angular delimitado es también posible con un solo transductor si este se mueve en vaivén alrededor del eje figura II.1.12 la alta demanda sobre el rotor en términos de sensibilidad y de ajuste no se aplican para este caso por tratarse de un solo transductor

involucrado en la imagen desplegada.

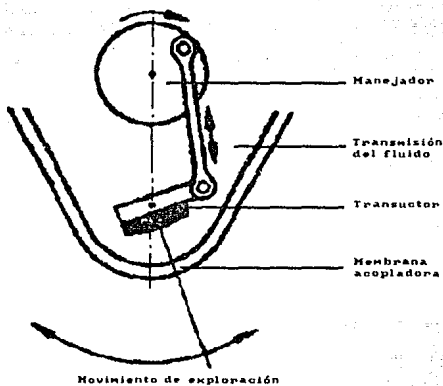


Figura II.1.12 Diseño de un mecanismo "scanner" basado en el principio de Wobbler.

En contraste con el de rotor, el sector angular analizado no es una cantidad predefinida del sector en estudio, la frecuencia de imagen o la densidad de línea son intercambiables de acuerdo a los límites.

A pesar de estas ventajas, están fuera de consideración por la gran demanda en el sistema de giro. El momento mecánico de inercia no puede ser despreciado.

Existen también requerimientos más estrictos sobre el lazo de control de los mecanismos de giro para lograr una velocidad angular constante de el movimiento de scaneo. Vibraciones mecánicas y el ruido al sistema pueden incrementarse.

Las imágenes individuales en cada dirección de "scaneo" no son exactamente idénticas ya que la velocidad del sonido es finita en comparación con la del "scan", por tanto es necesaria una compensación de la imagen.

Un número de diferentes mecanismos son usados para el sistema Wobbler; los más importantes son un mecanismo a base de "crank", un mecanismo con motor en ambas direcciones o también solo con un arreglo magnético.

COMPARACIÓN DE AMBOS "SCANS".

El rotor y el sistema Wobbler tienen iguales méritos, sin embargo el sistema wobbler son preferidos para el diagnóstico de corazón, en estas aplicaciones la selección libre del ángulo del sector de estudio ofrece ciertas ventajas. En particular con los "scanners" mecánicos que deben trabajar con transductores que

tienen una larga apertura y por esto una gran resolución lateral (arreglo anular), por esta razón se prefieren los arreglos wobblers; las dimensiones geométricas de estos pueden reducirse y los problemas de transmisión de señales (número de canales) pueden ocurrir. En los sistemas de alta resolución, la densidad de líneas puede incrementarse. Esto reducirá la frecuencia de "scaneo". Siendo más fácil tratar con los efectos de momento de inercia en este diseño.

Sin embargo todos los "scaneos" mecánicos tienen la desventaja de su baja flexibilidad. En particular es prácticamente imposible los cambios rápidos en los modos de la imagen B a la M o al desplegado en Doppler, a causa de la inercia mecánica; por tanto no es posible tener con este tipo de transductores imágenes de modo B, M o Doppler en tiempo real, estas desventajas podrán ser resueltas más adelante con los "scanners duplex", los cuales son una combinación de los "scanners" de tiempo real con un sistema Doppler por separado.

También como desventaja se encuentran para ambos la dependencia de un sistema mecánico que con el tiempo se degrada de manera paulatina entregando imágenes engañosas.

DISEÑO DEL TRANSDUCTOR.

Normalmente, los transductores individuales con simetría circular y enfoque fijo son usados en los "scanners" por sector de tipo mecánico, el enfoque puede ser manejado con la ayuda de un domo esférico o de un lente acústico adherido, permitiendo enfoques extras del campo ultrasónico con ayuda del fluido de transmisión y la membrana de acoplamiento (rígida), ver figura II.1.13.

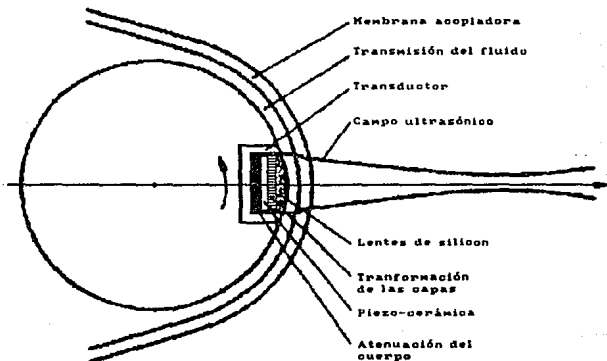


Figura II.1.13. Diseño de la parte acústica de un mecanismo "scanner" sectorial.

Este tipo de diseño del transductor solo requiere de canales sencillos en la señal de procesamiento.

La calidad de imagen es buena en particular en el área media en profundidad de imagen (posición de enfoque); el diseño de rotación en simetría, es la configuración ideal en términos de enfoque y distancias en lóbulos laterales.

La imagen en calidad es constante sobre todo el ángulo del "scan", en general la resolución se reduce en el campo lejano y en la región más cercana. Muchos tipos de ecos pueden interferir.

ARREGLO ANULAR.

La calidad de imagen esta dada esencialmente por los parámetros dados por la resolución axial y lateral; la resolución axial que esta determinada por la duración de la emisión por el pulso ultrasónico emitido, es en general mejor que la resolución lateral, una mejora en la calidad de imagen puede ser obtenida en primera instancia por un incremento de la resolución lateral, ver figura II.1.14.

La resolución lateral de un sistema de ultrasonido puede ser influida por el grado de enfoque y la razón entre el diámetro activo del transductor (apertura) en la distancia focal, z_0 .

En la figura II.1.14, se muestra con el grado de enfoque, la resolución lateral en la región de enfoque ($R = +/- z_0$ distancia focal), decrecerá, pero en el mismo tiempo la precisión en la

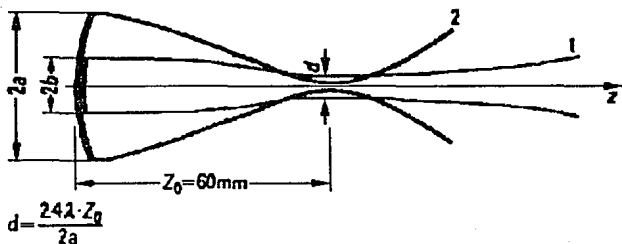


Figura II.1.14. Resolución y profundidad como una función de acuerdo al grado de enfoque.

profundidad se hará cada vez más pequeña.

De aquí que para cada distancia "z" habrán diferentes radios de curvatura "R"; y si la resolución lateral permanece constante sobre el rango entero de la imagen, una apertura "2a" incrementará con la distancia "z" debiéndose escoger con la razón "z/2a" constante.

En estos sistemas se hace necesario el compromiso entre la

exactitud de precisión y el grado de enfoque, tanto que la calidad de imagen pueda ser conservada sobre un rango más o menos constante sobre el rango completo de la imagen. La resolución máxima posible, los últimos análisis están limitados por la frecuencia de ultrasonido no pudiéndose lograr esta del todo.

Este obstáculo de reducción en la exactitud según la profundidad puede ser mejorado con el método de enfoque electrodinámico, ver figura II.1.15.

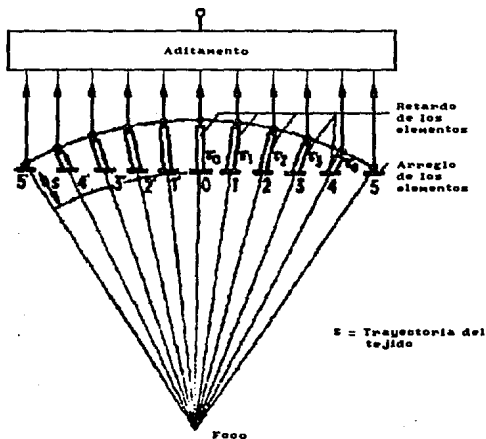


Figura II.1.15. Enfoque electrónico recibido.

El transductor es dividido en un número de anillos

concéntricos, para los cuales el número y las graduaciones en diámetro son determinadas en línea con una resolución lateral predefinida. El diámetro de cobertura de este arreglo de transductores es considerablemente mayor que el de los transductores de foco fijo.

Las señales recibidas para los anillos individuales pasan a través de etapas de retardo controlado y también por unidades de atenuación controladas; estas son combinadas para producir una suma de señales en sus salidas.

El tiempo de retardo de estos dispositivos pueden ser ajustados electrónicamente en graduaciones suficientemente finas para el rango de microsegundos.

Para poder alcanzar el enfoque dinámico, los tiempos de retardo " t_1 " a " t_n " deberán ser ajustados para cada distancia " z " tal que la suma del tiempo de tránsito de la señal del punto de reflexión como una señal acuática para el correspondiente anillo transductor, también como en la forma en que una señal eléctrica desde el transductor hacia el retardo eléctrico al punto de suma es igual para todos los canales, en este caso todas las señales parciales, son sumadas juntas en fase para tratar de lograr una señal "suma" de amplitud máxima.

Los tiempos de retardo " t " necesarios para cada distancia

puede ser calculado por una simple relación geométrica y controlado en una secuencia de tiempo, tal que el foco del sistema rastrea con precisión el eco al incremento de distancias, también en el tiempo.

El hecho de que la sensibilidad de un sistema decaiga rápidamente para distancias " $z \neq z_0$ " para una distancia focal " z_0 " obliga al requerimiento de un supresor de ecos múltiples, para un mejoramiento en la calidad de imagen.

"SCANNERS" ELECTRÓNICOS.

El método se basa sobre la siguiente idea: el ancho requerido para (ancho de imagen) está cubierto por un gran número de transductores individuales idénticos. Suponiendo que durante un ciclo de transmisión-recepción solo un transductor es activado, con la información de una línea se obtendría la dirección de propagación del sonido. El ciclo de tiempo es proporcional a la profundidad de penetración requerida, por ser aproximadamente las mismas velocidades en tejidos blandos.

Después de este tiempo el transductor contiguo se encenderá, etc. y de esta forma la sección de una imagen completa se forma sin ningún movimiento mecánico. La frecuencia posible de la imagen solo depende del tiempo de tránsito del eco. Una ventaja más es la que el transductor se mantiene estacionario durante el tiempo completo

de recepción.

A una línea de transductores, se le conoce como "arreglo", en estos arreglos se acostumbra que entre los que sean vecinos son combinados durante un ciclo recepción transmisión alternándose (encendido electrónico). Este grupo se ajusta en la dirección del "scanning" por un elemento. Solo esta medición hace posible la densidad de "scaneo" requerida. Además la apertura de la "antena" puede ser más fácil por el tamaño del grupo en la dirección del "scan".

Con un procedimiento especial por pasos, el número de líneas puede además ser doblado si dos grupos con tamaños diferentes son aceptados: Primero un grupo es direccionado con "m" elementos. Este emite y recibe como una unidad. Entonces un elemento (cristal) es aceptado sin desconectar otros.

Este grupo tiene ahora $m+1$ elementos, el eje central del segundo grupo ($m+1$) es ajustado por la mitad del espacio entre elementos en la dirección del scan. comparando con el primer grupo (m). Después de otro ciclo de recepción-transmisión el primer elemento es desconectado. El tercero, tiene otra vez un grupo de m elementos y su eje central se ha movido la mitad del espacio de un elemento. Para el cuarto grupo un nuevo elemento es incluido, etc.

Los materiales piezocerámicos son usados como transductores

electroacústicos como con otros métodos del tiempo de tránsito del eco, los transductores son estimulados por pulsos eléctricos a muy altas oscilaciones. El material piezocerámico soporta campos de fuerza cercanos a 1 KV/mm y esto no lo limita en la generación de intensidades adecuadas de sonido. Los voltajes aplicados van de un rango de 5V hasta algunos cientos. Muchas unidades tienen controles de operación para ajustar la intensidad de transmisión, tal que es posible para el técnico trabajar en un área de aplicación con la mínima transmisión de potencia.

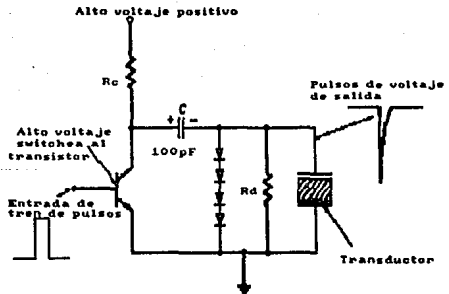


Figura II.1.16.

TRANSDUCTORES.

En la figura II.1.16 se muestra un material piezoeléctrico cortado y orientado para el uso de un transductor ultrasónico. El material puede ser cuarzo, titanato de bario zirconato de titanio o polivinilo de flúor. Dos caras opuestas del traductor están cubiertas con laminas de metal conductor para producir un campo eléctrico " E_z " a través del ancho " l " del transductor en que su magnitud esta descrita por:

$$E_z = V/l$$

La presión sobre las caras superficiales deberán ser principalmente longitudinales y la acción de pistón será en el sentido de la compresión de onda deseada.

El coeficiente piezoeléctrico que relaciona la tensión resultante con el campo eléctrico en este caso se nombra como " e_{11} " o " e_{33} ", según la convención empleada para el caso de un cristal o de un material cerámico.

Existen dos posibilidades muy interesantes para la naturaleza temporal de la excitación eléctrica del transductor que es el caso de onda continua (cw) o pulsada.

a) Excitación de onda continua: Si el voltaje aplicado a

través de un transductor de la forma $V = V_0 \cos \omega t$, entonces las ondas de presión producirán un tipo sinusoidal de ondas. Estas ondas que se propagaran dentro del cristal con una velocidad de fase "ct" y que pueden golpear el frente y parte posterior del cristal por lo que es necesario un ajuste de impedancia entre el material del cristal y los materiales externos. Como la impedancia del material transductor es mucho mayor que la del aire, agua o tejido promedio contra las superficies del transductor, el coeficiente de reflexión debe estar cercano a ser " $R = -1$ ", tal que la presión resultante en las dos superficies debe estar cercana al cero y una onda estacionaria se producirá en el transductor a través de sus caras.

Solo ciertas frecuencias de excitación pueden ser eficientes en la generación de ondas que tengan la apropiada longitud de onda dentro del transductor para lograr el requerimiento de anular la presión en las caras internas.

II.2 TRANSDUCTORES ULTRASONICOS PIEZOELECTRICOS UTILIZADOS EN DIAGNOSTICO MEDICO.

EL EFECTO PIEZOELECTRICO

El hecho de que en ciertos cristales aparece una carga eléctrica cuando se aplica una tensión o una presión mecánica fue descubierto en 1880 por los hermanos Curie. Este fenómeno se llamo más tarde efecto Piezoeléctrico. Sus experimentos mostraron que había una proporción directa entre la presión mecánica y la carga resultante. Además, el signo de la carga cambiaba cuando la presión pasaba a ser tensión y viceversa.

El efecto esta presente en muchos tipos de cristal, pero es más útil en el cuarzo y en la sal de Rochelle. Sin embargo, según se ha mencionado, se desarrollaron un buen número de cristales artificiales durante la ultima guerra, diseñados principalmente para la señalización de submarinos y que no son apropiados para la transmisión de ultrasonidos en sólidos.

El eje polar de un cristal de cuarzo es la dirección en que aparece la máxima carga. Por ello, también se llama eje piezoeléctrico. Este eje se puede identificar girando el cristal. Cuando la rotación se realiza respecto a un eje perpendicular al eje polar, el cristal no es simétrico.

El eje polar es importante por que las placas usadas en ultrasonidos se cortan perpendicularmente a el para obtener el máximo efecto. Por otra parte, el cristal difiere en los extremos de este eje óptico química y físicamente. El rayado con ácidos produce diferentes modelos y las tensiones o presiones producen cargas de diferentes signos.

Cuando un cristal se corta en la dirección "x" o "y", tiene la característica de que la presión sobre el eje X produce una carga sobre las superficies del cristal perpendiculares a ese eje. Esto se conoce como efecto directo longitudinal. El efecto directo transversal producirá las mismas cargas que las que produciría la presión sobre el eje "X", pero resultara como consecuencia de la tensión sobre el eje "Y".

Cuando la tensión se cambia a presión, o viceversa, el signo del efecto varia, pero no hay ningún otro cambio eléctrico. Por consiguiente, si se aplica una carga alterna de alta frecuencia al cristal y si el cristal esta diseñado apropiadamente para oscilar a esa frecuencia, este seguirá al campo aplicado. Las caras del cristal se moverán cada una respecto a la otra; si una cara ejerce presión sobre la superficie de un medio se producirán ondas ultrasónicas, entraran en el medio y entonces, se propagaran a través del mismo (Naturalmente, si el medio es capaz de soportar la propagación de ultrasonidos).

No es teóricamente necesario que un cristal vibre u oscile en su frecuencia de resonancia. Los cristales se pueden accionar a cualquier frecuencia; sin embargo, la amplitud de la oscilación del cristal es mucho mayor en la resonancia, en tal medida que los cristales raramente se usan en otra frecuencia, excepto cuando hay alguna razón definida para hacerlo así. Una razón típica sería la necesidad de tener placas gruesas para frecuencias comparativamente altas en agitación. En tal caso se hace funcionar una placa de baja frecuencia a una frecuencia armónica más alta. De una manera similar, los cristales de alta frecuencia se pueden llevar a frecuencias más bajas. Esto se hace comúnmente operando en resonancia, cuando un cristal se acciona en un margen que cubre un grupo de frecuencias, todas ellas por debajo de su frecuencia natural o de resonancia. De esta manera quedan resanadas las resonancias en el medio, sin influir la resonancia en el cristal.

Los cristales de cuarzo se pueden sintonizar de manera muy exacta a una frecuencia particular. El decremento logarítmico es aproximadamente 1×10 . Cualquier material en contacto con el cuarzo aumenta el amortiguamiento, es decir, ensancha la sintonía de la lámina.

Un cristal vibrará en diferentes direcciones o maneras, dependiendo estas de su corte. Estos modos se han estudiado ampliamente y pueden ser comprendidos mediante la figura II.2.1.

El primer diagrama muestra como vibra un cristal con corte en "y" y la segunda la manera en que lo hace un cristal con corte en "x". El cristal también puede oscilar en cualquier armónico, habitualmente uno impar. En la vibración armónica resultan, incluso, formas más complicadas.

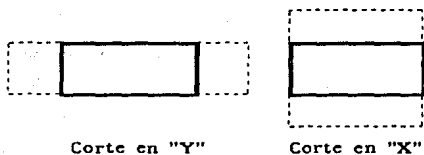


Figura II.2.1.

Los cristales no vibran ordinariamente solo en una dirección,

aun que se diseñan para hacerlo así. Siempre hay suficiente movimiento en las otras dimensiones para ser de importancia practica. Así pues, un cristal que va a vibrar en la dirección "X" no deberá estar sujeto fuertemente por los bordes, ya que en ese caso sus vibraciones quedarán fuertemente amortiguadas. Por esta razón, los cristales están, generalmente, aligerados en todas las dimensiones distintas de aquella en que las vibraciones tienen lugar. Esto se puede obtener mediante el diseño cuidadoso del soporte. En el caso de medidas de resonancia, es verdad justamente lo contrario, ya que solamente se deberá permitir que exista un tipo de onda. Por consiguiente, el cristal está rigidamente sujeto, las figuras de vibración de la cara del cristal pueden ser extremadamente complicados. A estos se les llama modelos de Chladni.

EL EFECTO PIEZOELECTRICO INVERSO

Lippmann predijo el efecto inverso en 1881 y señalo que no solamente vibrando mecánicamente el cristal se ocasionaban cargas eléctricas, sino que colocando cargas eléctricas sobre el cristal se producirían vibraciones mecánicas. Esta acción se llama a veces efecto recíproco longitudinal o efecto recíproco transversal, dependiendo si el cristal actúa en la dirección "x" o en la "y". Además, cuando se varia el signo de la carga aplicada, la contracción cambia en expansión y viceversa. La cantidad de contracción y de expansión fue calculada por Voight, que demostró

que el efecto longitudinal en el cuarzo depende de la tensión eléctrica aplicada, pero no de las dimensiones del cristal. Para 3000 V, aplicados en la dirección "x", la expansión es de 6.36×10 cm/cm. Un efecto tan pequeño es naturalmente, muy difícil de medir.

La acción completa de un transductor de cristal, pues, consiste en el efecto directo, es decir, en la producción de señales eléctricas cuando se aplican fuerzas mecánicas y viceversa (figura II.2.2). Estos dos efectos constituyen la base de muchos sistemas ultrasónicos.

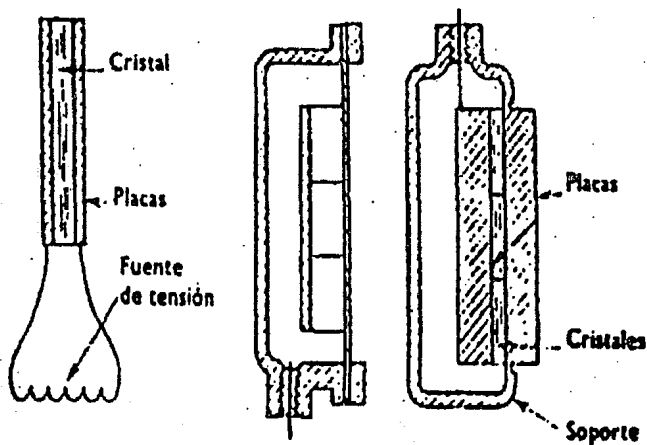


Figura II.2.2.

TIPOS DE CRISTALES

Los tipos más populares de sistemas de conversión electromecánica son los piezoeléctricos y magnetostrictivos, aunque también hay otros tipos, como por ejemplo, el mecánico, electromagnético, electrostático, etc.. Estos últimos tipos no se han empleado extensamente para engendrar ondas acústicas y no son de mucho interés en los ultrasonidos en la actualidad, excepto quizá para detección sónica.

En el pasado los cristales de cuarzo se han empleado casi exclusivamente para producir ultrasonidos en sólidos y líquidos. Todavía se emplean ampliamente para transmitir y recibir a bajas potencias y, por ello, se describirán en primer lugar. Los intentos para usarlos para grandes potencias no han resultado enteramente satisfactorios, a causa de las dificultades de diseño de los soportes, teniendo en cuenta los altos voltajes necesarios.

Especialmente en el trabajo ultrasónico a las frecuencias más altas, donde puede haber contacto entre el transductor y un medio sólido, o donde no sea importante una gran potencia, los cristales de cuarzo vibrando longitudinal o transversalmente son todavía los más comúnmente usados.

Las frecuencias producidas por los bloques de cuarzo cubren un margen desde unos cuantos cientos de kilohertzios, hasta

aproximadamente 25 MHz cuando están vibrando de un modo fundamental y se pueden extender a frecuencias mucho más altas funcionando a frecuencias armónicas.

Langevin fue uno de los primeros en aplicar el efecto piezoeléctrico al problema de la generación de ultrasonidos, cuando fue comisionado por el gobierno francés durante la primera guerra mundial para encontrar un medio de localizar los submarinos enemigos que entonces atacaban los buques franceses. Después de considerar el problema, encontró que el efecto piezoeléctrico hacia útiles los cristales de cuarzo para este fin y su patente (Patente Británica 145.691 (1921)) descubre la idea de un mosaico de cristales cementados juntamente entre si entre placas de acero y empleados para engendrar y recibir ondas ultrasónicas.

El cristal de cuarzo (figura II.2.3 (a)) tiene la propiedad de aumentar de volumen y transmitir una onda ultrasónica cuando se aplica sobre el una tensión eléctrica y también puede producir una señal eléctrica cuando se le hace vibrar mecánicamente. El dispositivo no se empleo durante la guerra de 1914 a 1918 en absoluto, ya que su desarrollo no había sido terminado lo bastante pronto. Sin embargo, desde entonces, el cuarzo y los demás cristales han llegado a ser la base de muchos medios de detección y señalización subacuáticas, de sistemas de escucha y de dispositivos de sondeo de profundidad. Naturalmente, desde la fecha de la patente de Langevin, se ha realizado una gran cantidad de

experimentos adicionales.

Además del cuarzo, la sal de Rochelle (figura II.2.3 (b)) es uno de los principales materiales empleados en la generación de ultrasonidos, especialmente en el margen de bajas frecuencias y para su uso en líquidos, como en la señalización de submarinos.

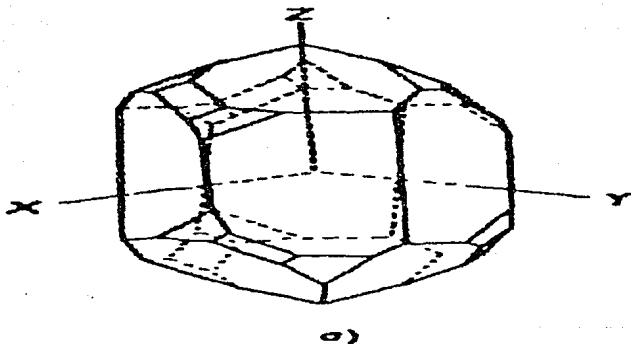
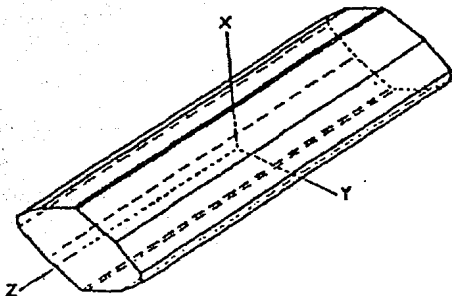


Figura II.2.3.

A.M. Nicolson, de los laboratorios Bell, realizó un trabajo pionero con cristales de sal de Rochelle, aproximadamente durante la misma época que Langevin. El efecto piezoeléctrico de la sal de Rochelle es considerablemente mayor que el del cuarzo. Sin embargo, las unidades son mucho más blandas y por consiguiente, mucho más susceptibles a la rotura y a la inutilización que el cuarzo. Por



b)

Figura II.2.3.

otra parte, en el trabajo en los submarinos, el transductor está protegido por su caja y por esta causa, se puede usar la sal de Rochelle.

Durante la segunda guerra mundial, se desarrollaron algunos otros cristales artificiales, principalmente para el trabajo en submarinos. Estos cristales tienen características especialmente adaptadas a tales aplicaciones. Más recientemente, el titanato de bario y el sulfato de litio (figura II.2.4) se han convertido en agentes de uso común en las aplicaciones industriales.

Desde cualquier punto de vista (duración, economía, facilidad de fabricación y simplicidad) el cristal de cuarzo es uno de los tipos más apreciados de las unidades generadoras que

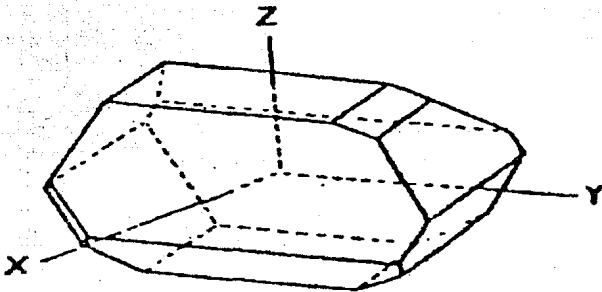


Figura II.2.4.

se pueden escoger para el trabajo ultrasónico. El cristal con corte en "x" es el más usado comúnmente, ya que genera ondas longitudinales o "L". Para la producción de ondas de cizalladura se usan los cristales con corte en "y", pero este tipo de movimiento ondulatorio (figura II.2.5) no se desplaza a través de líquidos o gases, en los que no hay elasticidad transversal. Además, para su empleo con sólidos cortados en "y", deberán acoplarse al trabajo mediante medios especiales. Por esta razón, los cristales con corte en "y" no se aplican grandemente.

EL CRISTAL DE CUARZO

El cuarzo natural es un material extremadamente estable, química y físicamente y muy duro (Lugar 7 en la escala Mohs).

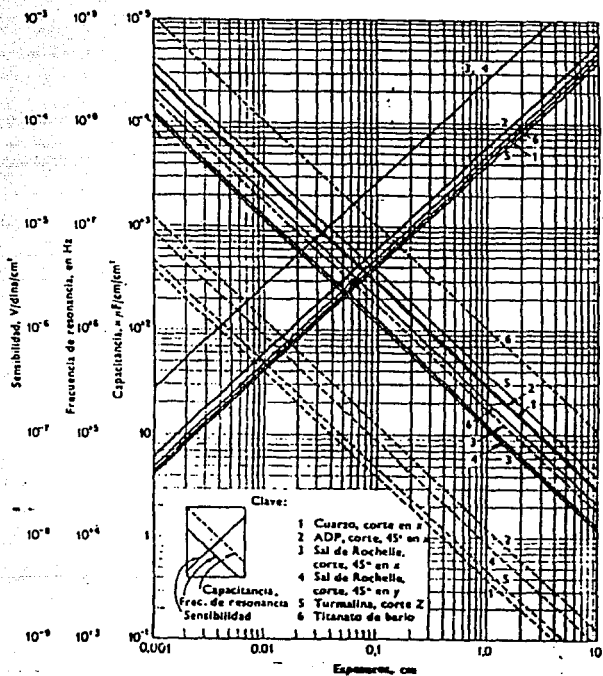


Figura II.2.5.

Habitualmente se le encuentra en forma de prisma de 6 caras con una pirámide pegada en cada base. Si los vértices de estas pirámides se unen mediante una línea, esta línea se define como el eje óptico o eje "z".

Los ejes "X" también se llaman ejes eléctricos y se definen por las líneas que pasan a través de aristas opuestas del cristal. Por consiguiente, hay 3 ejes "X" en cada pieza natural de cuarzo. Los ejes "Y" son perpendiculares a los lados de la figura. Por consiguiente hay también 3 de estos ejes. Ambos ejes son perpendiculares al eje "Z" o eje óptico.

Las placas o laminas se pueden cortar según cualquiera de estos ejes (o según muchas otras maneras) y en cada caso tienen ciertas características definidas. Las laminas se pueden cortar para la vibración fundamental hasta 10 ó 15 Mhz. Más allá de este límite son tan delgadas que desarrollan una tendencia hacia el fallo mecánico. De acuerdo con ello los cristales para frecuencias superiores se cortan según una frecuencia subarmónica.

Los cristales deberán tener caras paralelas y pulirse para liberarlos de todo tipo de irregularidades o de fisuras; de otra manera, no vibraran libremente. El acabado con esmerilado óptico es comúnmente satisfactorio para el trabajo ultrasónico .

MATERIALES FERROELECTRICOS

Los materiales ferroeléctricos tienen sus unidades celulares organizadas en regiones o dominios con momentos dipolares aleatorios. Si elevamos la temperatura y aplicamos un campo eléctrico externo, estos dominios tienden a polarizarse, es decir,

a tomar una dirección privilegiada de orientación en sus dipolos. Si ahora continuamos aplicando el campo externo y dejamos enfriar el material, fijamos esta estructura polarizada, resultando un material piezoeléctrico. Notese que la cerámica piezoeléctrica puede despolarizarse otra vez si la temperatura supera la de movilidad de dominios: temperatura de Curie (típicamente 100-500°C). Esta temperatura no debe superarse nunca porque el daño es irreversible para el transductor.

Una familia de materiales ferroeléctricos ampliamente usada en transductores es la PZT (Plomo-Zirconio-Titanio), cuya alta temperatura de Curie y buenas propiedades piezoeléctricas, hacen que sea la más usada en los materiales para la construcción de cerámicas piezoeléctricas de aplicaciones médicas.

TURMALINA

La turmalina se emplea para la producción de ondas ultrasónicas de más alta frecuencia que las del cuarzo. El espesor de una lámina para producir una frecuencia particular se puede calcular a partir de:

$$t = \frac{36,400}{f}$$

donde t = espesor, en centímetros

f = frecuencia.

Esto da lugar a una placa aproximadamente un 35% más gruesa que la de cuarzo para la misma frecuencia. De acuerdo con ello, la longitud de onda de la onda eléctrica energizante es:

$$\lambda = 82.5 t \text{ mm}$$

donde "t" es el espesor de la placa de turmalina. Se han obtenido placas con una frecuencia fundamental de una frecuencia de 150 MHz. El módulo piezoeléctrico de la turmalina es:

$$5.78 \times 10^{-9} \text{ cm}^{1/2} \text{ g}^{1/2}$$

La máxima limitación de la turmalina es su escasez en la naturaleza en tamaños apropiados.

TITANATO DE BARIO

El titanato de bario es un termino genérico que cubre un número de componentes que pueden ser moldeados en forma de cristales, con propiedades electrostrictivas. Las dimensiones físicas de la barra o del disco de titanato de bario variaran en proporción a la tensión eléctrica aplicada, al menos en tanto que esta sea pequeña en comparación con la empleada para prepolarizar el cristal. La prepolarización es necesaria para hacer piezoeléctrico al material, ya que cuando este se forma no tiene esta propiedad. La prepolarización se realiza estableciendo un campo eléctrico a través del cristal con temperaturas superiores al

punto de Curie de aproximadamente 120 °C y enfriando gradualmente. Esta tensión es de aproximadamente 2000 V/cm de espesor. Resulta un cristal que realiza muchas de las funciones del cuarzo, pero su impedancia eléctrica es baja y por consiguiente, la tensión que deberá aplicarse para hacerlo funcionar es también baja. La relación de las tensiones entre el cuarzo y el titanato es aproximadamente 100, es decir, 1/100 del voltaje producirá la misma potencia. El material se puede moldear, prensar o troquelar en muchas formas diferentes, la más común de las cuales es en forma de discos planos, barras, cilindros huecos y sectores esféricos. Las caras en las que se van a aplicar las tensiones eléctricas se pintan o se introducen en ellas por calor capas de plata.

La frecuencia de resonancia de los elementos de titanato depende de su tamaño y forma, del modo de polarización y vibración. La mayoría de los elementos tienen resonancias múltiples; así pues, un tubo hueco es resonante radialmente en longitud de su espesor de la pared. Los tubos comunes suelen tener frecuencias de resonancia de aproximadamente 20, 40 y 400 Khz. Se pueden hacer pasar líquidos por este tipo de transductores para su tratamiento.

La mayoría de los cristales de titanato se usan en modalidad de espesor y por consiguiente, la frecuencia es una función del espesor. El espesor de un disco de titanato de vario es de aproximadamente 2.5 mm para 1 Mhz y 25 mm para 100 Khz. Como la relación es lineal cualquier otra frecuencia puede ser calculada

a partir de esta relación.

SULFATO DE LITIO

El sulfato de litio esta empezando a ser usado para los aparatos ultrasónicos. Una pieza para megahertzios es de un espesor aproximado de 2.7 mm, siendo para 2.25 Mhz aproximadamente 1.1 mm y para 5 Mhz de 0.5 mm. Otros espesores distintos pueden ser deducidos a partir de estas relaciones. Una de las mayores desventajas de este material es que es soluble en agua y por ello, deberá hacérsele funcionar con un soporte que lo proteja completamente.

Sin embargo, el sulfato de litio tiene mayor rendimiento en amplitud que el cuarzo, dando una ganancia mucho mayor (se ha obtenido una ganancia de 35 veces). Su impedancia acústica es más baja que la del cuarzo, consiguiendo mucho mejor acoplamiento que este. Como la ganancia es mayor, el cristal se puede cargar con recubrimientos en su parte posterior que den una mayor anchura de banda. Se ha hecho un trabajo considerable empleando estos cristales en aplicaciones médicas.

COMBINACIONES DE CRISTALES

Los cristales se pueden montar aisladamente o en mosaicos. También se pueden apilar para obtener una potencia de salida mayor.

Cuando se apilan, se cementan juntamente con las caras de la misma polaridad en la misma dirección. En los cristales apilados, la potencia de salida parece sumarse, es decir, 4 cristales apilados dan una salida 4 veces mayor que la de un solo cristal.

Experimentalmente, los cristales apilados no suman aritméticamente sus potencias de salida, pero de todas maneras existen incrementos de potencia muy grandes.

Los mosaicos de cristales se suman en cuanto a cualidades direccionales y a potencia de salida, ya que la dispersión o ensanchamiento del haz se computa para un mosaico como si fuese un solo cristal. Además, como la sección transversal tiene un área mayor, la potencia de salida es proporcionalmente más alta.

Sin embargo, los cristales apilados dan un haz más concentrado, al menos cerca del transductor, ya que el haz comienza como la proyección de un solo cristal, en vez de la de varios. Solamente cuando la longitud de onda se hace de un orden de magnitud comparable a la del área del transductor (o mayor) es cuando las superficies grandes, por ejemplo, los mosaicos, dan como resultado haces más concentrados.

ALGUNAS CONSIDERACIONES TEÓRICAS

Según se ha indicado, un cristal se somete a una compresión

o una expansión, en la dimensión apropiada, aparece en el una carga eléctrica. Esta carga es directamente proporcional a la presión (figura II.2.6).

La cantidad de carga que aparece también esta determinada por una característica del cristal, conocida como módulo piezoeléctrico, que ha sido medido experimentalmente.

Si δ es el módulo del cuarzo, este es:

$$\delta = 6.32 \times 10^{-2} \text{ úes/kg}$$

En el efecto directo y en el inverso este módulo es una indicación del rendimiento de la conversión electromecánica. El módulo es una constante y permanece idéntico para cada material.

Sin embargo, aunque la carga es proporcional a la fuerza y al módulo es esencialmente independiente, en un amplio margen, del espesor del cristal, de la temperatura y de la superficie. Esto es muy afortunado, ya que las variaciones de la temperatura o de la superficie se suceden frecuentemente en el trabajo practico y es preferible que la variación de la energía ultrasónica debida a estos factores sea mínima.

A continuación, en la tabla II.2.7, se presentan algunos tipos de transductores así como algunas de sus aplicaciones clínicas.

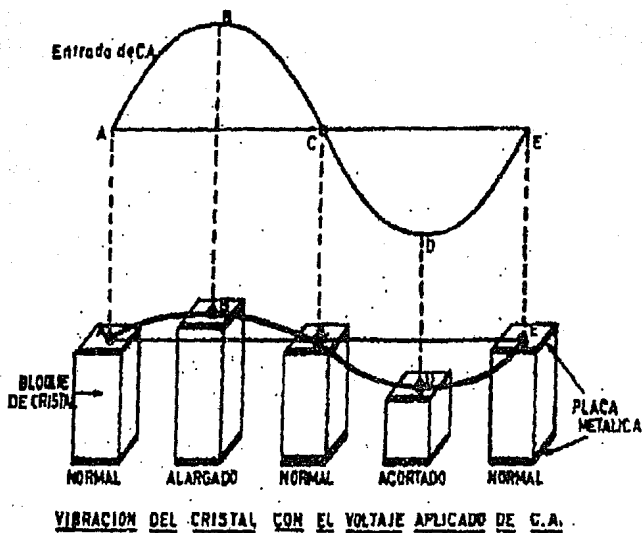


Figura II.2.6

USOS COMUNES	TIPO DE TRANSDUCTOR
Ecocardiografías pacientes obesos	2.25 MHz, 19 mm de diámetro con distancia focal(10-15 cm)
Organos abdominales pacientes pediátricos	3.5 MHz, 19 mm de diámetro con distancia focal(7-10 cm)
Tiroides y órganos superficiales	5.0 MHz, 6 mm de diámetro con distancia focal(3-5 cm)
Ojo, tiroides, para- tiroides	10 MHz con distancia focal de (1-2 cm)
Obstetricia	Arreglo Lineal
Imágenes cardíacas	Arreglo en fase
Sector mecánico	Imágenes abdominales

Tabla II.2.7. Tipos de transductores y aplicaciones clínicas.

II.3. SISTEMA DOPPLER Y SISTEMAS MULTIELEMENTOS

SISTEMA DOPPLER

El efecto doppler es la variación de frecuencia que un oyente percibe al estar su posición en movimiento relativo respecto a la fuente de sonido. Para un oyente estático si la fuente de sonido se acerca recibirá una frecuencia superior y si se aleja una inferior a la transmitida (nótese que no es sólo el movimiento relativo, sino cuál de los dos, oyentes o fuente se mueve).

En ecografía o sonografía (emisión: fuente estática y oyente dinámico; en recepción: fuente dinámica y oyente estático) el sonido realiza el doble recorrido de ida y vuelta, con lo que el incremento de frecuencia o frecuencia doppler, viene dado por:

$$F_d = \frac{2vF}{c} \cdot \cos\theta \dots \dots \dots \text{para } (v < c)$$

donde :

F_d = frecuencia doppler.

v = velocidad de estructura.

F = frecuencia emisión.

c = velocidad del medio.

θ = ángulo entre dirección haz y vector de la velocidad estructura

En ecografía médica se usan principalmente dos tipos de doppler; los de onda continua y los pulsados.

Los de onda continua el emisor envía una vibración de frecuencia fija "F" por un cristal, mientras por el otro se reciben los ecos con los consiguientes desplazamientos de la frecuencia central debidos a los reflectores en movimiento. Ver imágenes del apéndice A figuras A.1 hasta la A.15.

Una desventaja de sistemas dopplers de onda continua es el de no discriminar distancias, con lo que el volumen de muestra es todo el haz ultrasónico. Esto lo hace más vulnerable a los efectos producidos por varias estructuras en movimiento.

Los dopplers pulsados transmiten una salva de ultrasonido de una sola frecuencia y después espera los ecos de ésta en un cierto margen de profundidad o volumen de muestra. Esto se repite a una frecuencia determinada F_r .

Esta frecuencia de repetición F_r , viene limitada, pues debe evitarse la ambigüedad de margen, es decir, antes de enviar el haz debemos recibir los ecos de la anterior.

$$F_r < \frac{c}{2} R_{\max}$$

c = la velocidad del medio.

R_{\max} = profundidad de exploración máxima.

La frecuencia doppler así obtenida de cada haz enviado, para ser detectada debe cumplir el teorema de muestreo o de Nyquist, es decir :

$$F_d < \frac{F_f}{2}$$

de las dos ecuaciones anteriores se deduce :

$$\frac{c}{2R_{\max}} > 2F_d$$

sustituyendo F_d por el valor de la primera ecuación, tenemos:

$$R_{\max} + v_{\max} \cos \theta < \frac{c^2}{8F}$$

Por ejemplo, para una $R_{\max} = 15$ cm y $F = 3.5$ Mhz tendríamos una $v_{\max} = 53$ cm/s. Para una $R_{\max} = 7.5$ cm y $F = 5$ Mhz tendríamos una $v_{\max} = 75$ cm/s. Para una $F = 3.5$ Mhz tendríamos una $v_{\max} = 1$ cm/s.

En los equipos actuales se tienen características de 8.5 m/s ($F_d = 25$ KHz, $F = 2.25$ Mhz) para el pulsado y de 13 m/s para el continuo.

El valor del producto profundidad máxima por velocidad máxima, como vemos, aumenta al disminuir la frecuencia; esto sin embargo,

está también limitado por la menor señal doppler a frecuencias menores, ya que la energía reflejada es aproximadamente proporcional a "f".

Otra observación de la última ecuación, es que debemos procurar trabajar con ángulos de incidencia lo menor posible, pues de lo contrario tendremos un error en la velocidad, aparentemente mucho mayor. Ángulos prácticos son los menores a 20 grados. Si se supera en esta ecuación el límite de v_{max} se produce el efecto de solapamiento o "aliasing" de los espectros de la señal, con lo que se pierde información de la dinámica real que estamos explorando y aparece la señal doppler con artefactos.

Observando la señal doppler, podemos ver si se trata de un flujo aproximadamente laminar, o bien de uno turbulento, correspondiendo a mayor turbulencia una mayor anchura de su espectro. Por las frecuencias máximas y media, determinamos su velocidad, pudiéndose calcular parámetros relacionados con ésta.

Las velocidades a medir en casos patológicos llegan hasta 6 m/s, con lo que será preciso muchas veces el doppler continuo para determinar el valor de esta velocidad. Los valores típicos para, dar un ejemplo de la aorta van, en un individuo normal, de 1 a 1.7 m/s, mientras el flujo mitral va de 0.6 a 1.3 m/s.

SISTEMAS MULTIELEMENTOS

Denominados así a los que están formados por varios cristales o cerámicas piezoeléctricas; estas formaciones suelen llamarse "arrays" en la notación inglesa, entre los que distinguiremos los lineales, los phased array y los arrays circulares.

En los Arrays Lineales, los múltiples elementos están dispuestos contiguos a lo largo de una sola dirección. En esta agrupación se activan los elementos secuencialmente para producir líneas de imagen, como se muestra en la figura II.3.1. En la presentación, el ancho del transductor (típico de 10 a 15 cm) se corresponde con el de la imagen. Para la obtención de buenas imágenes precisas es necesario ventanas acústicas amplias, como en el caso de obstetricia y buena parte de observaciones abdominales.

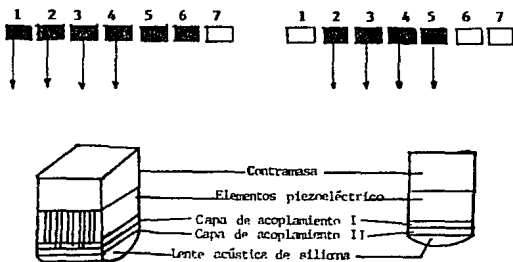


Figura II.3.1. Transductor lineal; a) mecanismo de desplazamiento de haz; b) estructura interna.

En los Phased Array (arreglos en fase) o agrupación multifásica, donde todos los elementos del arreglo son utilizados simultáneamente para producir cada línea de la imagen ultrasonica mediante defasamientos entre las excitaciones de los diversos elementos (de ahí su nombre), teniendo los transductores comerciales de 32 y 64 elementos.

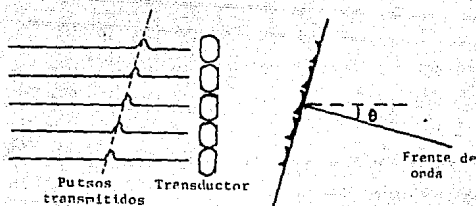


Figura.II.3.2. Phased array (arreglos con defasamiento). Deflexión del haz.

La deflexión electrónica se realiza mediante retardos programados en la secuencia de emisión; así para desviar el haz un ángulo θ , cada elemento debe retardarse τ_n con respecto al elemento central (figura II.3.2):

$$\tau_n = n \frac{d}{c} \operatorname{sen} \theta + t_0$$

donde :

d = separación entre elementos

c = velocidad sonido

$n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$

t_0 = tiempo incluido para evitar que en la fórmula obtengamos tiempos negativos.

Esta misma operación puede realizarse en la recepción, aunque, como veremos, esta operación se conjunta con la de enfoque, dando origen al denominado enfoque dinámico.

Los Arrays (arreglos) o agrupaciones circulares tienen sus elementos dispuestos en forma de anillos concéntricos, concebidos especialmente para focalización dinámica, mientras que la deflexión se realiza mecánicamente. La focalización dinámica mejora la resolución lateral en todas las profundidades, con lo que se obtienen imágenes de gran calidad.

DIAGRAMA DE RADIACIÓN

El diagrama de radiación de un transductor viene dado por la distribución de presiones acústicas a una determinada distancia de la superficie radiante (figura II.3.3.).

En el diagrama de radiación de un monoelemento circular de diámetro "D" se pueden distinguir dos regiones: la próxima o de Fresnel y la lejana o de Fraunhofer. La transición entre las dos regiones está a la distancia " L_0 " dada por :

$$L_0 = \frac{D^2}{4\lambda}$$

donde : $\lambda = c/f$, siendo c = velocidad en el medio biológico.

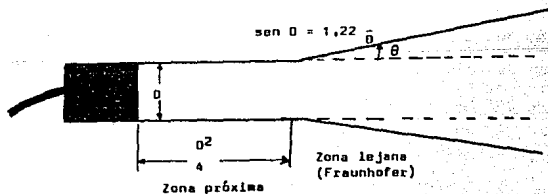


Figura.II.3.3. Distancia de transición (cm) para transductor no enfocado

Para distancias menores a ésta, el haz queda confinado dentro de un cilindro que, a partir de ahí, se abre al penetrar en la región de Fraunhofer formando un cono cuyo ángulo generatriz viene dado por:

$$\theta = \arcsen \frac{1.22\lambda}{D}$$

El foco es el punto del eje principal donde tenemos un máximo de presión acústica. Para un transductor no enfocado, este punto esta situado en la distancia de transición L_0 .

Otro parámetro importante es la zona focal que está formada por el margen de distancias cuya amplitud de la presión acústica es mayor a la mitad (-6 dB) de la que se tiene en el foco.

El diagrama de un arreglo lineal viene dado por el producto del diagrama de radiación de un elemento por el denominado factor del arreglo, ver figura II.3.4.

$$A(\theta) = \frac{\text{sen}\left[\frac{\pi a}{\lambda} \text{sen}\theta\right]}{\frac{\pi a}{\lambda} \text{sen}\theta} \cdot \frac{\text{sen}\left[\frac{N \cdot \pi \cdot d \cdot \text{sen}\theta}{\lambda}\right]}{\text{sen}\left[\frac{\pi \cdot d \cdot \text{sen}\theta}{\lambda}\right]}$$

donde:

- A = amplitud diagrama emisión.
- a = ancho del elemento.
- λ = longitud de onda.
- θ = ángulo de medida.
- d = paso del array.
- N = número de elementos.

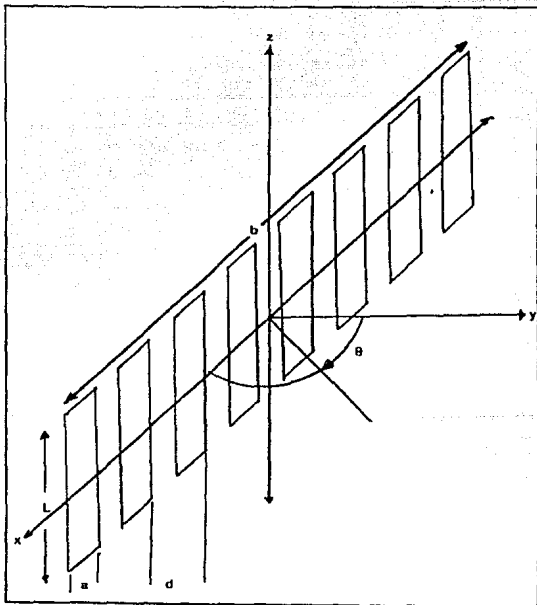


Figura.II.3.4. Geometría de la disposición de elementos en un Phased array (arreglo en fase).

Este diagrama tiene un haz principal de radiación y otros secundarios (figura II.3.5.) con ángulo dado por :

$$\theta_m = \arcsen(m \frac{\lambda}{d})$$

Nos interesa que estos lóbulos secundarios estén por debajo del margen dinámico de nuestro receptor para evitar así ecos fantasmas. Una estimación de la relación lóbulo principal al lóbulo secundario (grating) de mayor nivel viene dada por:

$$MD = 20 \log(k \cdot N)$$

con k = parámetro función de la longitud del pulso transmitido, $1 < k < 3$.

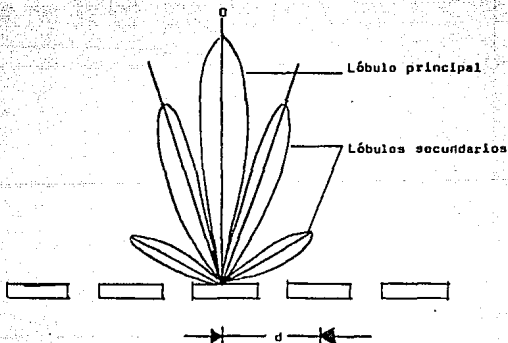


Figura.II.3.5. Diagrama de radiación de un Phased array (arreglo en fase).

II.4 SISTEMAS PARA CAPTURA DE INFORMACIÓN ULTRASÓNICA

En este inciso, mencionaremos algunas clases importantes de instrumentos clínicos ultrasónicos de imágenes y daremos:

- Principales características de operación
- Ejemplos de utilización de los sistemas en áreas de aplicaciones clínicas.
- Ventajas y desventajas de cada sistema.

Hoy en día, en la tabla II.4.1, tenemos un bosquejo comúnmente usado de configuraciones y que son generalmente practicadas en la medicina ultrasónica.

- | |
|---|
| <ul style="list-style-type: none">- Modo-A (amplitud)- Modo-B (brillantes)- Modo-M (movimiento)- Sistema de multielementos o combinados- Sistemas sectoriales de inspección |
|---|

Tabla II.4.1. Clasificación general de los instrumentos o sistemas de ultrasonido para diagnósticos.

II.4A SISTEMA MODO-A (AMPLITUD).

Es una de las técnicas más antiguas, la cual, nos da información unidimensional y solo en pocas aplicaciones especializadas ha sido suplantada por imágenes bidimensionales del modo-B. El modo-a como algunas otras configuraciones, esta basada en la técnica de pulsos de ecos, donde un pulso corto del ultrasonido es transmitido por un transductor hacia una región del tejido que esta siendo investigada. La reflexión de cada una de las capas del tejido, cambia por la impedancia acústica al ser recibidos por el transductor, el tiempo total transitorio del pulso inicial y la recepción del eco es proporcional a el límite de la profundidad. Esto hace posible un mapeo en una dimensión de las capas del tejido a lo largo de la línea de propagación de la onda ultrasónica.

En la representación del modo-A, la deflexión vertical de la muestra representa la amplitud de la reflexión y la línea base representa el tiempo. La muestra es un efecto unidimensional con respecto al tejido examinado pero variando en el tiempo.

En la figura II.4.2, tenemos una representación típica del modo-A que también forma la base de un sistema más elaborado y es mostrado en un diagrama de bloques.

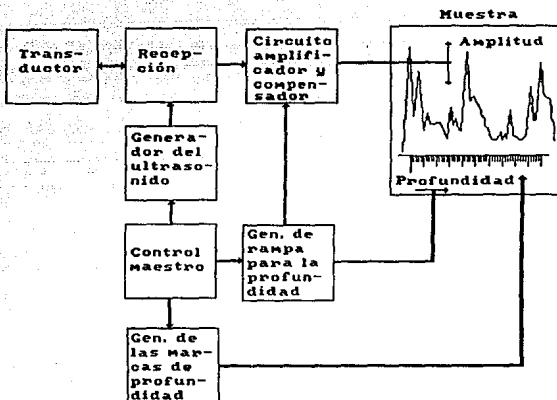


Figura II.4.2. Representación típica del modo-A mostrado en un diagrama de bloques.

El control maestro maneja al generador del ultrasonido que abastece con un impulso eléctrico al transductor piezoeléctrico, también manipula al generador de marcas que provee de profundas marcas calibradas a través de la pantalla y el generador de rampa que barre la señal a través de la misma como una función del tiempo, de este modo, automáticamente se posicionan correctamente

los ecos en la pantalla. Más así, el generador provee un voltaje de rampa, para controlar la profunda compensación de circuitos que permiten la atenuación del ultrasonido en el tejido.

Las ventajas que nos da el modo-A es la rápida información de la posición de los tejidos con un equipo poco sofisticado, pero en una forma unidimensional.

En la exploración oftalmológica los transductores del modo-A son pequeños teniendo una gran ventaja con las otras categorías comparados en el tamaño. Se utiliza para obtener medidas del tamaño del ojo y su crecimiento, también detecta tumores u objetos extraños (fragmentos de metal) para ser removidos quirúrgicamente. Usa altos rangos de frecuencia de 5 a 15 MHz. Para hacer penetraciones cortas con excelente resolución en la imagen.

Otra aplicación del modo-A ha sido utilizada en la eco-encefalografía; donde en un cerebro saludable se tiene una simetría y la línea media es posicionada en la parte central del cráneo. En el caso de desarrollarse una lesión, tal como un tumor o hemorragia cerebral, la simetría del cerebro puede ser fácilmente reconocida y mostrada. La calidad de la imagen no es óptima en su resolución, debido a la intervención del hueso del cráneo que esta entre los pulsos del ultrasonido que deben pasar; pero con un transductor cuidadosamente bien colocado, la potencia de la señal es suficiente para determinar la simetría.

II.4B SISTEMA MODO-B (BRILLANTES).

La muestra de modo-B puede ser de dos tipos diferentes según la tecnología para realizar el barrido: estáticos y dinámicos (arreglo lineal, de fase y sectorial). En todos ellos, las direcciones de exploración en que se emite y se recibe el haz de ultrasonidos son coplanares.

En la muestra estática del modo-B, los ecos se muestran como líneas de puntos en la pantalla de una manera similar a las conversiones hechas por el sistema de tiempo-movimiento, excepto que la línea de puntos en la muestra ahora siguen la orientación del transductor y da como resultado un efecto bidimensional. En la figura II.4.3, se demuestra como una línea del modo-B es obtenida y corresponde a una muestra del modo-A del mismo objeto.

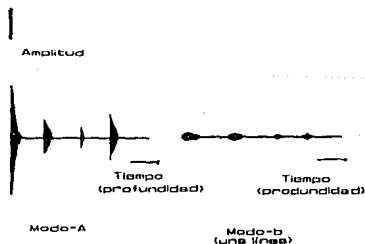


Figura II.4.3. En el modo-A, la amplitud de la señal recibida mostrando el haz verticalmente y en el modo-B, la brillantes del haz es modulada para esta amplitud, así para cada línea.

La figura II.4.4, es un diagrama de bloque de un modo-B estático.

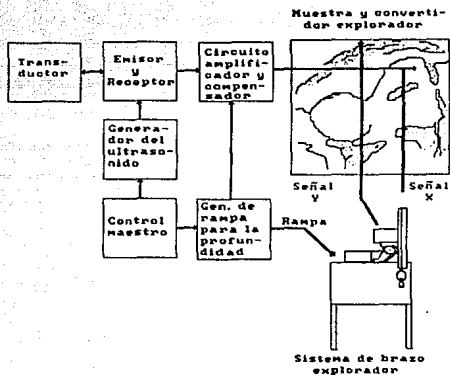


Figura II.4.4. Diagrama de bloques de un sistema estático modo-B.

El transductor es montado en un brazo explorador permitiendo ser movido en un plano seleccionado. El brazo explorador convierte la posición y ángulo actual del transductor en señales eléctricas X-Y para posicionar correctamente la línea del transductor en la pantalla. Si el transductor se mueve para adelante o para atrás, nuevas líneas de puntos de otras posiciones y ángulos del transductor se agregaran, construyendo gradualmente un dibujo completo debido a la capacidad de almacenaje del convertidor

examinador incorporado, que adapta las señales X-Y para un formato normal de video de televisión.

La imagen o dibujo tomo tiempo (normalmente de 2 a 20 seg.) para construirse y por lo tanto la imagen no es de tiempo real, ver la figura II.4.5.

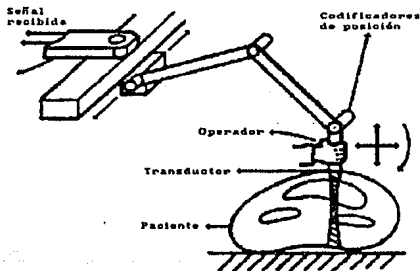


Figura II.4.5. Sistema de ecografía bidimensional modo-b estático.

Por el generador de marcas integrado y disponible en la mayoría de los sistemas, la dirección instantánea del haz o onda ultrasónica puede verse en el dibujo como una línea punteada. La profunda información obtenida del espacio de 10 mm. Entre marcas sucesivas es también ideal para la biopsia o guía de perforación.

Una primera aplicación esta en los casos de obstetricia en donde se observa; el crecimiento gradual, la orientación o posición y las anormalidades que se pueden dar en un feto. Las imágenes obtenidas por medio de rayos "X" atenta al desarrollo normal del feto, además, podrá ser verificada la localización de la placenta o los posibles múltiples fetales.

En la ginecología, las investigaciones de quistes en ovarios o tumores malignos pueden ser determinados por el modo-B. Ver una imagen real en el apéndice A figura A.20.

Para exámenes abdominales, el sistema nos da imágenes claras del; hígado, vaso, la vesícula biliar y el riñón en los cambios anatómicos anormales debido a tumores o lesiones aparentes.

El pecho de la mujer, es otra región satisfactoriamente explorada por el ultrasonido sobre todo por los tejidos suaves que dan un medio ideal para la propagación de las ondas.

II.4C SISTEMA MODO-M (MOVIMIENTO).

Esta configuración es usada para analizar cuantitativamente y cualitativamente el movimiento de estructuras del cuerpo tales como las válvulas del corazón.

La "M" significa movimiento y este modo es algunas veces referido como modo-TM (tiempo movimiento).

La figura II.4.6, es un diagrama para los elementos esenciales de la configuración de un modo-M. Es un modo híbrido con algunas características de los modos A y B. Así en el modo-B la brillantes de la línea que se muestra es modulada de acuerdo a la amplitud de los ecos recibidos. Es similar al modo-A, sin embargo los ecos son recibidos en una sola dimensión a lo largo de la dirección del rayo que se mantiene fijo. Estas señales son desplegadas en el eje horizontal de la muestra.

La deflección vertical de la muestra es controlada por una variación lineal de bajo voltaje, de tal forma que las líneas sucesivas son escritas en orden progresivo bajo la muestra.

Cualquier movimiento del objeto a lo largo de la trayectoria del haz, aparecerá como un desplazamiento horizontal del objeto grabado con líneas sucesivas de onda plana en posición de los puntos de ecos correspondientes.

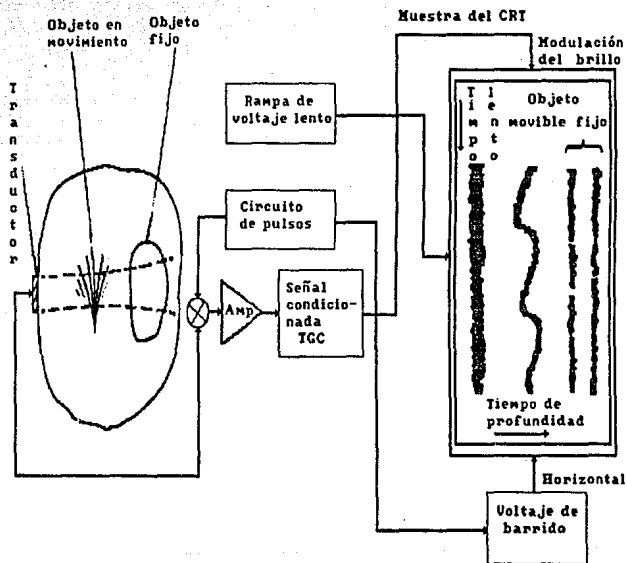


Figura II.4.6. Diagrama de bloques de una configuración modo-M.

El tiempo de barrido horizontal es idéntico al del modo-A y modo-B, esto es, de $13 \mu\text{seg}$ para cada centímetro de profundidad trazada. El barrido vertical es mucho más lento alrededor de 2 a 3

segundos para cubrir toda la pantalla, así que muchos latidos del corazón pueden ser desplegados.

Debido a que la muestra es calibrada en términos de profundidad en el eje horizontal, el desplazamiento neto espacial del objeto en movimiento podrá ser medido directamente. Esta es una valiosa ayuda para determinar la extensión del movimiento de las válvulas del corazón. También, puesto que el eje vertical esta asignado para unidades de tiempo, la velocidad del órgano podrá ser medida cuantitativamente desde la pantalla, en unidades de mm/seg.

La grabación permanente puede ser realizada fotográficamente o sobre una cámara de video o por un autodesarrollo de exposición óptica sobre una tabla graficada por un cable de fibra óptica plana, desde la muestra hasta la grabadora.

Muchos de los instrumentos con la configuración del modo-B y con un arreglo lineal o de fase, están diseñados para representar imágenes de tipo cardíaco y tienen la característica de permitir en forma simultanea una imagen del modo-M, que se obtiene a lo largo de una de las líneas del sector elegido por el operador. La línea de modo-M es actualizada a una rapidez de tal forma, que el sector completo es barrido para mejorar la resolución de la velocidad modo-M. Ver una imagen real en el apéndice A figura A.20.

II.4D SISTEMAS DE MULTIELEMENTOS O COMBINADOS.

El movimiento de exploración de un solo transductor a lo largo de una línea recta y en una posición vertical, puede ser simulada por interruptores electrónicos, entre el número de elementos de transductores que sean colocados en una línea recta en la superficie de la piel (típicamente de 32, 64 o más elementos) y se activan secuencialmente para producir líneas de imagen como la que se muestra en la figura II.4.7.

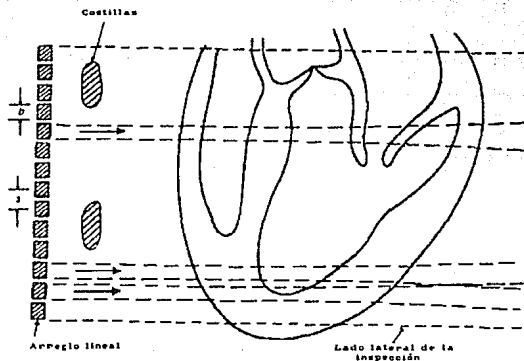


Figura II.4.7. La dirección esquemática del haz y la formación de la muestra por un arreglo lineal, es usado para la imagen del corazón. El haz de solo tres elementos son demostrados para simplificar la imagen.

En la muestra, cada transductor tiene su propia línea de rastreo, los ecos serán mostrados de una manera normal como pequeños puntos de intensidad-modulada. Si en un arreglo lineal o de multielementos se colocan los transductores lo suficientemente cerca entre ellos, las líneas en la pantalla tienden a fusionarse, de la misma forma a las líneas en una imagen de T.V. La muestra ya no es observada en intervalos grandes como señales discretas de eco, pero si, como una imagen bidimensional de la estructura que esta debajo del conjunto de transductores.

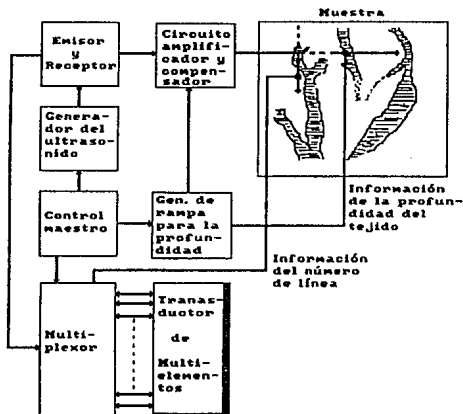


Figura II.4.8. Diagrama de bloques de un sistema de tiempo real de un transductor con multielementos.

En la figura II.4.8, se muestra un diagrama de bloques de un sistema de tiempo real de un transductor con multielementos.

Si el interruptor electrónico entre los transductores se trabaja lo suficientemente rápido, la imagen mostrada será bidimensional de tiempo real y fluctuación libre, dando imágenes vivas dentro de los límites reflejados, esto permite el estudio de estructuras movibles como el corazón, arterias o partes fetales. Ver una imagen real en el apéndice A figura A.16.

Para dar un mejor arreglo a los estrechos que hay, la dirección de los rayos y un número razonable de elementos de transductores colocados cada centímetro en la superficie de la piel, serán estimulados por pares (1 y 2, 2 y 3, 3 y 4, etc.) Por el sistema. Esto da un área del transductor activo de gran tamaño, así el rayo tendrá un ángulo pequeño de apertura y al mismo tiempo los rangos efectivos de resolución no se arruinarán por tener una distancia un poco más grande entre los transductores. Aunque las ondas de los transductores se sobrepongan, este hecho da una mejoría sustancial en la calidad de la imagen.

II.4E SISTEMA DE INSPECCIÓN POR SECTORES.

En el modo-B en el tiempo real existen diversos formatos de presentación de la imagen ecográfica y que tienen relación con la geometría usada por el transductor para explorar un área. Uno de ellos es el sistema de inspección sectorial; aquí se presenta una imagen en forma de abanico, utilizándose especialmente en órganos o partes donde el acceso a los tejidos que queremos explorar se hace a través de un espacio reducido, como es el caso de la ecocardiografía.

En una muestra de inspección por sector, las señales del eco aparecen radiar desde un solo punto que es la posición hipotética de una rotación ficticia del transductor y que puede simularse mecánicamente o electrónicamente. En un barrido mecánico las líneas de la imagen formaran un sector de 45 a 110 grados (típicamente 90 grados) y velocidades de barrido de 15 a 20 imágenes por segundo.

El número actual de líneas en un sector dependerá de la frecuencia de repetición y la velocidad angular del barrido del pulso. En términos de la profundidad del tejido examinado habrá más líneas por centímetro a lo largo de la muestra cercana al transductor, caso contrario si se aleja aunque se use la misma velocidad angular. Esto es, que la resolución descenderá gradualmente con el incremento de la distancia del punto hacia el transductor ficticio.

El diagrama de bloque en la figura II.4.9, revela el mismo tipo básico del sistema como el del transductor por multielementos.

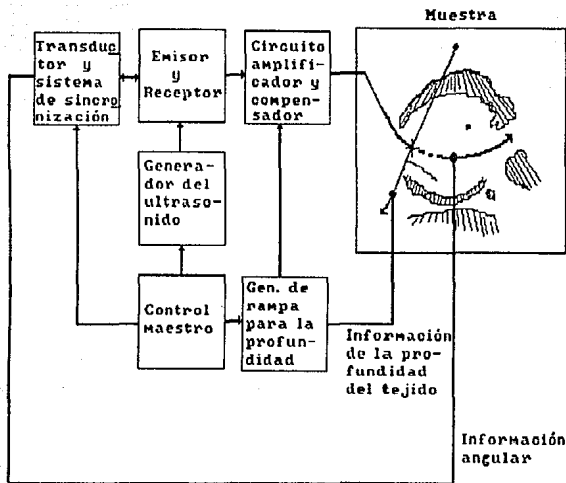


Figura II.4.9. Diagrama de bloques de un sistema sectorial de inspección en tiempo real.

De cualquier forma debido al sistema de sincronización electrónicamente sintetizado o mecánicamente, resuelve la rotación del haz o rayo. La electrónica generalmente a crecido en complejidad, donde el transductor es simple (y a veces más barato y mejor) que un transductor de multielementos.

Sistemas simples electrónicamente sintetizados de inspección por sector, no necesariamente tienen las mismas características de dirección cuando reciben que cuando transmiten y en esta forma, no serán óptimos comparado con otros sistemas de "scanner" por sector. Ver imágenes reales en el apéndice A figuras A.17, A.18, y A.19.

En la figura II.4.10, es un ejemplo de la posibilidad de utilizar los sistemas de captura de imágenes sectorial y lineal en varias partes del cuerpo humano.

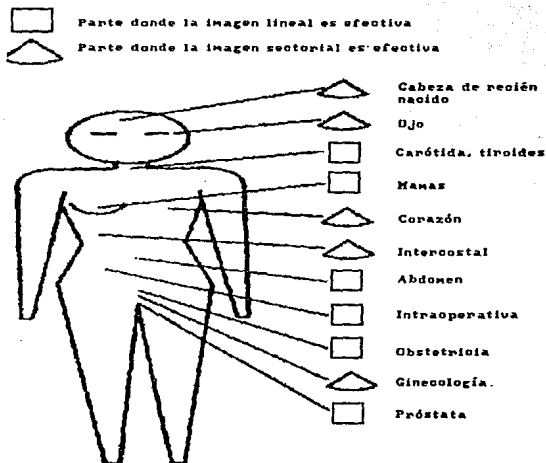


Figura II.4.10. Posibilidad de utilización del sistemas sectorial o lineal para obtención de imágenes.

VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE CADA SISTEMA.

A continuación se muestra la tabla II.4.11 en forma general donde se describen las ventajas o desventajas que se tienen en cada sistema de captura de información ultrasónica.

Sistemas	Ventajas	Desventajas
Modo-A	<p>Proporciona rápida información de la posición de los tejidos.</p> <p>En la exploración oftalmológica los transductores son pequeños comparados con los otros sistemas.</p> <p>Equipo poco sofisticado, por lo tanto económico.</p>	<p>Las imágenes son en forma unidimensional</p>
Modo-B	<p>Las imágenes son en forma bidimensional.</p> <p>La exploración manual permite enfatizar en las zonas de interés para obtener imágenes de mejor resolución.</p> <p>En las clínicas es usado en forma común debido a la gran variedad de regiones anatómicas que son exploradas satisfactoriamente.</p> <p>Las imágenes se muestran en un formato de video de televisión.</p>	<p>El equipo es más sofisticado y su costo es mayor que el sistema anterior.</p>

Tabla II.4.11. Ventajas y desventajas de los sistemas de captura de información ultrasónica.

Sistemas	Ventajas	Desventajas
Modo-M	<p>Se usa para analizar estructuras en movimiento del cuerpo como el corazón y sus válvulas.</p> <p>Las imágenes pueden ser grabadas en una cámara de video.</p> <p>Tiene algunas características de los de los modo A y B,</p>	<p>El equipo es mucho más sofisticado por utilizar elementos del modo "A" y "B"; además se complementa con un sistema de grabación de imágenes, por lo que el costo es mucho más elevado que en los sistemas anteriores.</p>
Combinados o de multielementos	<p>Los números de elementos de transductores mostraran imágenes bidimensionales de tiempo real y con resolución de excelente calidad.</p> <p>Se obtienen imágenes de la mayoría de los órganos y su campo en la medicina es muy amplio (ginecología, obstetricia, cardiología, etc.).</p>	<p>Los arreglos son muy complicados debido a que cada elemento requiere se su propio canal de amplificación así como su capacidad de pulsación o disparo.</p> <p>El equipo es mucho más sofisticado, costoso y requiere de un mantenimiento constante y cuidadoso.</p>
Sectoriales	<p>Se usa especialmente en órganos o partes donde el acceso a los tejidos a explorar el espacio es muy reducido (recto, matriz, arterias del corazón, etc.).</p> <p>La rotación ficticia del transductor puede simularse mecánicamente o electrónicamente.</p>	<p>Los sistemas mecánicos tienen una baja flexibilidad al cambio rápido de los modos de la imagen "B" a la "M" o al desplegado en Doppler a causa de la inercia mecánica.</p> <p>La sincronía en la rotación de la onda es compleja y con el tiempo el sistema se degrada entregando imágenes engañosas.</p>

Tabla II.4.11. Ventajas y desventajas de los sistemas de captura de información ultrasónica.

II.5. ELECCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DEL SISTEMA DE CAPTURA ÓPTIMO.

La siguiente tabla nos resume un esquema de clasificación para las configuraciones generales de captura para uso médico.

Clasificación general de instrumentos de diagnósticos en ultrasonido.

- Modo-A (una dimensión)
- Modo-B (dos dimensiones)
 - Scanners manuales
 - Scanners de tiempo irreal
 - Mecánicos
 - Electrónicos
 - arreglo lineal
 - arreglo de fase
- Modo-M (movimiento)
- Modo-C (A través -trasmisiones)
- Doppler (velocidad)
 - Onda continua
 - Salida audible
 - Salida Análoga
 - Salida espectro
 - Doppler imagers
 - CW scanners transversales
 - Pulsos Doppler
 - Combinados con modo-B (Duplex)
- Misceláneas

Los instrumentos de Modo-A, Modo-B y Modo-C proporcionan información estática de la región que se está analizando mientras que los instrumentos que funcionan con los principios de Modo-M y la onda continua Doppler proporcionan información de movimiento y velocidad.

La técnica más antigua es la de Modo-A la cual nos proporciona información unidimensional, pero exceptuando algunas aplicaciones muy especializadas, ha sido ampliamente suplantado por las imágenes bidimensionales del Modo-B y como podemos ver de la tabla anterior. La categoría de los *Scanners-B* representa actualmente el grupo de instrumentos de mayor uso. Los instrumentos más sofisticados (y los cuales proporcionan generalmente la mayor cantidad de información y son los más caros) son los generadores de imágenes de Modo-B de Scanner eléctrico y los visualizadores de pulsos Doppler. Muchos de los nuevos instrumentos son capaces de operar en combinación con otros modos, como el Modo-M lineal entrelazado en tiempo real, el Modo-B de sectores o la combinación de pulsos doppler e instrumentos del Modo-B (Exploradores dobles).

La ventaja del Modo-A es que da información posicional rápidamente y con una sofisticación de equipo mínima, su desventaja, es que la información que proporciona es unidimensional a través de la línea de propagación del rayo. El Modo-A ha sido extensamente usado en ecoencefalografía de línea media donde la posición de cualquier punto en la línea media del cerebro es

determinada en relación con los ecos de referencia de los límites cercanos y lejanos al cráneo. En el cerebro sano, las estructuras de la línea media serán posicionadas al centro del cráneo en el plano medio sagital. Si las estructuras están significativamente fuera de lugar, de un lado u otro del plano, por la expansión de una lesión tal como un tumor cerebral o una hemorragia.

Scanning Oftalmológico es también bien manejado por el Modo-A, cuando el ojo esta siendo analizado con ultrasonido, el pequeño tamaño al transductor Modo-A comparado con las grandes cabezas requeridas por los otros métodos es una obvia ventaja. Mediciones de patrones de tamaño y crecimiento acompañan a esta técnica, así como la detección de tumores, otras patologías y la localización de objetos extraños (tales como fragmentos de metal) para su extracción quirúrgica, la poca profundidad de penetración requerida permite el uso de altas frecuencias de 5 a 15 Mhz para una excelente resolución.

La grabación permanente de las imágenes del Modo-B pueden ser acompañadas por cualquiera de éstas 2 técnicas: (1) un registro puede ser obtenido directamente de la pantalla mediante una filmación o una video-filmación (2) un convertidor de barrido puede ser utilizado para cambiar el patrón de coordenadas polares de la forma sector analizados de señales provenientes del receptor y convertirlas en formato raster para su almacenamiento electrónico directo en una video grabadora, en suma, con un convertidor de

barrido las señales pueden ser desplegadas en un monitor de video como desplegado principal a diferencia de un desplegado X-Y; de cualquier manera. Hay que seleccionar un medio permanente y adecuado de almacenar la información de cada paciente para su historial clínico.

Si se usa un convertidor de barrido digital, el almacenamiento en memoria electrónica permitirá también, el procesamiento post-recepción de información: con el cual se podrán reducir ruidos o modificar la linealidad de la escala de grises para enfatizar ciertas regiones de amplitud.

De lo anterior y como nuestro objetivo es diseñar un transductor ultrasónico de uso médico y de aplicación general, se han elegido los estudios de tipo abdominal y obstétrico como casos representativos de los instrumentos del Modo-B que representan la vasta mayoría de los instrumentos utilizados para uso clínico en la actualidad. Esto es debido a la gran variedad de regiones anatómicas que podrán ser satisfactoriamente exploradas con el Modo-B (Scan Manual y de tiempo real) y la facilidad de la interpretación de las imágenes características bidimensionales del Modo-B.

Una aplicación primaria es en los casos obstétricos, donde la tasa de crecimiento fetal, la orientación y cualquier tipo de anomalía pueden ser plasmadas sin el riesgo para el feto que

las imágenes de rayos-X producen. La localización de la placenta o múltiples fetos también se pueden verificar, si muestras de fluido amniótico van a ser analizadas, las imágenes de ultrasonido ayudaran a la correcta inserción de la sonda. En análisis ginecológicos la sospecha de quistes en el ovario o tumores malignos pueden ser investigados con el Modo-B.

Para barridos abdominales. El Modo-B siempre muestra claras imágenes, del hígado (para estimar su condición o tumores malignos), el páncreas, el apéndice, los riñones, anomalías debidas a cambios anatómicos de los tumores y otras lesiones aparentes, estos son ejemplos ilustrativos de la aplicación de este tipo de transductores, frecuencias de ± 2.5 Mhz. son utilizadas en este tipo de estudio, aunque a menudo frecuencias tan altas como 5 Mhz son usadas aquí para incrementar la resolución para cortas profundidades de penetración.

El busto femenino es otra región que es satisfactoriamente barrida por el ultrasonido, presencia de quistes o tumores pueden ser detectados por este relativamente conveniente y seguro método. Los suaves tejidos del busto proporcionan un medio ideal para la propagación del ultrasonido.

Los tejidos biológicos no son fluidos viscosos ideales, por supuesto, por lo tanto, no es de sorprendernos que las ecuaciones de absorción antes vistas no se aplique estrictamente, por ejemplo,

la ecuación II.4.9 predice que la absorción será proporcional al cuadrado de la frecuencia de onda, mientras que en mediciones hechas en el laboratorio, de tejidos, nos muestran que el rango de frecuencias ultrasónicas para uso médico, al menos, la atenuación de aproxima más a una función lineal de la frecuencia para muchos tejidos suaves. El modelo de viscosidad sigue siendo cualitativamente práctico, después de haber sido ajustado (corregido) por el efecto de una respuesta finita de frecuencia de la viscosidad.

La viscosidad es un fenómeno conocido también como efecto de la relajación, una característica importante de los efectos de relajación es que describen comportamientos que no pueden ocurrir instantáneamente en el material, cada efecto tiene asociada una constante de tiempo (tiempo de relajación) y su correspondiente frecuencia de relajación, si modelamos la viscosidad, mientras que la frecuencia se incrementa.

Esto significa que los términos de viscosidad en la ecuación II.4.9 no son constantes pero decrecerán con la frecuencia y parcialmente anularán el incremento en el término ω^2 a frecuencias ultrasónicas.

Una representación matemática de esta relajación viscosa puede ser obtenida definiendo la frecuencia de relajación ω_1 baja y alta, con la cual la respuesta de frecuencia η_{eff} queda limitada y la

viscosidad efectiva la podemos escribir:

$$\eta_{eff} = \frac{\eta_0}{1 + (\omega/\omega_1)^2}$$

Donde η_0 es la viscosidad a baja frecuencia y ω_1 es la frecuencia a la cual la viscosidad efectiva ha sido reducida a la mitad de su valor de baja frecuencia.

Imágenes del corazón y sus movimientos durante los ciclos cardíacos representan un reto especial para los instrumentos manuales del Modo-B. Dado que el corazón está rodeado por tejido pulmonar, alvéolos, costillas, el acceso sónico a el corazón, está limitado a algunas "ventanas cardíacas", donde ni el aire ni los huesos intervienen, tales como los espacios inter-costales en la parte anterior de la pared del pecho, incluso más importantes son los movimientos de las paredes del corazón y las válvulas que ocurren a una velocidad mucho más rápida que los sectores que el Modo-B puede obtener por *scanning* manual. Esto ha supuesto un desarrollo en los B-scanners de tiempo real en los cuales el barrimiento por sectores se hace mecánica o electrónicamente, en un tiempo tan corto que la imagen parece estar en tiempo real.

B-SCANNERS DE TIEMPO REAL.

Una de las ventajas operacionales del barrido manual es que permite a el usuario discriminar el movimiento de barrido para enfatizar estructuras de interés para una mayor resolución o visualización desde diferentes posiciones con el objeto de llenar patrones de reflexiones angulares irregulares. La principal desventaja de este barrido manual es que un sector de estudio no puede ser completado en un periodo corto de tiempo, un ejemplo típico de esto es el ciclo del corazón, el cual tienen una duración de menos de un segundo, aquí deberíamos barrer un sector completo, en una fracción de segundo para evitar distorsiones en detalles del corazón, tales como válvulas y posiciones de las paredes cardíacas. Afortunadamente existen varias maneras de archivar esta información, las cuales se clasifican en barrido mecánico y electrónico, las velocidades de barrido con estos instrumentos van desde unos cuantos sectores por segundo hasta varios cientos de sectores por segundo, dependiendo del método empleado, la profundidad y el ancho determinados para cada sector.

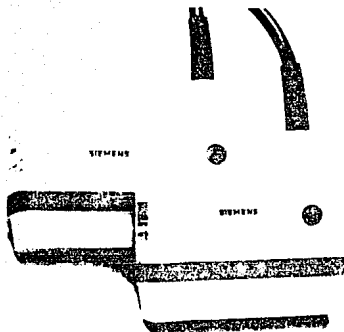


Figura II.5.1. (a)

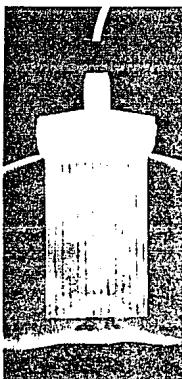


Figura II.5.1. (b)

La figura II.5.1 (a) muestra un típico Scanner manual Modo-B y en la figura (b) tenemos barrido de un útero, mostrando partes fetales.

En adición a la rápida captura de información y al tiempo real de muestreo, existen otros beneficios, no hay necesidad de interfases mecánicas-electrónicas complejas que proveen la información sobre los sectores a monitorear, dado que estas referencias son inherentes al mecanismo de barrido, también, la búsqueda de aérea anatómica de particular interés se ve agilizada debido a la rapidez en la adquisición de datos y al casi continuo monitoreo de los sectores.

Este casi continuo monitoreo de los scanners de tiempo real nos conduce a una ventaja de percepción, aparentemente y debido a la manera en la cual trabaja la visión humana, cuando se presentan en forma de una filmación, cuyos limites a menudo presentan apariencias de manchas por los efectos de interferencia, reflexiones irregulares y ruido, tienden a percibirse más conectadas y como un todo a diferencia de cuando se presentan en una manera estática, este efecto es particularmente apreciado cuando se requiere distinguir las paredes o válvulas cardíacas.

El precio de estos beneficios, es pagado con un incremento en volumen en la cabeza del transductor. En resumen estos instrumentos son indispensables en el monitoreo del tejido cardíaco y abdominal.

SCANNERS MECÁNICOS.

Barridos rápidos de la dirección del rayo ultrasónico pueden ser manejados de diferentes maneras. La figura II.5.2 muestra 3 de estas posibilidades, el transductor puede ser montado en la punta de una rueda rotatoria del tal manera que el rayo radia a través de una abertura en la cubierta, cada vez que pasa por ahí. Para reducir el tiempo muerto, el cual ocurre durante cada rotación, cuando el transductor no esta posicionado frente a la ventana, más de un transductor puede ser acomodado alrededor de la periferia de la rueda. El movimiento rotatorio a través de un motor eléctrico, es relativamente rápido y es más suave que el movimiento oscilatorio, pero el contacto eléctrico, con los transductores debe de hacerse a través de anillos rotatorios deslizantes, los cuales son ruidosos o a través de un arreglo complejo de transformadores.

Para minimizar el tiempo muerto aun más, un solo transductor puede colocarse de manera que oscile hacia adelante y hacia atrás rápidamente, esta técnica permite al transductor estar activado todo el tiempo y simplifica las conexiones a las terminales eléctricas de transductor. Pero el movimiento cíclico de parar-y-arrancar del movimiento oscilatorio, limita la velocidad de barrido a unos cuantos sectores por segundo.

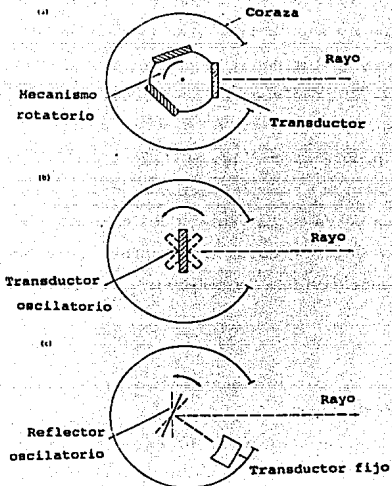


Figura II.5.2. Nos muestra algunas formas de barrido mecánico del rayo, para obtener sectores de scan-B: (a) transductores rotatorios, (b) transductor oscilante, (c) reflector oscilante transductor fijo.

Minimizandola más del objeto oscilante, se reduce el cambio en momentum, necesario para cada ciclo, se reduce la vibración, también así, algunas veces se utiliza un espejo sónico oscilante; reflejando el rayo de un transductor fijo. Todas estas técnicas tienen sus pros y sus contras. Las cabezas de los transductores son más pesadas y voluminosas que los transductores no usados en barrimientos. El problema se puede reducir empleado transductores de diámetro pequeño, pero se pierde resolución lateral, también puede haber problemas con las múltiples ecos que ocurren dentro de la cubierta debido a las reflexiones, obstruyendo las imágenes que se encuentran cerca de la ventana del transductor. Los barrimientos electrónicos mejoran estas limitantes, pero su costo se eleva sustancialmente debido a la complejidad de los circuitos eléctricos requeridos.

SCANNERS ELECTRÓNICOS.

Cuando el rayo es barrido electrónicamente, el movimiento puede ser obviamente más rápido y flexible y sin vibraciones mecánicas, existen dos métodos para hacer esto, ambos usan arreglos, pero difieren en la forma en que son excitados sus elementos; uno a la vez o con cierta relación de fase.

ARREGLO LINEAL.

Los elementos no tienen que ser excitados en un orden regular,

comenzando en una terminación y progresando así, hasta el último elemento de la otra terminal, de hecho existen buenas razones para no hacer esto. Primero, evitando el orden de barrido de fuego cruzado, el monitoreo se puede refrescar de una manera más uniforme, evitando el efecto de "limpiador de parabrisas", también es ventajoso dejar que los ecos profundos de un rayo mueran completamente, antes de excitar a algún elemento vecino, evitando de esta manera traslapes y confusión entre ecos, finalmente, si se desea un línea de Modo-M de un elemento en particular, esta línea se puede actualizar varias veces dentro del tiempo de barridos en esperar a que el barrido se haya completado. Esto mejora el tiempo de resolución del Modo-M.

La principal desventaja del arreglo lineal, radica en el tamaño tan pequeño de cada uno de sus elementos, dado que cada elemento tiene que trabajar independientemente, una característica de los elementos pequeños es que divergen muy rápidamente.

De aquí, que se pierde resolución lateral, excepto en rangos muy pequeños.

Otra manera de entender esto es notar que la distancia de transición del campo más cercano al campo más lejano corta para elementos pequeños. Creando una divergencia en el rayo y un pobre enfoque a profundidad. Para subsanar esto en arreglos lineales. Los elementos podrían hacerse más anchos (incrementando la dimensión b)

o quizás con la excitación de varios, al mismo tiempo. Esto extiende la región del campo cercano, resultando con esto una mejor divergencia y menos capacidad de enfoque.

Las líneas de barrido vecinas en el esquema de arreglo lineal, no pueden estar tan cercanas, que el espacio entre elemento. Como consecuencia de esto la resolución lateral del sistema no puede ser mejor que en el espacio entre líneas de barrido, dado que esto es como la dispersión individual, que es afectada mientras se separa.

Mientras que el ancho del elemento aumenta las líneas de barrido se van separando, limitando con esto la resolución lateral, ver ejemplo de como encontrar el ancho óptimo del elemento de un transductor de arreglo lineal.

Para parcialmente resolver el problema de una pobre resolución lateral, los elementos pueden ser agrupados cuando son excitados y cuando se utilizan como receptores (digamos ocho elementos por ocasión), para incrementar la apertura efectuada, pero cuando incrementamos la siguiente línea de barrido, solo el elemento más externo cae de un lado y uno es adicionado al otro lado del grupo, dando con esto un espacio efectivo de línea, el cual se aproxima a el ancho de elemento. Este esquema mejora la resolución lateral.

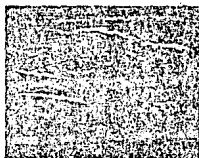
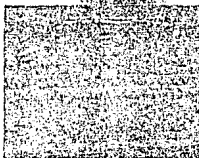
El arreglo lineal es popular especialmente para barridos abdominales y obstétricos. De cualquier modo es mucho más complejo

electrónicamente que el barrido mecánico debido a los requerimientos de cada elemento de tener su propio canal de terminación frontal de amplificación electrónica y su propia capacidad de pulso. La figura II.5.4, en ciertas orientaciones, las costillas bloquean algunos de los rayos de arreglo, produciendo sombras y múltiples reflexiones en esas áreas.

La cabeza del arreglo es por necesidad larga (quizás unos 10 cm o más) para visualizar una imagen ancha y esto toma su lugar en las ventanas cardíacas entre las costillas más difíciles. En el arreglo de fase el barrido del sector de trabajo se dispersa del transductor en forma de abanico, similar al obtenido con scanners mecánicos del Modo-M, resumiendo, el ancho completo del transductor, puede ser más pequeño mientras nos siga dando una visión ancha, siendo su uso más práctico y recomendable, en las denominadas ventanas cardíacas.

**The Widest Available
Field Of View In A 7.5 MHz
Linear Array.**

The Siemens 67mm 7.5 MHz linear array transducer gives you a complete picture of anatomy in a single image. Combined with its high spatial and contrast resolution and excellent penetration, this transducer is ideal for creating detailed images of small parts such as testes, breasts, rotator cuffs and thyroid.



**A Complete Transabdominal
Imaging System.**

With both linear and convex transducers, as well as sensitive, continuous Doppler capabilities, the Siemens SI-450 gives you a comprehensive abdominal and obstetrical imaging system. The 3.5 MHz R40 convex array, with its 60° field of view, obtains more diagnostic information in a single image than most other convex arrays and lets you quickly locate an area of interest.

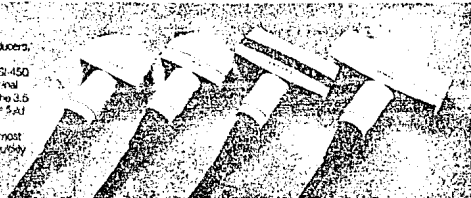


Figura 11.5.3. (a) Transductor de arreglo lineal, usado especialmente para barridos obstetricos y abdominales. (b) Típica imagen fetal producida por un arreglo lineal.

INTRODUCCIÓN AL CAPITULO III.

SISTEMA DE GENERACIÓN Y ADQUISICIÓN DEL ULTRASONIDO.

Antes de explicar en detalle el tema que sigue a continuación sería conveniente dar una explicación somera de nuestro diseño en bloques primeramente; con la intención de una mayor comprensión de este capítulo.

En nuestro sistema estamos contemplando una configuración básica de un sistema emisor y receptor ultrasónico "Modo-B", con foco fijo, pulsado a 2.5 Mhz, para un transductor de arreglo lineal, con transmisión de datos prácticamente en tiempo real. Aunque esta arquitectura podría soportar otros transductores de arreglo lineal en otros rangos de frecuencia y con posibilidad de un enfoque dinámico también; pensamos que esta es una arquitectura básica y con el fundamento necesario para este proyecto de tesis y en otro proyecto, despegar a otros equipos de adquisición en modo pulsado (arreglo convexo y sectorial) y con posibilidad de manejo de otros transductores.

Nuestro sistema de adquisición y digitalización requiere de las siguientes etapas:

- a) Transductor.
- b) Limitador.

- c) Multiplexaje.
- d) Switches Analógicos.
- e) Preamplificación.
- f) Línea de retardo.
- g) Ganancia de compensación.
- h) Amplificación logarítmica.
- i) Demodulación en A.M.
- j) Conversión analógica digital.
- k) Almacenamiento.
- l) Transmisión paralela.
- m) Control.
- n) Generación del pulso de frente de onda.
- ñ) Fuentes de alimentación.

La figura III.1.1 es un diagrama de bloques, el cual describe las etapas de emisión, adquisición y adecuación de la señal de eco, además hay que tener en cuenta la necesidad de un sistema de procesamiento de imagen que no se contempla en esta introducción y que se abordara hasta el tercer tema de este capítulo; más sin embargo lo que se mencione en los dos subcapítulos próximos, darán los requerimientos del equipo de cómputo; a continuación se seguirá con la explicación de cada uno de estos bloques.

a) TRANSDUCTOR.

Este transductor de arreglo lineal cuenta con 128 piezoeléctricos de material P.Z.T., listo para trabajar a una

frecuencia de resonancia de 2.5 Mhz y capaz de soportar un pico de voltaje de 300 volts.

Diagrama de bloques para la obtención de imágenes con la configuración modo-B lineal

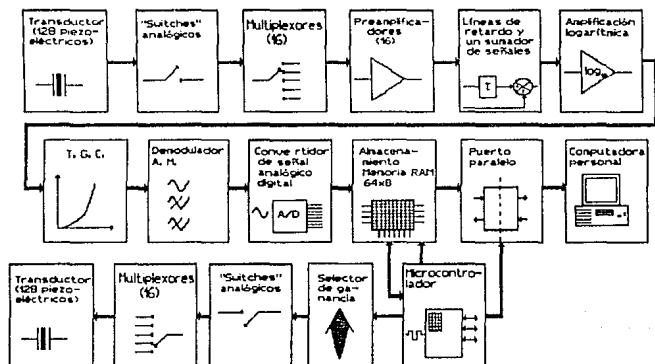


Figura III.1.1 Diagrama de bloques para la emisión, recepción y adecuación de la señal ultrasónica.

Este transductor lo dividimos en arreglos de 8 grupos, cada

grupo tendrá 16 piezoeléctricos. Un "scan" entonces se producirá de la siguiente manera: un grupo de 16 piezoeléctricos emitirán una onda de presión y casi inmediatamente estos mismos piezoeléctricos serán golpeados por los ecos generados, por lo tanto un "scan" completo necesitará de la emisión y recepción de los 8 grupos de piezoeléctricos.

Posterior a la obtención de un "scan", el sistema no mandara ningún pulso y se inhibirá también la forma de recepción.

b) EL LIMITADOR.

Su función es la de proteger el resto del receptor de los altos voltajes transmitidos. El transductor es conectado directamente en frente al receptor. Si el alto voltaje entrase al receptor sin haber sido atenuado, este podría ser saturado por un largo período de tiempo (porque el receptor esta especialmente diseñado para manejar señales muy débiles). El limitador es un circuito que pasa señales de baja intensidad (ecos) sin afectar estas, pero que limita o corta cualquier señal de alta amplitud cerca de un cierto rango en razón de proteger el frente de onda del receptor.

C) ETAPA DE MULTIPLEXAJE.

Se requiere de esta etapa para lograr la selección de los grupos de piezoeléctricos previamente mencionados, estos multiplexores, trabajan en forma bidireccional, manejan señales

analógicas en un rango de 0 a 20 volts y servirá para hacer la selección de un piezoeléctrico de un grupo de 8; el tipo de multiplexor seleccionado es suficientemente rápido para nuestra velocidad de adquisición y procesamiento, no presenta impedancias altas en su estado de "conducción" y la selección de la señal es a través de las tres líneas C_1 , C_2 y C_3 que provienen del controlador.

d) "SWITCHES" ANALÓGICOS.

Ya que la señal ha sido seleccionada del multiplexor, pasa por un "switch" que permite la transmisión de esta; se deberá contar con un par de estos switches con el fin de que uno permita la transmisión y otro la recepción permitiendo como tercera y última opción deshabilitar al transductor de nuestro sistema, en el caso de que el equipo este realizando algún proceso.

e) PREAMPLIFICACIÓN.

En la etapa de preamplificación, se empleara un preamplificador por cada línea de salida de un multiplexor, por lo que se tendrán 16 preamplificadores con una ganancia de 6 dB constantes para que la señal no sea atenuada y el ruido no sea suficientemente alto como para producir pérdida de información.

f) LÍNEA DE RETARDO.

Esta línea tiene una gran importancia en la posibilidad de obtener una línea de señal de lo que eran dieciséis, esto lo logra haciendo una cadena de retardos sucesivos y teniendo una suma de la

línea "n", con el retardo "n+1". El retardo lo conseguimos por las características del integrado en su tiempo de respuesta y aunque existan algunos sistemas de retardos ajustables que no son sino filtros de un gran ancho de banda, nosotros optamos por la primera opción por no manejar más que una frecuencia en nuestro sistema.

g) GANANCIA DE COMPENSACION.

La ganancia de compensación es un valor variable de ganancia que se modificara con respecto al tiempo (de manera directa), con el fin de que la información al irse atenuando al traspasar los diferentes tejidos de nuestro organismo, no llegue a ser initelegible.

h) AMPLIFICACIÓN LOGARÍTMICA.

Como ya se ha explicado con anterioridad, la atenuación del cuerpo se comporta exponencialmente en cuanto a la potencia que entrega el eco y según la profundidad de la cual proviene, esto significa que una señal se atenuara más, si esta es reflejada de una zona más lejana. Experimentalmente se ha logrado una expresión sencilla para expresar la atenuación en función de la distancia y la frecuencia y es:

$$1*f[cm^{-1}*MHz^{-1}*dB]$$

de aquí sabemos que la atenuación máxima que nuestro sistema va a manejar es de 100 dB, por lo tanto es indispensable el uso de un

amplificador logarítmico ya que en el caso de contar con uno de tipo lineal se saturaría inmediatamente, escogimos por tanto uno que amplifica 10 décadas, suficiente para los últimos ecos recibidos.

1) DEMODULACIÓN EN A.M..

En nuestro cuerpo, como ya se menciona, se comporta como un "filtro pasabajas", (en la respuesta a señales ultrasónicas), con un comportamiento exponencial según se muestra en la siguiente expresión:

$$A = A_0 e^{-\alpha x} \quad \text{-----> ecuación III.1.1.}$$

donde:

- A = Es el valor en amplitud entregado por el cuerpo.
- A_0 = Es el valor de amplitud entregado por el transductor, sin ningún tipo de atenuación previa.
- α = Es el coeficiente de atenuación correspondiente a cada tejido.
- x = Es el doble del valor en distancia que penetra el frente de onda.

Como vemos, según la expresión III.1.1 esta modulada en amplitud y la idea es recoger la envolvente de la curva que es la que contiene la información de la propagación de nuestros ecos.

La portadora luego entonces es la frecuencia de resonancia de

nuestro transductor. De acuerdo al circuito propuesto, logramos con mucha precisión separar la envolvente, sin afectar la señal recibida.

j) CONVERSIÓN ANALÓGICA-DIGITAL.

A la salida del demodulador se cuenta con una señal lineal donde las variaciones de amplitud son únicamente representaciones directas de valores que pueden ser traducidos directamente en intensidades luminosas, ahora la idea es pasar con estos valores continuos a una forma discretizada donde tengamos rangos de voltajes para un rango establecido de "palabras" que representan un tono en la escala de video y por supuesto esta conversión deberá contar con una rápida respuesta y una alta resolución para lograr una apropiada definición en nuestro rango de intensidades.

Únicamente la señal será adecuada a nuestro convertidor de tal manera que la relación voltaje contra la intensidad luminosa se comporte linealmente y sin supresión de ningún valor.

El circuito tiene como características: la conversión "flash" (25 Mhz) y el manejo de un rango de voltaje a la entrada de 0 a 2.48 volts con una salida que va desde "00" hasta "FF" Hexadecimal con resolución de 1/2 bit (menos significativo) y un rango de 256 valores que serán traducidos a paletas de tonos para un procesamiento posterior.

k) ALMACENAMIENTO.

El almacenamiento se lleva a cabo en la sección del controlador, el cálculo de la sección de almacenamiento se realiza de manera sencilla y va en relación del monitor y del transductor empleados, para nuestro caso se empleara un monitor de 480 columnas x 640 renglones y un transductor de 128 piezoeléctricos de tal manera que nuestra ventana de imagen será de 128 x 128 pixeles, este arreglo se traduce en 16 Kbytes de información de video con "datos crudos" (datos sin ningún tipo de procesamiento), por tanto nuestra memoria deberá contar con esta capacidad de almacenamiento y cumplir con requisitos tales como una alta velocidad de lectura (mínimo 60 nseg por byte).

Para nuestro sistema se ha seleccionado una memoria "RAM" de 32 Kbytes x 8 bits, estática lo que nos permite una muy alta velocidad de acceso (60 nseg en el tiempo de acceso); con posibilidad de inhibir la salida por lo que es posible conectar sus salidas en paralelo y alternar el funcionamiento de cada una para lograr así, una posible expansión posterior; la lectura de datos, se va haciendo sucesivamente con el cambio progresivo del direccionamiento.

Una vez que se ha finalizado la lectura y se ha llenado la memoria, esta se vacía a otra memoria "RAM" de la computadora personal que servirá como procesadora de imagen, vía el puerto paralelo.

1) TRANSMISIÓN PARALELA.

La transmisión paralela se emplea (como ya se menciono con anterioridad), en el vaciado de datos hacia el procesador de imagen, el empleo de un puerto paralelo se debe a la velocidad de transmisión y se selecciono uno de la familia Intel con el propósito de tener homogeneidad con la computadora donde se realiza el proceso de datos, en lo que se refiere a las señales de control necesarias para una transmisión eficiente.

2) CONTROL.

La etapa de control se realiza mediante un microcontrolador de la familia Intel (el 8051) y que cuenta con memoria "PROM" interna que nosotros podemos grabar; con lo que los programas de arranque y ejecución se encuentran en el mismo procesador haciendo más sencillo el circuito y logrando también rapidez en los procesos, aparte de la circuitería que el "micro" requiere para su funcionamiento como es el circuito de reloj y el de "reset"; el circuito controlador cuenta con otras subetapas como es: almacenamiento, transmisión paralela, direccionamiento de la memoria del bloque de ganancia de compensación para variar la palabra que proporciona la ganancia correspondiente a la profundidad correspondiente, selección de la dirección de trabajo en el bloque de multiplexores y el pulso de señal del bloque de generación de disparos al bloque de multiplexores en el caso de la emisión. Aquí lo que se pretende es mandar una palabra de dos bits, a una frecuencia de 2.5 Mhz y repetir esta emisión cada vez que

haya terminado el barrido de un bloque de piezoeléctricos.

n) GENERACIÓN DEL PULSO DE FRENTE DE ONDA.

Para la generación de este pulso, es necesaria una señal en voltaje con un valor máximo de 16 volts y con atenuaciones progresivas en el caso de necesitar menores potencias de emisión las cuales serán seleccionadas a voluntad del usuario como se ha mencionado anteriormente; la potencia en la transmisión es el brillo en la imagen a interpretar, en la relación directa en que mayor potencia será una imagen más brillante, mientras que menor potencia dará como resultado una imagen más opaca.

ñ) FUENTES DE ALIMENTACIÓN.

En el caso de nuestras fuentes de alimentación, necesitamos fuentes muy estables y que sean poco sensibles a variaciones con el fin de tener realmente señales estables en corriente continua; damos como tolerancia una variación del $\pm 5\%$. En total contamos con 5 fuentes, un par de ellas son de ± 12 volts, otro par es de ± 5 volts y la última es de + 10 volts.

III.1. CARACTERÍSTICAS Y REPUESTA TÍPICA FRECUENCIA A VOLTAJE DEL TRANSDUCTOR ELEGIDO Y DISEÑO DEL SISTEMA DE ALIMENTACIÓN PARA EL CONTROL DE LAS OSCILACIONES Y POTENCIA.

La generación del pulso de frente de onda, consta de las siguientes etapas:

- a) El pulso previo a la amplificación ó atenuación.
- b) La amplificación de este vía usuario (por ser un ajuste completamente apreciativo).
- c) La selección del bloque de transductores vía la selección de switches analógicos y multiplexores.

En el primer paso de nuestro proceso, esta la generación de un frente de onda, este de acuerdo a modelos empleados por sistemas comerciales es una secuencia de dos pulsos senoidales a la frecuencia del estudio (en nuestro caso 2.5 Mhz) y la generaremos con una palabra que proviene del microcontrolador en la terminal P₁₋₀ (ver esquemas I.1 y I.2 al final de este tema); también, será necesario que el usuario pueda hacer regulaciones sucesivas de potencia, por lo que se requerirá de un control de la potencia de la señal y tomamos la referencia de los diseños comerciales de equipos de ultrasonido, considerando el voltaje de nuestra fuente (el pulso "TTL" de nuestro microcontrolador) como referencia y amplificandose según la potencia requerida (5 volts pico constantes), luego entonces tenemos la tabla III.1.2.

Potencia en dB.	Voltaje en V.
0	16.0
-3	11.3
-6	8.0
-9	5.7
-12	4.0
-15	2.8
-18	2.0
-21	1.4

Tabla III.1.2. Valores de potencia contra voltaje.

Dichas opciones se escogerán seleccionando resistencias que irán de acuerdo a la potencia que el estudio requiera, como podemos ver en el esquema I.1, se cuenta con un multiplexor que hace esta selección U_2 (CD4529) y a la salida de este contamos con un integrador y amplificador inversor U_3 (TL082) que tiene la finalidad de reducir armónicas hacia el transductor.

En la figura III.1.3 damos la respuesta en frecuencia de los piezoeléctricos que empleamos en nuestro transductor. En la siguiente etapa se encuentra el bloque de 16 switches analógicos (ver esquema III.3) con los circuitos (CD4016BM) $U_{17A}-U_{32A}$, todos ellos con la entrada y con la orden de encendido en común por hacer el disparo al mismo tiempo y con la misma potencia, este control se lleva a cabo mediante la línea P_{1-1} de nuestro microcontrolador y se activara (en la primera emisión) cuando el usuario haya dado la opción de realización de un "scan" y después del primero, cada 128 cambios de dirección, se producirá un nuevo pulso para el siguiente subbloque de transductores.

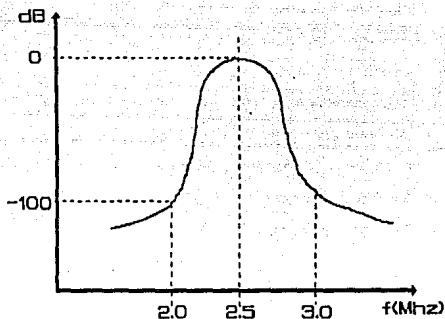


Figura III.1.3. Respuesta de potencia contra frecuencia en el piezoeléctrico.

La etapa que viene a continuación es la de los multiplexores que tienen la función de seleccionar los bloques de piezoeléctricos (ver esquema III.3) estos circuitos son los (CD4529BM) U_1-U_{16} , fueron escogidos por ser rápidos, bidireccionales (recuérdese que estos mismos, nos servirán durante la recepción) y manejan altos niveles de voltaje. Volviendo a la función, tenemos que este circuito deberá seleccionar entre diferentes bloques de piezoeléctricos, por lo tanto el transductor siempre lo separamos virtualmente en 8 bloques de 16 piezoeléctricos, de tal manera que

en el primer disparo, tenemos las salidas X_0 de los multiplexores seleccionadas (ver esquema III.1) y estos son los piezoeléctricos P_1-P_{16} , en el segundo disparo, ahora las salidas serán X_1 en el multiplexor y los piezoeléctricos que se activaran van de $P_{17}-P_{32}$; y así sucesivamente, hasta que llegamos a la salida X_7 del multiplexor que encenderá a los piezoeléctricos $P_{113}-P_{128}$, vea la tabla III.1.4. De acuerdo a esta tabla tenemos entonces los bloques necesarios para la realización de nuestro "scan" y siguiendo en una secuencia precisa los tiempos de emisión con los de recepción será entonces posible combinar ambos.

MULTIPLEXOR/SALIDAS	PIEZOELÉCTRICOS							
	X_0	X_1	X_2	X_3	X_4	X_5	X_6	X_7
U_1	P_1	P_{17}	P_{33}	P_{49}	P_{65}	P_{81}	P_{97}	P_{113}
U_2	P_2	P_{18}	P_{34}	P_{50}	P_{66}	P_{82}	P_{98}	P_{114}
U_3	P_3	P_{19}	P_{35}	P_{51}	P_{67}	P_{83}	P_{99}	P_{115}
U_4	P_4	P_{20}	P_{36}	P_{52}	P_{68}	P_{84}	P_{100}	P_{116}
U_5	P_5	P_{21}	P_{37}	P_{53}	P_{69}	P_{85}	P_{101}	P_{117}
U_6	P_6	P_{22}	P_{38}	P_{54}	P_{70}	P_{86}	P_{102}	P_{118}
U_7	P_7	P_{23}	P_{39}	P_{55}	P_{71}	P_{87}	P_{103}	P_{119}
U_8	P_8	P_{24}	P_{40}	P_{56}	P_{72}	P_{88}	P_{104}	P_{120}
U_9	P_9	P_{25}	P_{41}	P_{57}	P_{73}	P_{89}	P_{105}	P_{121}
U_{10}	P_{10}	P_{26}	P_{42}	P_{58}	P_{74}	P_{90}	P_{106}	P_{122}
U_{11}	P_{11}	P_{27}	P_{43}	P_{59}	P_{75}	P_{91}	P_{107}	P_{123}
U_{12}	P_{12}	P_{28}	P_{44}	P_{60}	P_{76}	P_{92}	P_{108}	P_{124}
U_{13}	P_{13}	P_{29}	P_{45}	P_{61}	P_{77}	P_{93}	P_{109}	P_{125}
U_{14}	P_{14}	P_{30}	P_{46}	P_{62}	P_{78}	P_{94}	P_{110}	P_{126}
U_{15}	P_{15}	P_{31}	P_{47}	P_{63}	P_{79}	P_{95}	P_{111}	P_{127}
U_{16}	P_{16}	P_{32}	P_{48}	P_{64}	P_{80}	P_{96}	P_{112}	P_{128}

Tabla III.1.4. Relación de los piezoeléctricos con las salidas de los multiplexores.

Cabe mencionar que el proceso de emisión, tiene una duración de $0.80 \mu\text{seg}$ por bloque; mientras que el de recepción serán $259.7 \mu\text{seg}$ también por bloque; para tener: $t_r+t_e=260.5 \mu\text{seg}$ en un bloque y contando que son 8; el tiempo total en la producción de un "scan" es de: $2,0842 \mu\text{seg}$, ver la figura III.1.5.

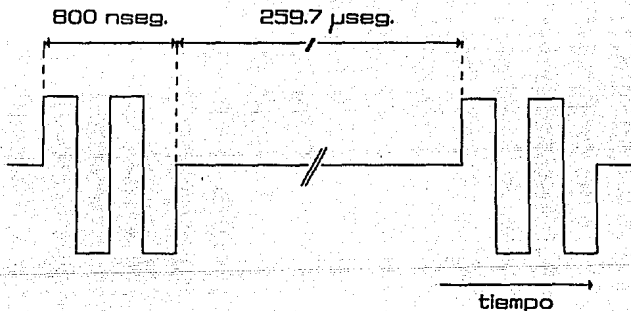
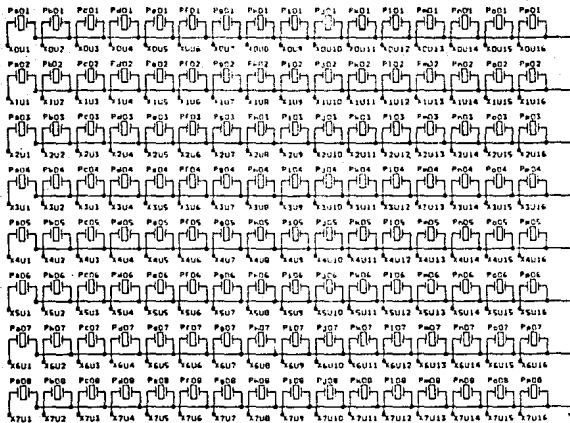
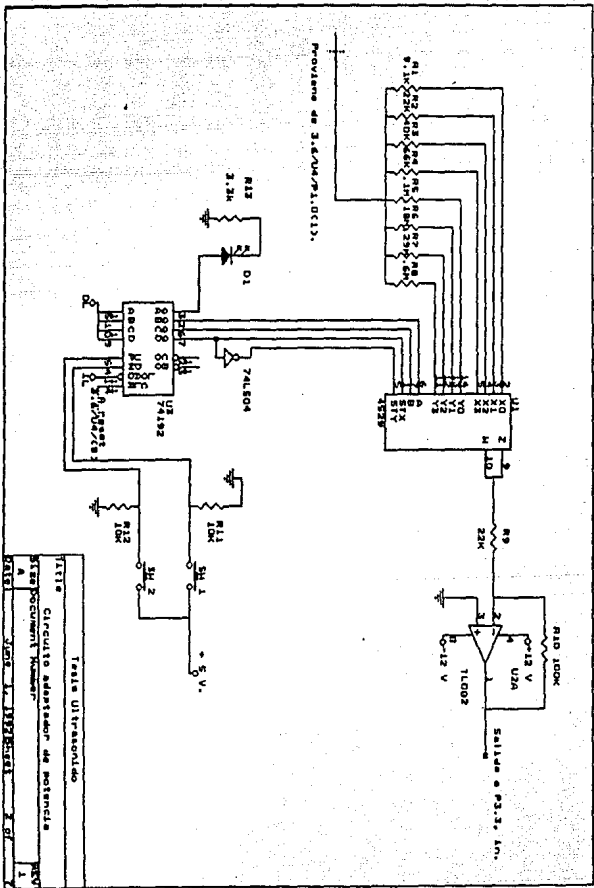


Figura III.1.5. Se muestra el pulso de emisión y recepción con los tiempos correspondientes.



Tests Ultrasonido	
Title Transductor	
Size Document Number 3.1	
Rev. A	1 of 1
Date: Sep-18, 1973	

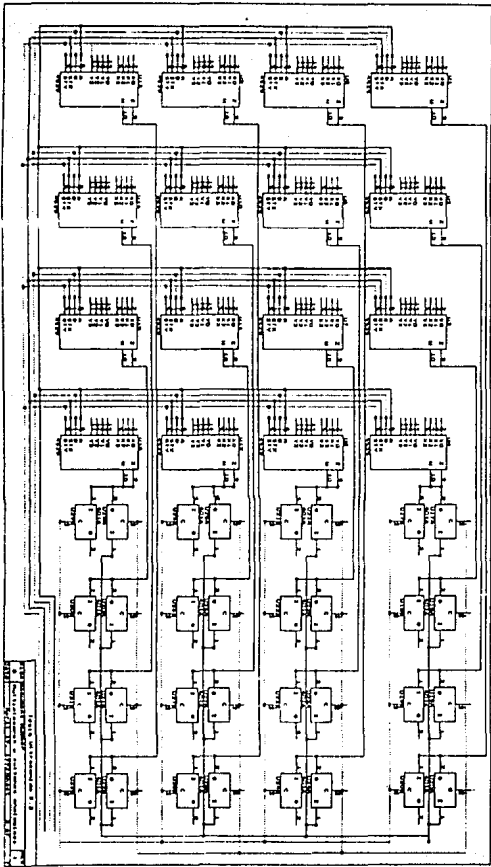


Teste Ultrasonido

Titulo Circuito adaptador de potencia

Sistem Document Number 180

DATE 1. 1988:381 2 8



GENERAL ELECTRIC
 4000 Broadway, New York 17, N.Y.
 TELEPHONE BR 5-1111
 R. E. & S. P. PATENT CO. 1111

III.2. CARACTERÍSTICAS, SELECCIÓN Y ADECUACIÓN DE LA SEÑAL ANALÓGICA A NUESTRO SISTEMA DE DETECCIÓN, PROCESAMIENTO Y CONVERSIÓN A UNA SEÑAL DIGITAL.

De acuerdo al diagrama de bloques que se mostró primeramente, podemos ver las etapas de que consta la sección de recepción; a continuación desarrollamos está de manera breve.

La etapa de recepción consta de:

- a) Bloque de multiplexores.
- b) Bloque de "switchero" analógico y limitadores de picos.
- c) Bloque de preamplificación.

a) BLOQUE DE MULTIPLEXORES.

Podemos ver en el esquema III.3 (apéndice A) dieciséis circuitos U_1-U_{16} (CD4529BM) que es un multiplexor de 8 por 1 canal de selección (ver el anexo B), describimos su tabla de verdad y características eléctricas.

Como rasgos más generales por los que nos inclinamos a escoger este multiplexor se debe a que maneja 8 líneas por 1, es bidireccional, puede manejar señales tanto analógicas como digitales y las líneas de control son "TTL", dichas líneas son seleccionadas por el microcontrolador a través de un contador que cambia de valor de acuerdo al aumento de cada dirección, esto se describirá en mayor detalle en el tema III.3 en la etapa de

control, sin embargo cabe mencionar que el cambio de línea se realiza cada cambio de la dirección 128, puesto que es el número de datos máximo que registramos para cada bloque de transductores. El multiplexor tiene un rango de operación de 10 Mhz y su resistencia de encendido es de 120 Ω (típica).

b) "SWITCHES" ANALÓGICOS.

En la etapa de recepción, tenemos los "switches" analógicos que se encuentran acoplados directamente a la salida del multiplexor, estos circuitos (U_{17B} - U_{32B}) CD4016BM, tienen como finalidad la de bloquear la sección de preamplificación cuando el equipo este generando una señal como frente de onda y dejan pasar a la señal de eco para un postproceso, este circuito se puede ver en el esquema III.3 (del apéndice A) como un diagrama y su hoja de especificaciones aparece en el apéndice B; como características generales de estos circuitos, es que contiene cuatro "switches" en cada circuito, tiene una resistencia ON de 400 Ω , una resistencia OFF de 1×10^{12} Ω , una frecuencia de respuesta de 40 Mhz. y comportamiento lineal con un 0.4% de distorsión como valor típico, también se comentara sobre su control en la etapa correspondiente; cabe decir que se selecciona con la línea del puerto de U_4 , $P_{1,2}$ proveniente de la etapa de control.

c) PREAMPLIFICACIÓN.

En la tercera etapa de recepción, tenemos el circuito de preamplificación, dicho bloque deberá amplificar la señal

proveniente de los "switches" analógicos y darle la ganancia necesaria para no sufrir atenuaciones posteriores y el nivel de ruido, llegue a afectar la calidad de nuestra información, para esto se requiere de un preamplificador de 6 dB y un ancho de banda de 5 Mhz.

Como ya se menciona en el capítulo I.5 (Precaución, normas y estandares utilizados internacionalmente en ultrasonido); debemos proteger al paciente en la potencia de radiación, (aunque esta sea pulsada), empleando valores menores de 0.25 Watts con la restricción de que no podemos recoger y procesar señales pequeñas de manera arbitraria; ya que existe el ruido térmico causado por el movimiento molecular y nos fija como limite inferior la recepción

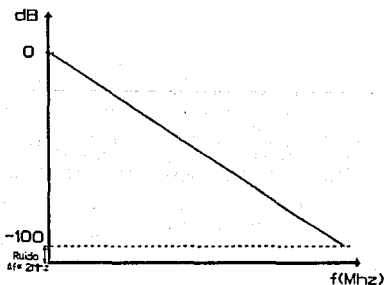


Figura III.2.1. Se muestra la atenuación dependiendo la profundidad en el tejido.

a 2.5×10^{-11} Watts. Por tanto la máxima amplitud posible o la razón de potencia entre la señal de mayor potencia y antes de que sea ruido, esta en el orden de 100 dB, ver la figura III.2.1.

Para que estas señales de orden de 1×10^{-9} Volts, no se pierdan en los procesos que siguen a continuación, será necesario preamplificarlas y mejorar su razón de impedancia en un valor menor a 300Ω , esto se realiza en el bloque de 16 preamplificadores U_1-U_{16} (LM121) del esquema III.4, (apéndice A); escogimos este circuito por su alta inmunidad al ruido y un dato del fabricante es que tiene corrientes de fuga 1000 veces menores que la nominal, es muy fácil lograr su valor de "offset", tienen una gran estabilidad frente a variaciones de temperatura. Al final de este capítulo, agregamos su hoja de especificaciones para este circuito en el apéndice B.

d) BLOQUE DE RETARDOS.

El bloque de retardo, es la primera etapa de nuestro procesamiento de señal, en esta se busca reducir la circuitería de nuestro sistema, hasta ahora todos los procesos han sido manejados de manera paralela, de continuar los procesos paralelos, el circuito deberá seguir trabajando por bloques de 16 procesos idénticos por bloque, lo cual haría un sistema demasiado grande, complejo y caro; la solución propuesta es la de provocar 15 retardos de 60 nseg por retardo siguiendo la siguiente relación:

$$S_{out} = D_n = \sum_1^{15} (S_n + D_{n-1}). \text{ con } n \in (1, 15).$$

donde:

S_{out} es la salida de la señal.

D_n = es el "enésimo" retardo.

S_n = es la "enésima" salida de un sistema de retardo.

Así logramos un escalonamiento de la señal recibida y no será necesario más que un elemento que realice el proceso de interés, con lo que quiere decir que a continuación las siguientes etapas serán realizadas por un solo circuito y no por 16; estos circuitos (U_1-U_{16}) "MC 33078" (ver apéndice B); tienen un retardo nominal de 60 nseg. por lo que estamos aprovechando una característica típica de este circuito, ver la tabla III.2.2.

Señal	tiempo	Salida
f_1	60 nseg	f'_1
$f_2 + f'_1$	60 nseg	f'_2
$f_3 + f'_2$	60 nseg	f'_3
$f_4 + f'_3$	60 nseg	f'_4
$f_5 + f'_4$	60 nseg	f'_5
$f_6 + f'_5$	60 nseg	f'_6
$f_7 + f'_6$	60 nseg	f'_7
$f_8 + f'_7$	60 nseg	f'_8
$f_9 + f'_8$	60 nseg	f'_9
$f_{10} + f'_9$	60 nseg	f'_{10}
$f_{11} + f'_{10}$	60 nseg	f'_{11}
$f_{12} + f'_{11}$	60 nseg	f'_{12}
$f_{13} + f'_{12}$	60 nseg	f'_{13}
$f_{14} + f'_{13}$	60 nseg	f'_{14}
$f_{15} + f'_{14}$	00 nseg	$f'_{15} + f'_{14}$

Tabla III.2.2.

De esta idea se puede ver las ventajas que presenta el proceso de entregar la señal en secuencia, pero debemos tener mucho cuidado con la sincronización de la señal, de otra manera perderemos la información.

e) AMPLIFICACIÓN LOGARÍTMICA.

La señal como ya se menciona anteriormente es muy débil y puede venir atenuada hasta en 100 dB, por lo que es necesario amplificarla pero esta por la característica de transferencia del cuerpo, será una señal atenuada logarítmicamente, recordando la expresión es: 1 dB / Mhz·cm. de atenuación la que el cuerpo realiza, por lo tanto debemos emplear algo que compense la atenuación natural que sufre el eco con la distancia; esto es posible con el T.G.C. (Compensación de Ganancia en Tiempo).

Con ambos será posible estabilizar el eco a un rango que podamos delimitar como tonalidades y que sean susceptibles de ser vistas.

En el circuito que se muestra en el esquema III.5 (ver al final de este tema), tenemos al amplificador logarítmico U₂₀ el (ICL8048) (ver apéndice B), que fue escogido por estar compensado en temperatura, puede amplificar hasta 120 dB, tiene un error típico del 0.2% del total de la escala y es muy sencillo de calcular ya que su función característica es:

$$V_{out} = -2.303(R_1 + R_2)/R_2 \cdot (k \cdot T/q) \cdot \log_{10}(I_{in}/I_{ref})$$

y del producto entre $(R_1+R_2)/R_2 \cdot (kT/q)$ obtenemos "1" para una temperatura ambiente de (300°K) y finalmente esta ecuación se reduce a:

$$V_{out} = -2.303 \cdot \log_{10}(I_{in}/I_{ref}).$$

Esta señal, como ya se menciono, no lleva todavía la compensación de ganancia por tiempo (T.G.C.) que es necesaria por que de otra manera, esta señal por si sola, se ira atenuando y veríamos únicamente una imagen oscura, por esto es que requerimos de la etapa de compensación T.G.C. aquí a la entrada se encuentra el circuito U_{18} que es un convertidor digital/analógico (MC1508), este convertidor recibe una palabra digital de 8 bits cada 16 pulsos (cambios en la dirección), de una memoria ROM U_{17} (74LS478) la palabra que es la nueva ganancia por la que deberemos compensar, la forma de calcular cada una de estas palabras es la siguiente:

1.- Calculamos la atenuación en dB por cada 1/128 de la distancia que nuestro estudio tendrá, como esta es 20 cm, necesitamos multiplicarla por 2 por sufrir la atenuación tanto en la ida como en la vuelta, finalmente nos queda que cada fracción es de 156.25×10^{-3} y por esta profundidad, tenemos que la atenuación tiene 390.625×10^{-3} dB para el primer valor mientras que para el valor 128 de profundidad (40 cm) tiene 100 dB de atenuación en

promedio.

2.- Ya conocidas las atenuaciones, el siguiente paso es linealizar la salida del amplificador, suponiendo que la lectura se tomo en un medio homogéneo y que por tanto todos los datos deben tener la misma tonalidad, entonces multiplicamos esta recta por su recíproco para obtener un valor constante en voltaje para los 128 valores de lectura y estos valores ya se corrigen en el rango de nuestro convertidor analógico-digital.

A continuación se muestra un programa del que se obtuvo la relación de ganancia para cada caso y se anexan en el apéndice los valores que obtenemos como resultado del mismo.

Program Ganancia;

```
Uses
  Crt,printer;
Var
  n : integer;
  a,V,c,d,l : real;
Begin
  write(1st,':6,'atenuacion(dB)','::6,'lect. en Amp','::6,'fac. de ');
  writeln(1st,'conversion','::11,'Hex.');
```

for n := 1 to 128 do

```
  begin
    c := -1.953E-01;
    V := n*c;
    a := 0.01*Exp((V/10.0)*ln(20.0)); {Cal. atenuacion en mA}
    d := ln(a)/ln(10.0); {Obtengo el Log de la i}
    l := (-2.01953/d)*128.0;
    delay(100);
    writeln('V',n,'=',V:12,':4,a','::4,d:8:6,':4,l:7:0);
  writeln(1st,':4,'V',n,'=',V:12,':4,n','::4,d:8:6,':4,l:7:0);
  end;
```

End.

g) DEMODULACIÓN.

La demodulación es realizada en el circuito que tenemos a la salida de nuestro amplificador logarítmico, dicho circuito de demodulación, no es un circuito como normalmente se conocen porque no estamos modulando una señal continua, sino una señal muestreada y que tenemos que hacerla pasar por un filtro pasabajas con un ancho de banda de 2.5 Mhz, para poder eliminar la señal de portadora de esta manera obtenemos nuestra envolvente y esta señal será la que obtendrá el convertidor analógico-digital.

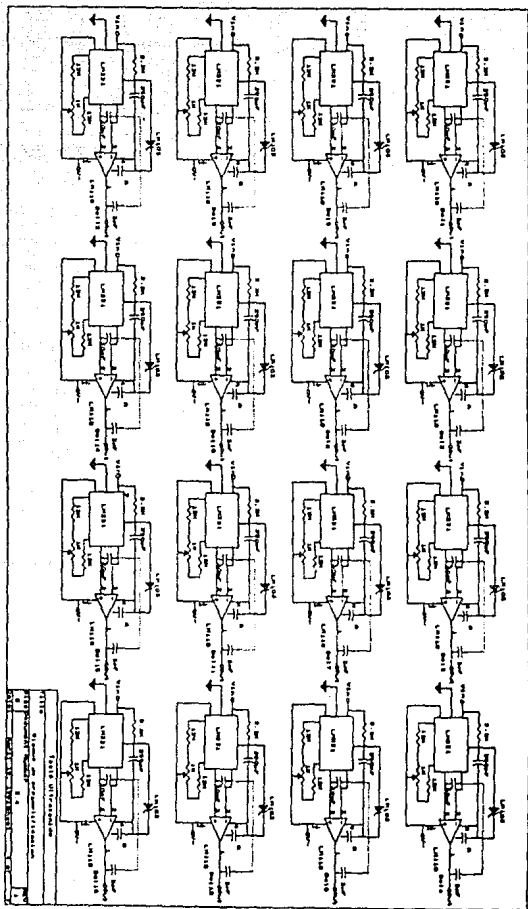
En nuestro diseño, proponemos un filtro de 2do. orden con un coeficiente de amortiguamiento $r = 0.4$ que corresponde a una respuesta en frecuencia a la frecuencia de corte ω_0 de 18 dB por octava con lo que garantizamos la cancelación de la portadora, no tiene ganancia su respuesta en voltaje es de 0 dB antes de la frecuencia de corte, el A.O. empleado es el TL-353, por su alto rechazo al ruido, por su gran ancho de banda (10 Mhz) y por no necesitar de un "offset".

La salida que tendremos entonces del demodulador ya será la envolvente limpia y en un rango de valores correcto para nuestro convertidor analógico-digital, que va de 0 a 2.48 volts.

h) CONVERSIÓN ANALÓGICA A DIGITAL.

Este proceso de conversión es realizado a muy alta velocidad 25 Mhz, es un convertidor analógico-digital del tipo "flash",

trabajan en un rango amplio de voltajes (1.0 a 2.0 V_{pp}), pero nosotros elegimos el de 0 a 2.48 volts, con la referencia de que 0 volts son "00" en Hexadecimal y 2.48 volts son "FF" en Hexadecimal y donde el "00" representara una señal opaca u oscura como seria el caso del aire, mientras que "FF" corresponde a un tono brillante, como podria ser el hueso por ejemplo. Este convertidor presenta una ventaja adicional y es que podemos inhibir la salida, lo que es necesario cuando nosotros queramos transmitir datos de la memoria al puerto, ya que se trata del mismo "bus" como se vera en el tema que se refiere a la etapa de control, las lineas de control son compatibles con los niveles "TTL"; quizá algo más importante es el que tenemos una entrada de reloj para sincronizar la salida de nuestro convertidor a la velocidad correspondiente a la lectura de nuestras memorias, localizadas también en la etapa de control si vemos el esquema III.6, es claro como a la entrada de este se encuentra la salida del demodulador, mientras que a la salida ya tenemos nuestra palabra de 8 dígitos lista para entrar a las memorias; el circuito propuesto es una configuración típica que el fabricante sugiere y fue seleccionada también por la sencillez de su configuración.



III.3. DISEÑO, CARACTERÍSTICAS Y SELECCIÓN DE LA ETAPA DE CONTROL EN LOS PROCESOS DE EMISIÓN, RECEPCIÓN Y COMUNICACIÓN CON EL EQUIPO DE COMPUTO ASÍ COMO DESCRIPCIÓN DE ESTE ÚLTIMO.

En la etapa de control se llevan a cabo diversas actividades y aunque no es una terminal inteligente, por lo menos realiza todos los procesos de control que se refieren a las etapas de emisión y adquisición de datos; para poder lograr una imagen se necesitara una computadora personal de uso general y que esta cuente con un puerto paralelo y otras características mínimas que describiremos más adelante.

Por ahora definiremos algunas de las tareas que el controlador deberá realizar:

a) Generación de la palabra de emisión para producir el frente de onda, direccionar el grupo de multiplexores que están descritos en el esquema III.2 (ver al final de este tema) y activar los switches analógicos que se dirigen al transductor; este proceso se debe realizar al principio de un estudio y cada vez que haya un incremento en las direcciones de 128 unidades.

b) En la sección de adquisición, se activan los "switches" analógicos para realizar la lectura de los ecos provenientes del transductor, aunque ya previamente estará seleccionada la dirección de trabajo con esto de manera secuencial se incrementa en una unidad el valor que hay en la dirección y podremos ir variando el

bloque de piezoeléctricos, además de estas partes en que interviene el control en la etapa de adquisición, tenemos: el cambio sucesivo en la memoria del T.G.C. cada múltiplo de 16, por esta razón es que lo hemos conectado desde A_4 hasta a A_{11} (ver esquema III.5, al final de este tema) por contar con 128 valores de compensación. La otra sección que se relaciona con la etapa de control es el convertidor analógico-digital puesto que no podrá estar activado mientras las memorias U_2 y U_3 (M5M5256AP-70) esté en modo escritura (hacia el puerto).

c) En el bloque de control: El microcontrolador seleccionado es el SABB051A-16, ver apéndice B. Identificado como U_4 en el esquema III.6 (al final de este tema), pertenece a la familia Intel y fue seleccionado por tratar de mantener un diseño homogéneo con el sistema de computo, por su velocidad de operación que es de 16 Mhz y por tener una memoria ROM de 4 Kbytes x 8 bits integrada, que nos permite una mejora en velocidad, tiene 128 x 8 bits en RAM y 4 puertos de los cuales uno de ellos no usamos por tratarse de una opción de comunicación serie. La memoria que escogimos es la M5M5256AP-70 (ver apéndice B) es una memoria estática CMOS con una velocidad típica de 60 nseg en el ciclo de escritura, tienen una capacidad de 32K x 8 bits de almacenamiento por cada una y es muy fácil de expandir por tener el control del "select".

Un contador de 16 bits (74LS191) que lo nombramos U_1 es el que direccionara los multiplexores, toma el pulso de reloj de la dirección A_6 por cambiar estos cada 128 pulsos.

Contamos también con un puerto paralelo que es el 8255 nombrado en el esquema III.6 como U_5 (ver apéndice B) y se eligió un puerto de Intel por tratar de mantener un estándar entre la computadora y nuestro sistema, manejamos el puerto en el modo 1 que nos permite tener un "handshake" con la computadora y otras señales como líneas de control, es así como empleamos el puerto B para transmitir los 8 dígitos de palabra y 4 líneas de control a través del puerto C, el equipo de computo deberá esperar después de haber dado la señal de inicio a que se active la señal de "data ready" del puerto de nuestro sistema para poder comenzar la transmisión; cuando en el sistema de computo se haya llegado a la dirección de 16 Kbytes en ese momento se habrá escrito toda la memoria RAM de nuestro sistema y mandara una interrupción con lo que se deberá reinicializar otra vez el sistema de adquisición.

A continuación anexamos el programa en lenguaje ensamblador, que esta grabado en la memoria ROM del mismo microcontrolador:

Programa nemónico en lenguaje ensamblador que emplea el microcontrolador para el manejo de dispositivos:

0020 MOV @RI,86H	{Se habilita el puerto en modo de lectura}.
0021 MOV 55,R0	{Cargo el registro R0 con la pa-
0022 CJNE R0,#DATA,0020H	labra de inicio que se recibirá a través del puerto paralelo}.
0023 RET I0	{Regresa de la interrupción 0 que es cada 2K cambios en la dirección}

0024	MOV 00,R0	{Carga los registros R0 y R1 con
0025	MOV 01,R1	00 y 01 respectivamente}.
0026	MOV DIRECT R1	{Con estas instrucciones, esta-
0027	MOV DIRECT R1	mos generando los pulsos que
		energizaran a los piezoelect-
		ricos}.
0028	MOV DIRECT R0	
0029	MOV DIRECT R0	
002A	MOV DIRECT R1	
002B	MOV DIRECT R1	
002C	MOV DIRECT R0	
002D	MOV DIRECT R0	
002E	INC @Ri	{Se incrementa la dirección en
		RAM externa}.
002F	RET I1	{Regresa de la interrupción i
		que es cada vez que llega al
		valor de 16K y termina el
		proceso de adquisición}.
0030	MOV @Ri,84H	{Se habilita el puerto en modo
		escritura}.
0031	MOV @Ri,00H	{Transfiere la primera lectura a
		la dirección 0000}
0032	MOV A, 1000H	{Carga el acumulador con el
		valor de 1000 hex}
0033	INC @Ri	{Se incrementa la dirección en
		RAM externa}.
0034	DEC A	
0035	JZ 0020H	{En caso de alcanzar el "0" en
0036	JNZ 0033H	acumulador, entonces se
		inicializara el programa por
		completo de no ser así se
		continua incrementando la RAM
		externa}.

SELECCIÓN DEL EQUIPO DE COMPUTO OPTIMO PARA EL SISTEMA DE OBTENCIÓN DE IMÁGENES.

Hoy en día, se hace necesaria la utilización de herramientas más versátiles que permitan procesar información de manera más rápida y mayor. En las computadoras podemos elaborar cualquier tipo de reporte que se requiera con el propósito de automatizar las actividades de una oficina moderna. Estos pueden ser de la siguiente manera: generación de cartas, gráficas, listar información, calcular datos, clasificar datos, manipular y obtener información en base a las necesidades de cada empresa (industria, bancos, hospitales, etc) todo esto de una manera precisa y eficiente.

El termino **COMPUTADORA** lo podemos definir como: "Un dispositivo electrónico (hardware) que procesa información por medio de programas (software) y se basan en una serie de datos bajo ciertas condiciones, dando así un resultado esperado, con una intervención mínima del hombre"

La computadora posee las siguientes características:

- Funciona en forma automática
- Trabaja a altas velocidades
- Es sumamente exacta

La computadora posee las siguientes limitantes

- No procesa información que no le haya sido programada
- No toma decisiones por si misma

Las características de las computadoras varían en tamaño, capacidades y formas, dependiendo del modelo y fabricación de estos equipos. Algunos equipos pueden ser únicamente de medición o monitoreo, como es el caso de los equipos médicos o de seguridad.

Las computadoras son de tres tipos:

- Analógicas
- Digitales
- Híbridas

ANALÓGICAS.

Procesan datos de entrada en forma continua y principalmente se utilizan para medir temperaturas, voltajes, presión, etc.

DIGITALES.

Procesan datos de entrada en forma discreta y principalmente se utilizan en sistema de nóminas, inventarios, etc.

HÍBRIDAS.

Son una mezcla de las dos anteriores.

Para explicar los conceptos de "hardware y software", es conveniente comparar a la computadora con el ser humano.

En todo ser humano existen partes visibles o físicas, implícitas en cada ser, en la computadora las partes tangibles o fierros se denomina "hardware", lo que en el ser humano sería el cuerpo.

Entendamos como "hardware" en una computadora a:

- El procesador central o tarjeta principal
- El Monitor o Pantalla
- El Teclado
- Impresora
- Tarjeta para integrar al equipo
- "Scanner"
- "Mouse"
- Etc.

Como señalamos anteriormente y continuando comparando a la computadora con el ser humano.

En el hombre existe alma, sentimientos, razonamiento, etc., vienen siendo lo que en la computadora se denominan como elementos intangibles y son los programas, utilerías y sistemas operativos.

Por lo tanto "software" se denomina a los elementos que realizan una operación interna en una computadora. Podemos decir que un sistema operativo es una serie de programas que permiten tener una comunicación directa con el computador y los periféricos conectados a este y que reciben instrucción a través del teclado del equipo.

Dentro de las diferentes computadoras que existen y con un gran apoyo al desarrollo de esta tesis, se encuentra la computadora personal (PC), que contiene el sistema operativo "MS-DOS" (Microsoft Co.-Disk Operation System). El cual permite trabajar en equipos que contengan un microprocesador que vaya de las series:

Normalmente conocidas como "XT" (Extended Technology)

Serie 8086 - Fabricadas a principios de los 80's

Serie 8088 - Modelo posterior y similar al 8086

Normalmente conocidas como "AT" (Advanced Technology) o "PS/2" (Personal System).

SERIE 80286 - Procesador más rápido y avanzado.

SERIE 80386 - Fabricadas a finales de los 80's

SERIE 80486 - Modelos de última tecnología

SERIE 80586 - A nivel de prueba en USA.

Las partes principales de una computadora personal (PC) constan de:

- CPU Unidad de Proceso Central
- Unidad de almacenamiento o disco
- Teclado
- Monitor o Video (color o monocromático)
- Puerto paralelo
- Puerto serial

Además se puede complementar en forma opcional:

- Impresora
- "Mouse"
- "Scanner"
- Regulador de Voltaje
- Etc.

La "PC" puede diferir una de otra, de acuerdo a su marca y modelo, pero al momento de ser una computadora compatible, internamente tiene una estructura similar.

Puede presentar diferencias en tamaño en relación a otros equipos, por ejemplo:

- Memoria
- Discos
- Monitor o video con adaptadores Gráficos

MEMORIA.

Las "PC" pueden trabajar con un mínimo de memoria (RAM) de 256 Kbytes hasta 16 Mbytes.

DISCOS.

Pueden tener una o dos unidades de "diskette" (5 $\frac{1}{4}$ de 360 Kbytes o 1.2 Mbytes; 3 $\frac{1}{2}$ de 720 Kbytes o 1.44 Mbytes) y 3 discos duros en conjunto de 20 Mbytes hasta 600 Mbytes cada uno.

MONITOR.

Puede ser monocromático o color, con una resolución desde 80 hasta 1024 puntos por pulgada y de 16 a 256 colores. Hasta el momento los modelos de los monitores se dividen de la siguiente manera dependiendo principalmente de los adaptadores gráficos:

- MDA (Monochrome Display Adapter)
- CGA (Color Graphic Adapter de 640 x 200 pixeles)
- EGA (Enhancer Graphic Adapter de 640 x 350 pixeles)
- MCGA (Multi-Color Graphic Adapter)

- VGA (Video Graphic Adapter de 640 x 400 pixeles)
- EVC (Super Video Graphic Adapter de 1024 x 1280 pixeles)
- XGA (Extended Graphic Adapter)
- HRVGA (Hércules Video Graphic Adapter)
- LCD (Liquid Contrast Adjustment de 640 x 200 pixeles)
especialmente para computadoras portátiles "LAPTOPS"
- 8517/A(Adapter Card and IBM 8514 monitor)

ADAPTADOR GRÁFICO.

Un adaptador gráfico es una circuitería interna a la "PC" que le da a esta, la capacidad de desplegar imágenes así como textos.

Las imágenes gráficas, están compuestas de serie de puntos y líneas que pueden localizar en cualquier área del monitor.

MODOS Y RESOLUCIONES.

Las imágenes de alta calidad, demandan ciertos niveles mínimos aceptables de desempeño del adaptador gráfico. Ciertamente, un adaptador "CGA" con capacidad de desplegar cuatro colores al mismo tiempo en el monitor, no provee un desempeño aceptable, de aquí surgirá la pregunta ¿cual es la capacidad mínima de adaptador gráfico?. La figura III.3.1 nos muestra las capacidades gráficas de la mayoría de los adaptadores gráficos actuales, para ayudarnos a responder la pregunta anterior.

Resolution	Colors	C G A	P C J r	E G A	M C G A	V G A
1. 320 by 200	4	*	*	*	*	*
2. 640 by 200	2	*	*	*	*	*
3. 160 by 200	16		*			
4. 320 by 200	16		*	*		*
5. 320 by 200	256				*	*
6. 640 by 200	4		*			
7. 640 by 200	16			*		*
8. 640 by 350	2			*		*
9. 640 by 350	4			*		*
10. 640 by 350	16			*		*
11. 640 by 480	2				*	*
12. 640 by 480	16				*	*
13. Configurable Paleta			*	*	*	*
14. Configurable Color Registers					*	*

Nota:

- El HGA no esta en la lista porque no es a color. MDA tampoco esta en la tabla porque no soporta graficos. 8514/A esta ausente porque es demasiado caro y poca gente tiene acceso a este monitor.
- Una configuración de la paleta permite la colección de los colores mostrados en la pantalla.
- Un color es configurable si los componentes individuales "RGB" pueden ser alterados por software.

Figura III.3.1 Capacidades gráficas de la mayoría de los adaptadores.

La respuesta es obvia, el adaptador gráfico "VGA" posee todas las características requeridas para un manejo de imagen de alta calidad, cualquier adaptador de menor desempeño, producirá resultados poco satisfactorios.

PALETAS.

La paleta en términos gráficos de computación, se define como la colección de colores disponibles para ser desplegados simultáneamente en el monitor.

El adaptador gráfico "VGA" usa dos diferentes métodos para manejar las paletas. El método depende del modo gráfico a ser utilizado. Todos los modos gráficos a excepción del modo 13H, modo de 256 colores de 320 x 200 pixeles, usa básicamente el mismo mecanismo que de los adaptadores "EGA". La diferencia es el mecanismo "VGA" y es que la paleta completa contiene adaptadores donde cada uno de los 256 registros de color a diferencia de los 64 conjuntos de colores usados en "EGA". La diferencia más grande entre estos adaptadores, es que los componentes individuales (RGB) "Red", "Green" y "Blue" pueden ser configurados en los adaptadores "VGA" y son fijos en los "EGA". Dando a cada componente de color "Red", "Green" y "Blue" 6 bits de información, entonces tenemos que serán 2^{18} posibles combinaciones de colores, esto es 262,144 diferentes colores; 16 de los cuales pueden ser desplegados simultáneamente, ver figuras (a,b,c) III.3.2.

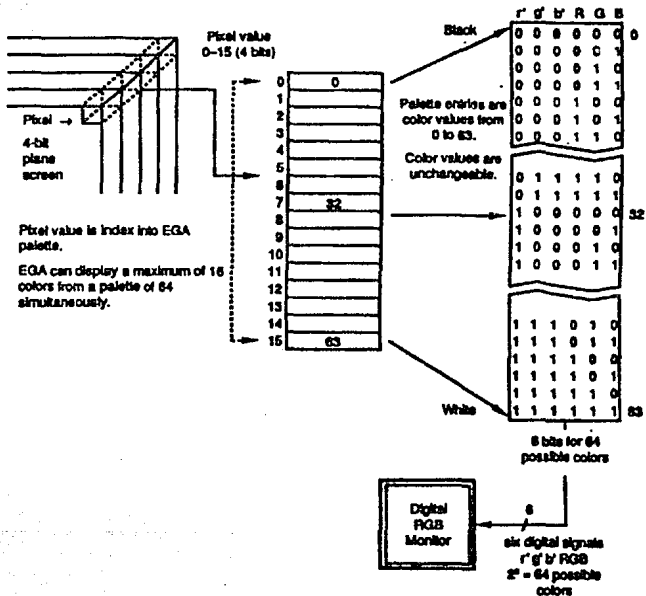


Figura III.3.2. a) Configuración de la paleta para un monitor "EGA".

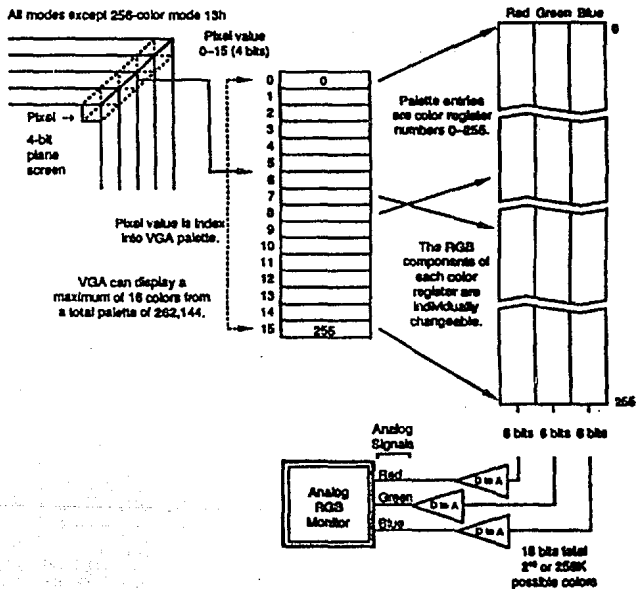


Figura III.3.2 b) Configuración de la paleta para un monitor "VGA".

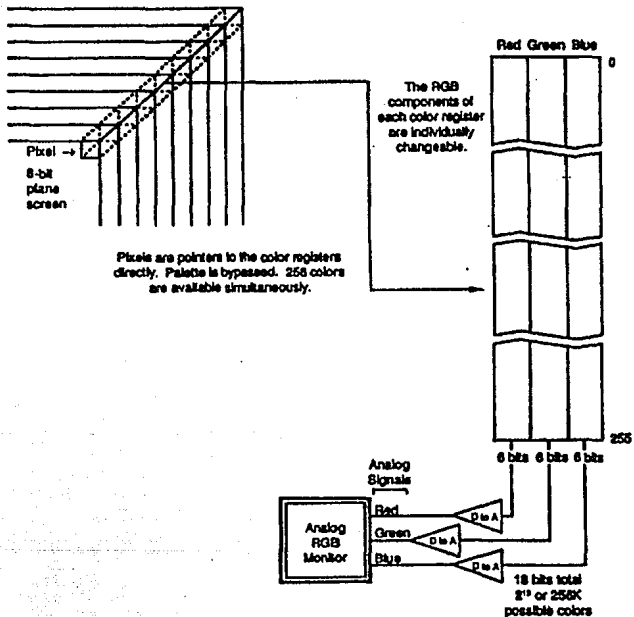


Figura III.3.2. c) Configuración de la paleta para un monitor "VGA" de modo 13H.

Como es uno de los objetivos de la tesis el generar un sistema en una computadora con el propósito de adquirir, manipular y almacenar imágenes para un diagnóstico médico, por lo tanto, se requiere de una computadora personal (PC) con ciertas características como una configuración mínima de hardware para que el diseño del sistemas (software) trabaje sin ningún problema.

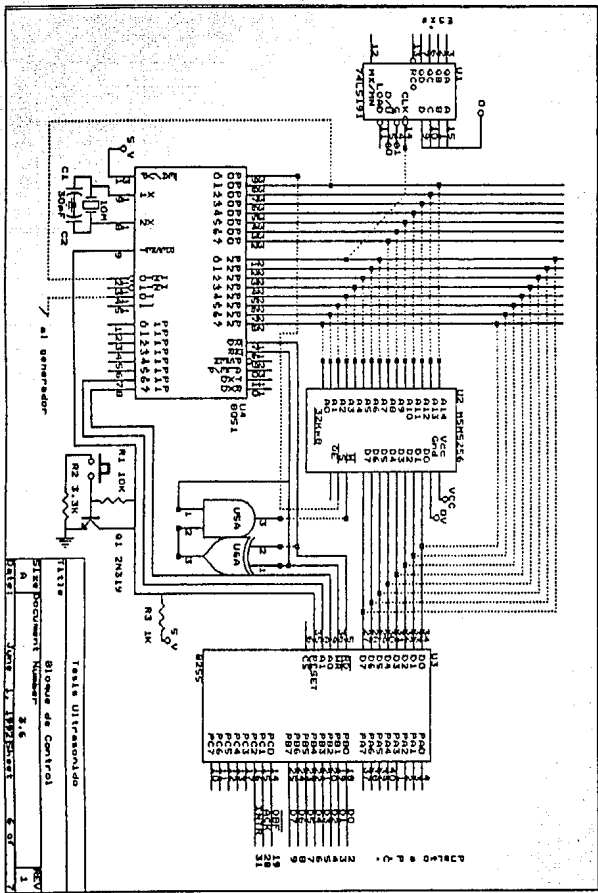
Se tiene una gran variedad de configuraciones que existen en el mercado para computadoras personales, de la cuales, se describieron brevemente cada una de ellas. Ahora elegiremos la configuración que requiere nuestro sistema:

- Un microprocesador serie 80286 "AT".
- 1 Mb de memoria RAM.
- Un disco duro de 80 Mb.
- Un "driver" para discos de 3½ o 5¼.
- Un puerto paralelo.
- Un puerto serial.
- Un monitor de color con un adaptador gráfico "VGA".

De lo anterior concluimos que el equipo requerido es de uso general, económico y accesible para el usuario.

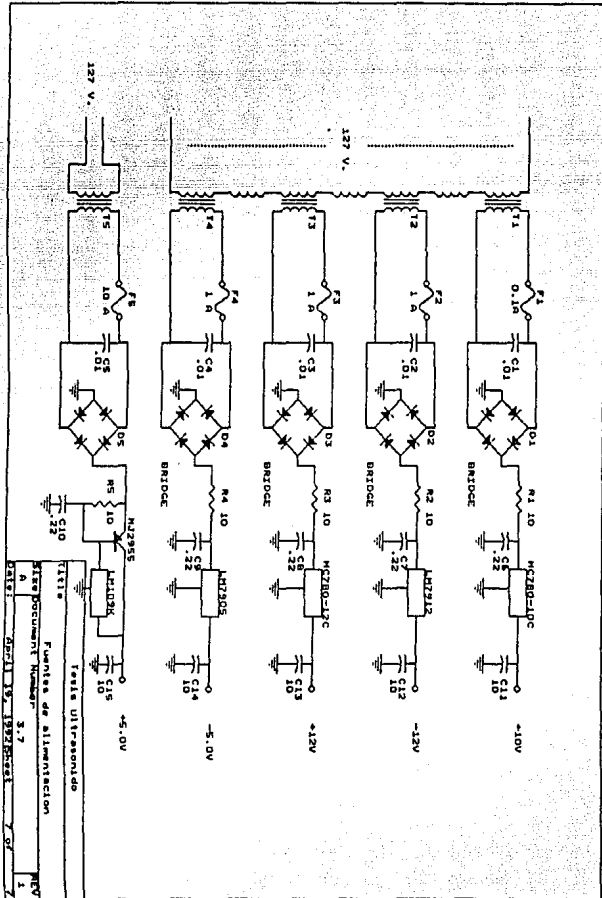
En cuanto al "software", se decidió utilizar el lenguaje "C" para el procesamiento de imágenes y esto es debido a su

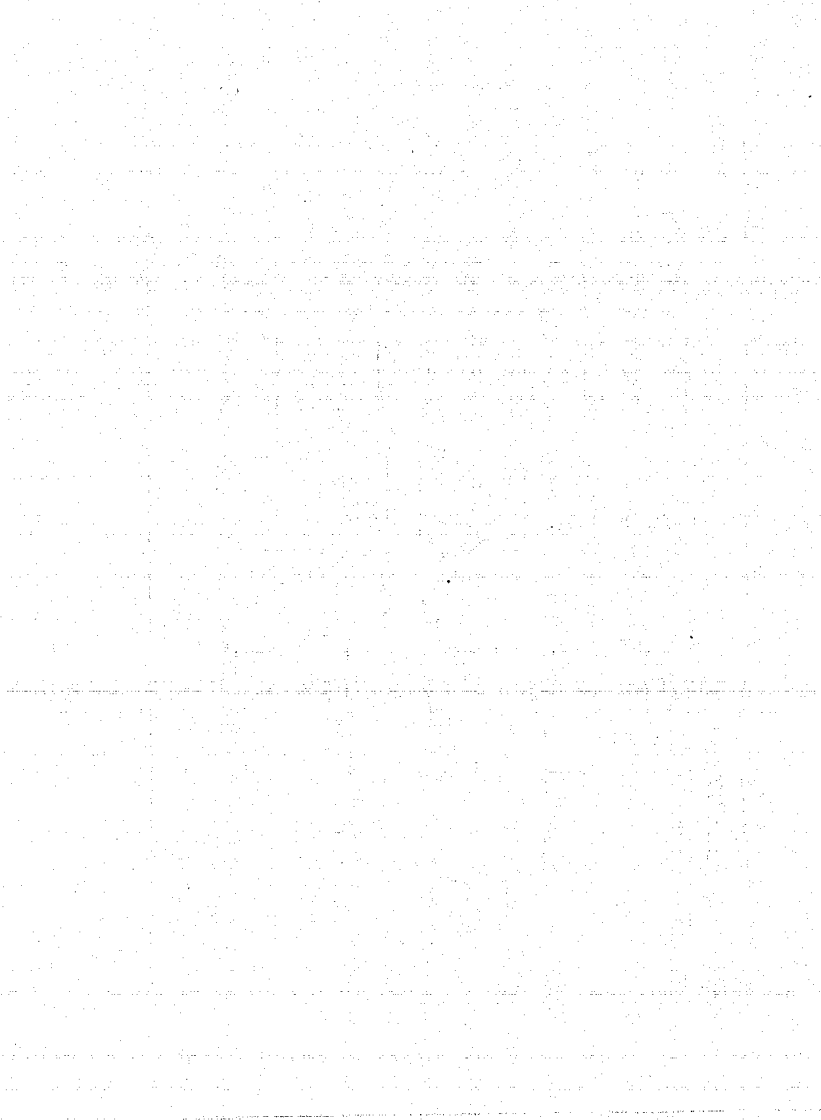
para el procesamiento de imágenes y esto es debido a su portabilidad y la existencia de librerías dedicadas al manejo de gráficos; aunque fue necesario complementarlas con rutinas en ensamblador, específicas para manejar el tipo de resolución deseada. También, se utilizó el compilador "Clipper" para formar el medio ambiente del sistema por medio de "menús" para facilitar la elección de las aplicaciones diseñadas.



Tests Ultrasonidos
 Bloque de Control
 Size Document Number 3 6
 Rev 1
 Date 1/19/84
 Page 2 of 7

CONTROL E.C.U. • M93767D
 18
 19
 20
 21
 22
 23
 24
 25
 26
 27
 28
 29
 30
 31





III.4. ANÁLISIS Y DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA ADQUISICIÓN, MANIPULACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE IMÁGENES.

En este capítulo se propone el diseño práctico del software dirigido a la manipulación y almacenamiento de imágenes en una computadora personal.

Anteriormente el procesamiento de imágenes se realizaba en sistemas de cómputo y sistemas gráficos complejos y de alto costo; tanto en el hardware (por los algoritmos matemáticos complejos) y los lenguajes de procesamiento (fortran). Gracias a nuevos sistemas como es el "fax", el scanner tanto blanco y negro como en color, han creado un avance en el procesamiento de imágenes con una muy aceptable calidad, con lo que ha dejado de ser solo accesible a laboratorios. En la actualidad es posible ver a personas de muy variadas disciplinas tener acceso a estas nuevas tecnologías para mejorar la productividad de su trabajo, como es el caso de: diseñadores gráficos, ingenieros en electrónica, técnicos en video, programadores y otros.

Con este sistema de sonografía podremos controlar la adquisición de datos por el puerto paralelo, así como el expediente del paciente, protección y restauración de imágenes y consultas desde el disco duro como desde los discos flexibles.

Dentro de los productos comerciales dedicados al manejo de imágenes, se observaron dos estructuras (PCX y TIF), es decir, la

forma como se organizan los datos dentro de un archivo de imágenes y como se pueden representar gráficamente mediante la tarjeta controladora de video.

Este sistema genera archivos precisamente con una estructura standard (PCX/TIF), lo cual nos permite usar todas las herramientas de los productos comerciales manipuladores de imágenes como: cambios de contraste o un acercamiento de la parte de interés (zoom), hasta la impresión de la imagen en casi cualquier tipo de impresoras.

La estructura del sistema se puede dividir en tres módulos principales como se muestra en la figura III.4.1.

- 1) Adquisición de datos.
- 2) Depuración y Consultas.
- 3) Utilerías.

1) En la Adquisición de datos está contemplado el registro de pacientes, por lo que está construida una base de datos de pacientes formada por los datos generales como: nombre, edad, Al médico que atiende, fecha de toma, clave única (No. consecutivo) que lo identificara en todo el transcurso de su historial clínico y para el control interno del mismo sistema y el ultimo número de toma que recibió el paciente. Con esto se podrá realizar la actualización necesaria (altas, bajas y cambios) de los mismos.

DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA

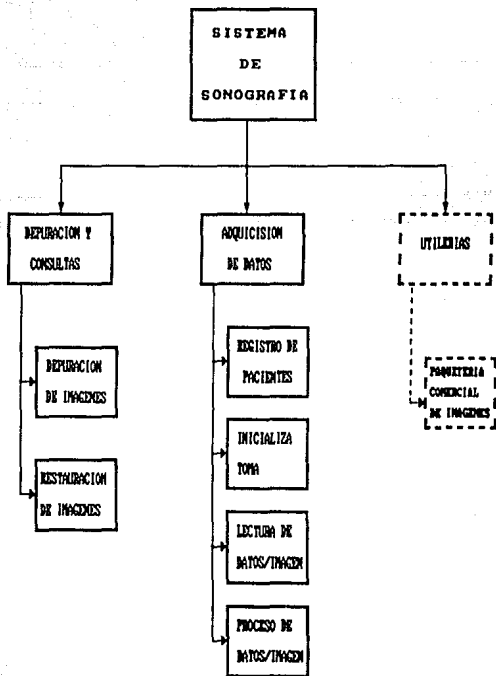


FIGURA.III.4.1.

Para complemento de la base anterior existe otra base de datos que contiene los tipos de estudios posibles que el médico seleccione (abdomen, cavidad torácica, etc) y esta conformada por: clave de estudio y descripción del mismo, de la misma forma que la anterior se podrá tener la actualización (altas, bajas y cambios) de los tipos de estudios requeridos.

Dentro de este módulo se tiene también el proceso que genera la clave del archivo, que será el identificador propio de la imagen. Esta formación de clave esta construida por tres parámetros indispensables de control, los cuales son: la clave del paciente, la clave del tipo de estudio y el número de la toma. El número de la toma se genera al incrementar en uno el número que se encuentra almacenado en la base de datos del paciente, así se tendrá una secuencia de tomas.

También es posible obtener reportes clínicos con los datos anteriores como son: reportes por estudio, por fechas de toma, por cada médico responsable, por paciente y otros.

Estos procesos se pueden observar en el diagrama de la figura III.4.2.

Otro proceso dentro de este modulo, es la inicialización, que consiste en proporcionar una palabra de control al circuito de adquisición de ecos, que permita el comienzo de la toma. El sistema

DIAGRAMA DE PROCESO
REGISTRO DE PACIENTES

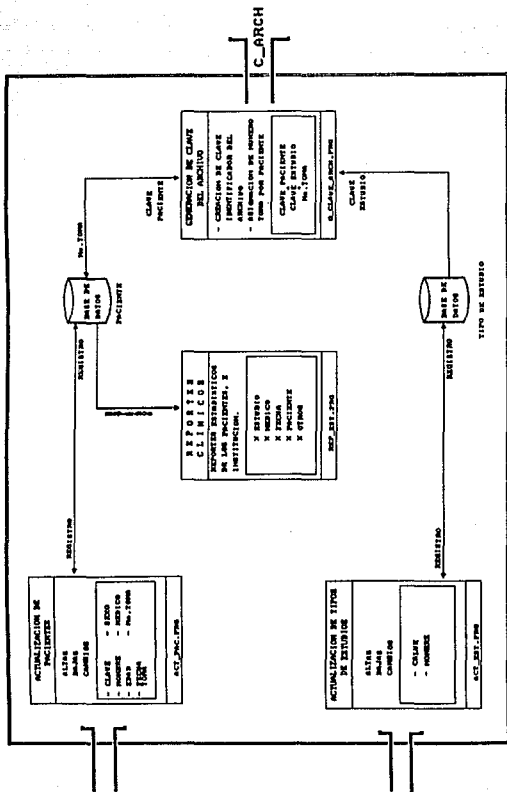


FIGURA. III.4.2.

mediante el proceso llamado Control Estadístico del Equipo, verificara el estado que se encuentra el equipo de computo, es decir, disponibilidad de espacio en el disco duro, si se encuentra habilitado el puerto paralelo LPT1, etc. Esto con el fin de tener en forma adecuada la adquisición y el posible almacenamiento de los datos.

En el proceso de adquisición de datos, es el de más interés, porque aquí se obtendrán los datos enviados por el circuito de adquisición de ecos, los cuales estarán recibiendo por el puerto paralelo LPT1 que permite recibir 8 bits de datos tres de control y uno de tierra, es decir, se podrá recibir palabra por palabra.

Para interpretar los datos, se tomara la palabra completa, los 8 bits de datos que serán comparados con una tabla de escalas de grises (256 tonos), obteniendo así el tono correspondiente al valor de la palabra y formando un pixel de la imagen. Así hasta el termino de la recepción de datos. Posteriormente se almacenara en memoria RAM para poderlos emitir al video mediante la tarjeta controladora, el tamaño real de la imagen completa será de 16 Kb.

Para presentar la imagen en video se realizara con la siguiente secuencia: se dividirá la imagen en 8 columnas, cada una de ellas se ira formando con renglones de 16 palabras hasta un total de 128 renglones, esto dará una matriz de 16 por 128 pixeles, en forma secuencial y de la misma manera se desplegaran los demás

pixeles hasta tener completa la imagen, es decir, se generara una matriz de 128 por 128 pixeles.

Se tendrá la opción de reinicializar la toma en caso de no gustar o no observar el objetivo deseado, es decir, se emitirá una nueva palabra de control y al sistema de adquisición de ecos.

Para el almacenamiento de la imagen se tiene el proceso de escritura, el cual tiene la característica de estructurar los datos en formato gráfico PCX o TIF, que son estructuras standard como ya se ha mencionado. Este proceso requiere la clave para el archivo que identificara la imagen. Esta se genera de la siguiente forma: clave del tipo de estudio (7 campos alfabéticos), clave del paciente (3 campos numéricos) y el numero de la toma (2 campos numéricos). Con extensión PCX o TIF que será una selección del usuario al configurar el sistema.

Con esto se podrá tener: de 1 - 729 opciones de tipos de estudios, de 001 - 999 pacientes registrados y con 99 posibles tomas por cada paciente. Se observa que sumando los campos se genera una clave de 7 dígitos, el último dígito para completar el rango máximo permitido para identificar un archivo en el sistema operativo, será para ajustar cualquiera de los dos últimos parámetros (paciente o número de toma) dependiendo de las necesidades del usuario. Por lo tanto se puede representar de la siguiente manera:

AA 000 00 X.???

ZZ 999 99 X.???

ESTRUCTURA PCX O TIF.

DÍGITO OPCIONAL.

No. DE LA TOMA.

No. CLAVE DEL PACIENTE.

TIPO DE ESTUDIO.

Estos proceso se observan esquemáticamente en la figura
III.4.3.

2) En este módulo se habla de la depuración, visualización
(consultas) y restauración de imágenes.

La depuración consiste en tener espacio suficiente en disco
duro para almacenar la imagen en caso de ser aceptada por el
usuario. Este parámetro será condición para realizar la toma, es
por eso que se tiene un modulo que permitirá censar las condiciones
del equipo y de esta manera saber la cantidad de tomas que se
pueden realizar con el espacio disponible.

Por ejemplo, para realizar un estudio completo, se consideran
20 tomas del pacientes, esto ocupara un espacio aproximado en disco
duro de 500 Kb.

En caso que se desee depurar por cualquier circunstancia (archivos viejos o dejar espacio para otra aplicación) se podrá borrar o almacenar en discos flexibles las imágenes seleccionadas.

Estos procesos se observan en la figura III.4.4.

Existe el proceso de consultas y restauración de imágenes, la consulta implica poder ver en video cualquier imagen desde disco duro o discos flexibles de cualquier paciente dentro del sistema de sonografía. La restauración de la imagen es una copia del archivo que se desee, de los discos flexibles al disco duro en un directorio de imágenes. Esto no implica que debe estar el archivo en disco duro para manipular la imagen ya sea desde el sistema de sonografía o desde cualquier paquete comercial. Estos procesos se muestran en la figura III.4.5.

En la figura III.4.6. se muestra un diagrama de flujo del sistema, esto se puede describir de la siguiente manera: Al llegar un paciente se deben registrar los datos correspondientes que identifiquen en forma genérica las características del paciente, con estos datos se generara una clave que identifique el nombre de la imagen, se inicializa el sistema para verificar los valores del equipo y la emisión de la palabra de control para el circuito de adquisición de ecos, se procede a la adquisición de los datos de la imagen, se interpretan según el valor del dato y se asigna un tono de gris, se despliega en video, con un barrido secuencial, se puede

**DIAGRAMA DE PROCESO
INICIALIZACION Y ADQUISICION DE DATOS**

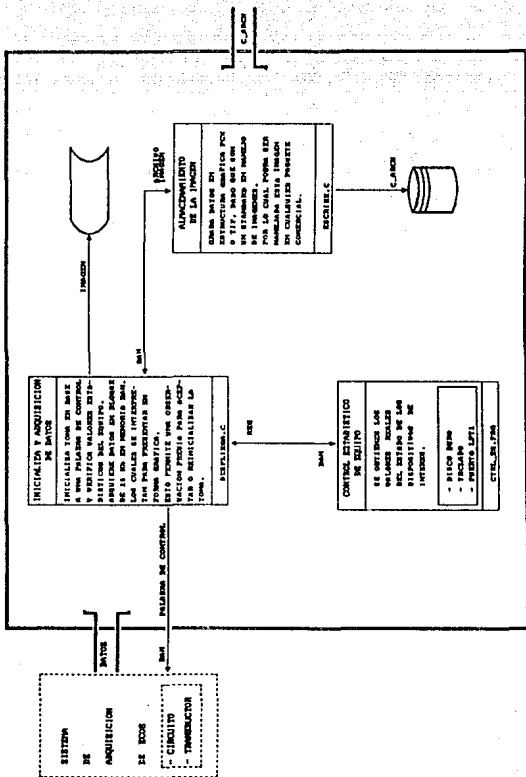


FIGURA. I.II.4.3.

reinicializar el sistema en caso de no aceptar la imagen, en caso contrario se almacena la información en disco duro con estructura standard (PCX/TIF) dejando un archivo transportable a cualquier paquete manipulador de imágenes.

En la figura III.4.7. se muestra el diagrama de flujo de información que permite visualizar que datos requiere y aportan los procesos de nuestro sistema de sonografía.

DIAGRAMA DE PROCESO
 DEPURACION Y VISUALIZACION DE IMAGENES

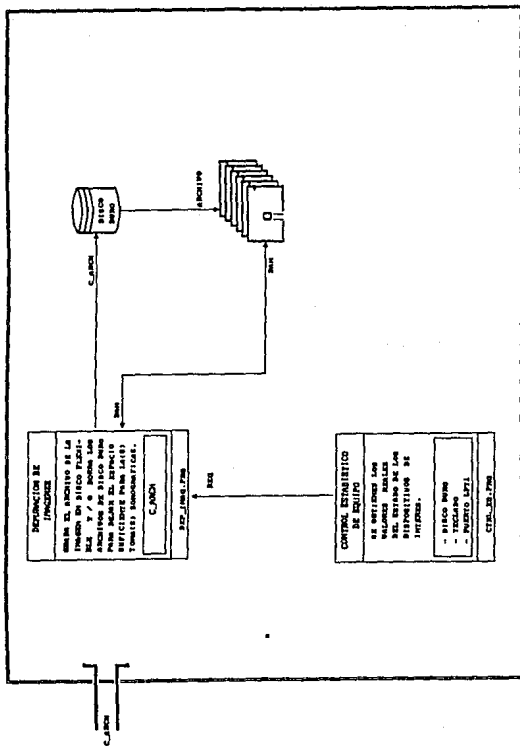


FIGURA. III. 4. 4.

DIAGRAMA DE PROCESO
CONSULTAS Y RESTAURACION DE IMAGENES

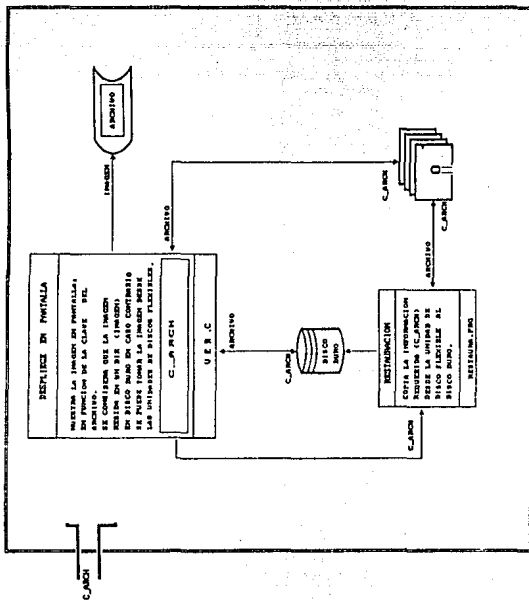
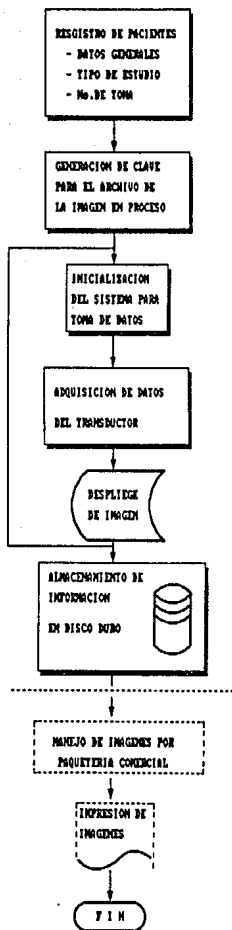


FIGURA.III.4.5.

DIAGRAMA DE FLUJO DEL SISTEMA



III.5. DESARROLLO DEL SOFTWARE DEL SISTEMA.

FORMATO DE ARCHIVOS PCX

Este formato de archivo fue uno de los primeros intentos en el mundo de PC para permitir un almacenamiento y normalización de imágenes de gráficas.

Un formato de archivo estándar fue necesario, para permitir el movimiento de imágenes entre aplicaciones y para proveer compresión de archivo para salvar espacio de almacenamiento de disco. EL formato de archivo de gráficas de PCX es un ejemplo de un método utilizado en la industria que se hizo un estándar. Porque ha estado mucho tiempo, el formato de archivo de gráficas de PCX está sostenido probablemente por más programas de aplicación de gráficas que todo los demás formatos de graficas combinados.

Una advertencia es necesaria. El código proveido supone la existencia de un adaptador VGA, CGA o EGA. La discusión siguiente tocará sobre como CGA Y EGA archivan de otro modo que VGA archiva. Los resultados de estas, es que las imágenes de PCX creadas para adaptadores de gráficas diferentes que VGA pueden no estar desplegadas la función de librería PCX. EL formato de archivo de gráficas de PCX no es muy flexible con respecto a la información que puedan contener. El formato de archivo es rígido, con un encabezado de archivo de longitud fija seguida por el rastreo de

información de la imagen, opcionalmente seguido por una estructura de paleta extendida, la figura III.5.1 muestra la disposición de un archivo PCX típico. Como será discutido, un archivo PCX es simplemente un subconjunto de un archivo PCX. La simplicidad de este formato de archivo hace el código requerido para apoyo PCX fácil de entender.

El código de función de librería de PCX está contenido en dos archivos en el disco "pcx.h" y "pcx.c".

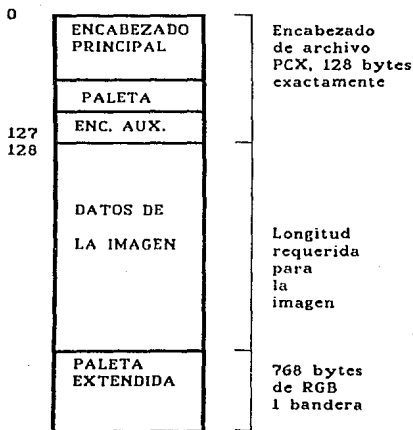


Figura III.5.1

La estructura "PCX file" representa la porción de encabezado completa de un archivo PCX. Interno a esta estructura "PCX Header" representa a como el "Main Header Info" (ENCABEZADO PRINCIPAL) en (figura III.5.1) la "palette" (PALETA) es un arreglo de 16 registros de color en que cada registro contiene un byte para información del color rojo, verde y azul. La estructura "Info" , contiene la información de archivos auxiliar. Note como la estructura "Info" hace el encabezado completo, exactamente con 128 bytes de largo. Cada uno de los campos individuales dentro del encabezado de PCX juega un papel importante en la imagen contenida.

El campo de " Versión " provee el nivel de revisión de PCX utilizado para codificar la imagen contenida, los niveles de revisión mayores son:

El campo "Encode" determina si un rastreo de información de imagen es "RLL" (Run Longitud Limited), codificó o empaquetó un byte. Si la imagen "RLL" codificó, el valor de este campo será diferente de cero. De otra manera, si el valor es cero, la información de imagen es un byte empaquetado. Para todos los propósitos prácticos, cada archivo PCX se codificó en "RLL" para ahorrar espacio durante el almacenamiento de la imagen.

El campo "BitPerPix" determina cuantos bits por pixel por plano están utilizados en la imagen.

Los campos "X1", "Y1", "X2" y "Y2" delimitan la dimensión del rastreo de imagen contenido en el archivo PCX. En el archivo PCX, "X1" y "Y1" siempre serán igual a cero y "X2" y "Y2" igualan el máximo píxel "X" y "Y"; y valora para un adaptador de muestra en un modo dado.

Las imágenes de PCX son imágenes parciales que no llenan necesariamente una pantalla completa. Las imágenes de PCX no están sostenidas completamente por la función de librería porque no es siempre posible decirle a qué resolución se va a utilizar una pantalla VGA para mostrar una imagen de pantalla parcial de los valores contenidos en los campos "X1", "Y1", "X2", "Y2".

La interpretación correcta de los dos campos "Hres" y "Vres", eliminarían este problema si los campos fueran correctamente mantenidos por todos los programas de aplicación de PCX. Lamentablemente, no lo son. Por ejemplo, una versión de PC PaintBrush abastece siempre el valor de 75H en "X2" y "Y2" independientemente del modo en que este habilitado. Estos valores no relacionados no ayudan a determinar el modo de adaptador de muestra requerido para mostrar el contenido de la imagen PCX.

Los campos, "Hres" y "Vres" deberían contener siempre la resolución del adaptador de muestra requerido para mostrar la imagen. En la función de librería PCX, estos campos están mantenidos correctamente por todas las imágenes de PCX escritas.

El último campo de encabezado de PCX para comentar es "BytesPerLine". Este valor es el número de bytes de información necesarios para llenar la línea de barrido de información de imagen.

Los colores en la paleta de valor por omisión puede no reflejar aquellas de la imagen original, en realidad, una imagen con una paleta de valor por omisión puede arruinar completamente la belleza de la imagen. Salvando la información de la paleta con el archivo PCX permite aplicaciones en la cual una imagen estuvo creada para ser mostrada correcta y exactamente. Es importante para entender la distinción entre la información de paleta almacenada en un archivo PCX y el mecanismo de paleta utilizado por el VGA .

La información de paleta en un archivo PCX nos dice los componentes de color correctos (que porcentajes de carácter rojo, verde y azul del color deseado) de cada color debería estar disponible para la muestra de la imagen.

Para mostrar correctamente una imagen PCX, es necesario construir una paleta para el adaptador de gráficas de VGA y cargar los registros de color de VGA con los componentes de "RGB" adecuados de los colores requeridos. El modo más fácil de lograr esto es cargar los registros de color que comienzan en el registro 0 con los componentes de "RGB" que se leen desde el archivo PCX y entonces crea 16 entradas en la paleta VGA contenida por los

valores 0 hasta 15. Esto proveerá el valor requerido para color en el pixel. Solamente cuando la paleta de colores que se utiliza por el adaptador de gráficas de VGA concuerda con la paleta contenida en el archivo PCX podemos exhibir una en sus colores adecuados.

Un mecanismo diferente de paleta tiene que estar utilizado dentro de un archivo PCX siempre que más de 16 colores sean requerida para mostrar una imagen. Este mecanismo de paleta alternativo es referida como una paleta extendida. Con el archivo PCX con un encabezado de una longitud y formato fijo y el área de almacenamiento de paleta dentro del encabezado estará limitado a 48 bytes totales, una área totalmente nueva de paleta tiene que estar asignada en el archivo PCX siempre que más de 16 sean requeridos. Todo modo de imagen VGA 13H requiere una paleta extendida.

La paleta extendida es una estructura de datos adicional que se añadió al fin de un archivo PCX después del rastreo de información. El primer campo en la estructura es una etiqueta que identifica la paleta extendida. Esta etiqueta es siempre igual a decimal 12 para una estructura de paleta extendida válida.

El rango de valores de los componentes de color almacenados en el archivo PCX van de 0 a 255, mientras que los valores de registro de color de VGA tienen que estar en el rango 0 a 63. Por esta razón, cuando un archivo PCX es leído por la librería de PCX, los valores de color de la paleta están divididos por cuatro antes de

que se cargue en el registro de color VGA. Inversamente, los valores del registro de color están multiplicados por cuatro antes de que se situen en una estructura de paleta de PCX .

FUNCIONES DE LIBRERÍA DE PCX

Las funciones de librería de PCX consisten de un total de 12 funciones PCX , 8 de las cuales son utilizadas externamente.

Para utilizar las funciones de librería PCX en un programa de aplicación tiene que incluir los archivos de encabezado de PCX "pcx.h" y "misc.h" durante la compilación. Con el archivo de encabezado incluyendo una llamada a "WritePCXFile" en el programa de aplicación (ligado previamente con "pcx.obj") todo es necesario para producir un archivo PCX de una imagen desplegada en el adaptador de gráficas de VGA. Solamente tres diferentes variedades de imágenes de archivos PCX son requeridas para salvar imágenes producidas por el digitalizador. Tienen 320x200 de resolución y 256 imágenes de color, 640x200 de resolución continua (16 niveles de grises) y 640 x 480 de resolución de tono continuo. "WritePCXFile" funciona para salvar imágenes PCX con la resolución requerida. La resolución 640 x 350 la soporta la función "WritePCXFile" , aún cuando nunca es utilizada en salvar imágenes digitalizadas.

- 1.- CARGAR LA INFORMACIÓN DE LA PALETA DE UN ARCHIVO PCX EN EL ADAPTADOR DE GRÁFICAS DE VGA.**

PROTOTIPO

`Unsigned Installpcxfilepalette(void);`

Donde no hay parámetros utilizados.

OPERACIÓN

Cuando se ejecuta, esta función determinará si un archivo de imagen PCX previamente cargado contiene formación de la paleta; Si es así, la función cargará la paleta y registros de color del adaptador de gráficas de VGA apropiadamente. El adaptador de gráficas de VGA tiene que estar en el modo gráfico correcto antes de que esta función sea ejecutada, de otra manera, todos los registros de color cargados serán sobrescritos por el BIOS cuando el modo gráfico correcto sea cargado.

Esta función sostiene tanto la paleta normal de 16 colores como los mecanismos de paleta extendida.

2.- LEE UNA IMAGEN PCX EN UN BUFFER DE MEMORIA.

PROTOTIPO

`CompletionCodeReadPCXFiletoBuf(char *FileName, BYTE huge
**Bufferptr);`

Donde:

"FileName" es el nombre del archivo PCX para leer en memoria. "FileName" tiene que ser una cadena de caracteres terminada en cero. Los nombres de sendero completos están aceptados, de hecho "FileName" no requiere (o prohíbe el uso de) una extensión de archivo. Ya que esta función llama a "ReadPCXFileHdr", cualquier extensión de archivo especificada estará despojada de la extensión y "PCX" la substituirá.

"BufferPtr" es un apuntador para la localidad de almacenamiento donde la dirección de la información de los datos de imagen lee el archivo PCX donde debe estar almacenado.

OPERACIÓN

Esta función leerá un archivo de imagen PCX en un buffer en memoria (la cual localiza) y regresa un apuntador a la imagen. Sobre exitosa terminación, la variable PCXData contendrá toda la información de encabezado de imagen y el arreglo "color256palette" contendrá la paleta extendida, si existe alguna. La paleta de VGA y registros de color no están modificados directamente por esta función. Para mostrar la imagen de información PCX en el buffer una llamada a "InstallPCXFilePalette" es necesaria seguida por una llamada para "DisplayImageInBuf". Esta función codifica diversos errores (definidos en "pcx.h") que son regresados por esta función si fuera incapaz de cargar la imagen de información PCX.

3.- MOSTRAR UNA IMAGEN PCX PREVIAMENTE CARGADA DE UN BUFFER DE MEMORIA.

PROTOTIPO

```
void DisplayImageInBuf(BYTE huge *image,unsigned SetMode,  
                        unsigned Pause);
```

Donde:

"Image" es un apuntador para memoria donde la información de imagen reside.

"Setmode" determina o no el modo de video de VGA y la paleta debe estar inicializada antes de que la imagen sea exhibida. Si "setmode" es TRUE, el modo y paleta de video estarán inicializados apropiadamente para la muestra de la imagen contenida en el buffer de memoria antes de que el despliegue de imagen sea intentado. Si "setmode" es FALSE, esta función supone que el modo de video y la paleta son ya correctas y procede a desplegar la imagen sin inicialización. Dos constantes, "INITVGALOADPALETTE" y "NOVGAINIT", están definidos para ayudar a un claro escrito de programas. Como se puede suponer, "INITVGALOADPALETTE" está definido como TRUE mientras que "NOVGAINIT" está definido FALSE. "Pause" determina si esta función debe esperar hasta que un usuario presione una tecla antes de regresar al programa. Si "Pause" es

TRUE o si fuera igual a la constante "WAITFORKEY", el usuario tiene que presionar una tecla antes de que esta función acabe. Si "Pause" es FALSE o es igual a "NOWAITFORKEY", regresa a partir de esta función inmediatamente después de que la imagen sea exhibida.

OPERACIÓN

Esta función muestra un rastreo del contenido de la imagen en un buffer de memoria. Cuatro muestras de resoluciones están soportadas 320 x 200 con 256 colores y 640 x 200, 640 x 350 y 640 x 480 cada uno con 16 colores posibles. Está supuesto que las variables "ImageWidth " y "ImageHeight" son establecidas apropiadamente antes de que esta función sea llamada. Estas variables han sido adoptadas por la llamada a "ReadPCXFileToBuf" que situaron la imagen en el buffer de memoria.

4.- MOSTRAR UN ARCHIVO PCX EN EL ADAPTADOR VGA.

PROTOTIPO

```
void DisplayPCXFile(char* FileName,Int Verbose);
```

Donde:

"FileName" es el nombre del archivo ASCII como se especificó anteriormente. "Verbose" es una variable que controla información de imagen detallada contenida en el encabezado del archivo PCX que

debe estar presente. Si es TRUE, la información de imagen será exhibida.

OPERACIÓN

Esta función carga y presenta una imagen PCX de un archivo de discos. Todos los parámetros requeridos para muestra de imágenes están tomados del encabezado que se lee desde el archivo de imagen PCX. La información de imagen está tomada directamente del archivo y situado hacia el monitor VGA. Cualquier error encontrado en la ejecución de esta función terminará la operación del programa y proveerá un código de salida para explicar el error .

5.- ESCRIBIR A UN ARCHIVO PCX LA IMAGEN CONTENIDA EN UN BUFFER DE MEMORIA.

PROTOTIPO

```
CompletionCodeWritePCXFileFromBuf(char* FileName, BYTE huge  
ImageMemory);
```

Donde:

"FileName" es como se especificó anteriormente.

"ImageMemory" es un apuntador a memoria donde la información de imagen reside.

OPERACIÓN

Esta función es similar para "WritePCXFile" excepto que toma el rastreo de información de un buffer en memoria en lugar de la muestra. Los parámetros que controlan el tipo de imagen PCX escrito están tomado de la estructura "PCXData" en lugar de los parámetros pasados por esta función. La paleta que actualmente se utiliza por el adaptador de gráficas de VGA está escrito fuera del archivo PCX. Esta función sostiene tanto los mecanismos normales como los mecanismos de paleta extendidos. Esta función, sobre terminación, libera la memoria asociada con el buffer de imagen después el archivo PCX queda escrito en el disco.

6.- ESCRIBIR A UN ARCHIVO PCX DE LA IMAGEN ACTUALMENTE DESPLEGADA EN EL MONITOR VGA

PROTOTIPO

```
void WritePCXFile(char* FileName,unsigned Bitsperpixel,  
                 unsigned MaxX, unsigned Maxy,  
                 unsigned Planes,unsigned Bytesperline);
```

Donde:

"FileName" es como se especificó anteriormente.

"BitsPerPixel" indica el número de bits por pixel por plano en que esta escrito el archivo PCX. Todas las resoluciones excepto 320 x 200 con 256 colores utilizaron "BitsPerPixel" igual a 1. Cada

uno de estos tipos de imágenes utilizan 4 bits planos para un total de 4 bits por pixel o 16 posibilidades de color. Los 256 modos de color, una imagen plana única, utiliza un valor de 8 bits para "BitsPerPixel".

"MaxX & MaxY" son las dimensiones de la imagen que están escritas fuera de un archivo PCX. Generalmente, igualan la resolución del modo de VGA utilizado para mostrar la imagen.

"Planes" es la cantidad de planos utilizados para representar la imagen. El valor de "Planes" es ya sea 1 para las 256 imágenes de color o 4 para 16 imágenes de color.

"BytesPerLine" especifica cuantos bytes presenta una línea de barrido única de la imagen. Para una imagen de 320 x 200 "BytesPerLine" es igual a 320. Para todas las demás imágenes, que usan 4 planos, es igual a 80 (640 pixels / 8 pixels por byte).

OPERACIÓN

Esta función crea un archivo PCX de la imagen actualmente desplegada en el monitor VGA . El tipo de archivo PCX creado depende de los parámetros pasados a esta función.

7.- LEE UN ARCHIVO DE IMAGEN NO COMPRIMIDO EN UN BUFFER DE MEMORIA.

PROTOTIPO

```
CompletionCodeReadRawImageFileToBuf(char* FileName,  
                                     unsigned ImageWidth,  
                                     unsigned ImageHeight,  
                                     Byte huge **BufferPtr);
```

Donde:

"FileName" es como se especificó anteriormente.

"ImageWidth & ImageHeight" describen las dimensiones de la imagen y por lo tanto la cantidad de bytes de datos primarios para ser leídos desde el archivo del disco.

"BufferPtr" es un apuntador para la localidad de almacenamiento donde la dirección de la información de imagen lee, donde el archivo de datos primarios debe estar almacenado.

OPERACIÓN

Esta función, mientras no este relacionada con un archivo PCX, estará incluida en esta librería de funciones para mantener todo archivo I/O de funciones en un lugar. La cantidad de información que lee desde el archivo está determinado por las dimensiones de la imagen especificada, diversos códigos de error son regresados en el caso de un error de lectura en el archivo de imagen. Si la lectura

es exitosa, un apuntador y la condición "NoError" será regresada al código de llamada. Esta función no hace suposiciones acerca del formato de la información que lee desde el archivo que debe estar almacenado en posiciones de memoria secuenciales del buffer de imagen, es hasta que el código procesa la imagen que tiene sentido la información. En otras palabras, es importante que el código que escribe los datos primarios al archivo y el código que procesa la imagen que coincidan en un formato de la información. Si los dos procesos no acuerdan en el formato, la información de imagen nunca estará correctamente.

- 8.- ESCRIBE DE UNA IMAGEN NO COMPRIMIDA EN BUFFER DE MEMORIA A DISCO.

PROTOTIPO

```
CompletionCodeWriteRawImageFileFromBuf(char* FileName,  
                                         unsigned ImageWidth,  
                                         unsigned Imageheight,  
                                         unsigned Transpose,  
                                         BYTEhuge *Imagebuffer);
```

Donde todos parámetros excepto por los siguientes están como se especificó:

"Transpose" determina cuál de dos formatos de información de

salida estará escrito en el archivo. Si "Transpose" es FALSE, la información estará organizada exactamente en el formato de columna, donde la información está almacenada en el buffer de llenado de imagen por el digitalizador. Si es TRUE, la información estará redistribuida antes de que se escriba al archivo de salida.

"ImageBuffer" es un gran apuntador para la información de imagen que estará escrito en disco.

OPERACIÓN

Esta función escribe información de imagen a un archivo en disco a un buffer en memoria, sostiene dos diferentes formatos de información de salida como determinada por el parámetro "Transpose". Diversos códigos de error serán regresados por esta función si un problema es encontrado al escribir el archivo de salida.

FORMATO DE ARCHIVO DE IMAGEN DE TIFF.

INTRODUCCION

El Formato del Archivo de Imagen Etiquetado (Tagged Image File Format TIFF) estuvo diseñado desde el principio para solucionar los problemas asociados con formatos de archivos arreglados. Estuvo creado para hacer un estándar de la industria para intercambio de

archivos de imagen. El TIFF es un compendio de todas las gráficas existentes o formatos de archivo de imágenes. El TIFF incorpora flexibilidad suficiente para eliminar la necesidad o justificación para formatos de archivo de imagen de propietario. En realidad, es posible abastecer información de propietario en un archivo de TIFF sin violar el intento del formato. El TIFF estuvo diseñado con un ojo hacia el futuro, no justamente para uso en el presente. Los diseñadores del formato de archivo de TIFF tuvo tres objetivos importantes en mente:

A) **CRECIMIENTO.** Esta es la habilidad para añadir un nuevo tipo de imagen sin invalidar el anterior.

B) **PORTABILIDAD.** El TIFF estuvo diseñado para ser independiente del hardware en el sistema de operación en el cual ejecuta. El TIFF hace muy pocas demandas sobre su ambiente operativo. El TIFF se desempeña igualmente bien en ambientes tanto de IBM PC como Apple Macintosh .

C) **REVISABLE.** El TIFF estuvo diseñado no solamente para ser un medio eficiente para información de imagen intercambiable sino también ser utilizable como un formato de datos interno nativo para aplicaciones de edición de imagen. La corrección y la realización de estos objetivos está corroborado por la cantidad de proveedores de software que trabajan con el formato de TIFF.

ENCABEZADO DE
IMAGEN DE ARCHIVO
(IFH)

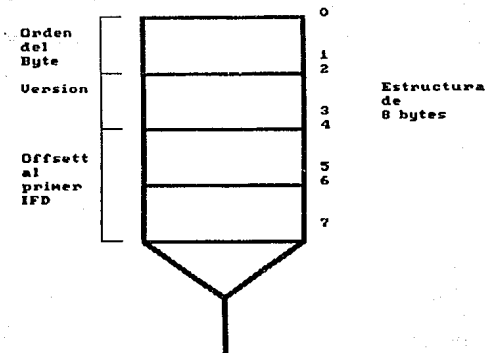


Figura III.5.2.

ESTRUCTURA DE LOS ARCHIVOS TIFF.

Esta hecho sobre tres estructuras de datos. La primera estructura es encontrada en cada archivo de TIFF es llamada el Encabezado de Archivo de Imagen o IFH (figura III.5.2). Esta estructura es la única porción de un archivo de TIFF que tiene una ubicación arreglada. Esta estructura de 8 bytes tiene que estar

localizada en el inicio del archivo. El IFH contiene información importante necesaria para interpretar correctamente el resto del archivo de TIFF. El primer campo dentro del IFH y posiblemente más importante, es el campo que indica el orden del byte que estuvo utilizado cuando el archivo de TIFF fue creado. El campo de byte-ordenanza en el IFH contiene ya sea dos bytes (hex 4D4D), que indican el formato entero de Motorola o dos bytes (hex 4949), que indica el formato Intel. El campo de versión en el IFH contiene siempre el valor decimal de 42. El campo final en el IFH contiene el offset en bytes del comienzo del archivo al **Directorio de Archivo de Imagen** o estructura IFD. Uno o más IFD puede residir en un archivo de TIFF. Cada IFD tiene que estar localizado en una frontera de palabra. Si más de un IFD existiera, el archivo contiene más de una imagen.

Un IFD (figura III.5.3) consiste de una cuenta N de la cantidad de entradas de directorio que siguen, unas entradas de directorio de 12 byte N y finalmente otro valor de offset.

La ubicación de almacenamiento de offset dentro del IFD contendrá el offset desde el principio del archivo de TIFF al siguiente IFD o cuatro bytes de ceros si este IFD es el último en el archivo. La estructura de datos final dentro del formato de archivo de TIFF es la **Entrada de Directorio** o DE (figura III.5.4). Es el formato del que da a TIFF su flexibilidad.

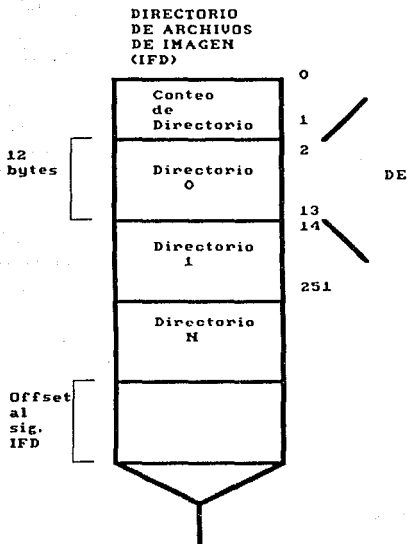


Figura III.5.3.

Es notorio que cada DE contiene exactamente 12 bytes de largo y esta segmentado en los cuatro campos. El primer campo del DE es el campo de etiqueta. Es el nombre completo de la imagen que el archivo indica.

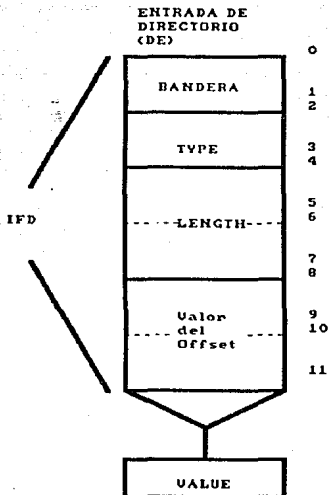


Figura III.5.4.

El campo "type" indica el tipo de dato del parámetro de imagen. Cinco tipos de datos únicos están definidos actualmente por la especificación de TIFF. Cada tipo de dato está asignado un número entero que es almacenado en el campo "type" de un DE. Los tipos de datos son como siguen:

El campo "length" de DE (algunas veces llamada la "count") contiene la cantidad de detalles del tipo de dato especificado proveído. Está especificado en función del tipo de dato.

El campo final en un DE es el campo "value offset". Este campo contiene generalmente el offset de archivo de la información real asociada con la etiqueta. El rastreo de información contenida en un archivo de TIFF está organizada en grupos de líneas de barrido (o filas) de información de imagen llamada tiras. Esta organización ayuda reducir los requisitos de memoria debido a que el archivo de imagen completo no tiene que ser residente en memoria repentinamente.

TIPOS DE TIFF.

En General, existen tres diferentes categorías de imágenes que pueden estar contenidas en un archivo de TIFF. Estos son:

A. Imágenes blanco y negro. Estos utilizan un bit por pixel para muestra.

B. Imágenes de escala de grises. Estos utilizan entre dos y ocho bits por pixel, que resultan en 4 a 256 niveles de grises disponibles en una imagen.

C. Imágenes de color. Estas están dentro de las variedades de paleta como RGB, con hasta 24 bits de información de color por

pixel.

FUNCIONES DE LIBRERÍA TIFF

El código en la función de librería de TIFF provee apoyo para todas las clases del TIFF. La clase "B", sin embargo, no está soportado completamente debido a que los algoritmos de compresión de "CCITT" no están dados. Son específicamente diseñados para imágenes blancas y negras solamente. Las imágenes blancas y negras pueden estar escritas o ser leídas utilizando el método de compresión "PackBits".

El código en la función de librería de TIFF está diseñado para hacer leer y escribir archivos de TIFF tan fácil como sea posible.

La mayoría de las complejidades del formato del archivo son mantenidas por el usuario / programador. Solamente el manejo de funciones declaradas en el archivo "tiffintf.h" están utilizadas para leer y escribir a cualquier archivo de imagen de TIFF. Casi todo el código que presenta la librería de TIFFfunction es parte de una librería de TIFF de dominio público escrita por Sam Leffler de la Universidad de California en Berkeley.

El código de compresión / expansión de LZW estuvo también escrito en la Universidad de California en Berkeley y es utilizado con permiso. La marca de derecho de autor de Berkeley completa aparece en el archivo "lzw.c".

El código de función de librería de TIFF está en el dominio público y puede estar utilizado sin previo permiso o restricción en tanto el original permanezca intacto.

TIFFINFO.DOC este archivo contiene información adicional acerca de las funciones internas de la librería de TIFF.

TIFF.H y **TIFFIO.H** Estos archivos definen todas las estructuras de datos de TIFF y las estructuras de datos internas utilizadas en el TIFFI.

IO.C contiene todo el código que desempeña lectura y escritura de información de TIFF a disco. También contiene porciones del código utilizado para inicializar el paquete de TIFF.

DIR.C Este archivo contiene el código que valida el directorio de la estructura TIFF, (el IFH, los IFD's y los DE's) en la lectura de un archivo de TIFF y construye la estructura de directorio cuando escribe archivos de TIFF. Aquí es donde la mayoría del código difícil reside.

ERROR.C Este archivo contiene las funciones que producen la advertencia y mensajes de error que son salida cuando formatea inapropiadamente archivos de TIFF que son de lectura o escritura.

SWAB.C Este archivo contiene el código que desempeña todo el

byte reordenando operaciones.

PRINT.C Este archivo contiene un programa de utileria que es utilizado para volcar toda información de etiqueta de un archivo de TIFF para inspección de usuario.

COMPRESS.C Este archivo contiene una función que selecciona el algoritmo de compresión para ser utilizado cuando lee y/o escribe un archivo TIFF.

DUMPMODE.C Este archivo tiene el código que manipula archivos que no utilizan compresión de información del rastreo de información. En otras palabras, estas funciones leen y escriben archivos no comprimidos TIFF.

CCITT.C Este archivo contiene los talones donde los algoritmos de compresión de CCITT se encadenan con la función de librería. Actualmente, estos talones producen un mensaje de error, indican que la función de librería de TIFF no sostiene estos métodos de compresión.

PACKBITS.C Este archivo contiene el código para leer y escribir a archivos de TIFF que utiliza el método de compresión "Macintosh Pack Bits".

LZW.C Este archivo contiene el código para leer y escribir la

información comprimida utilizando el método de Lempel-Ziv & Welch. Lamentablemente, los archivos que abarcan la función de librería de TIFF justamente listada son demasiado para listar en este tema.

TIFFINTF.H Este archivo es un archivo interfase para ser utilizado por todos los programas de aplicación que utilicen las funciones de librería de TIFF.

TIFF.C Este archivo provee las funciones de acceso de archivo de TIFF básicas requeridas para leer archivos de TIFF escrito. Estas funciones son análogas para parte de las funciones contenidas en la función de librería PCX.

1. ESCRIBE UN ARCHIVO TIFF DESPLEGADA EN UNA PANTALLA VGA

PROTOTIPO

```
CompletionCodeWriteTIFFFile(char*FileName,  
                             unsigned BitsPerSample,  
                             unsigned Samplesperpixel,  
                             unsigned Imagenwidth,  
                             unsigned Imagelength);
```

Donde:

"FileName" es el nombre del archivo de salida de TIFF para crear. "FileName" tiene que ser una cadena de caracteres. Los

nombres de sendero completos están aceptado. El "FileName" no requiere (o prohíbe el uso de) una extensión de archivo. Ya que la llamada de función "TIFFOpen", hace que cualquier extensión de archivo especificada será quitada y una extensión de ".TIF" será puesta en su lugar.

"SamplesPerPixel" controla si una imagen está escrita como una única imagen de singular o plano múltiple. Normalmente, "SamplesPerPixel" iguala a 1 y la imagen producida es un plano único. Si "SamplesPerPixel" es igual a 4, una imagen de 4 planos será creada. Las imágenes de plano-múltiple requieren mucho más tiempo para leer y escribir a un archivo de discos debido al procesamiento adicional requerido.

"BitsPerSample" muestra 1 para imágenes blanco y negro, 4 para imágenes de escala de 16 grises ó 16 colores y 8 por 64 niveles en una escala de grises ó 256 colores.

"ImageWidth" & "ImageLength" describen las dimensiones de la imagen para ser escritas al archivo de TIFF especificado. Deberían contener la resolución máxima de modo de muestra utilizado para mostrar la imagen. Esto es, "ImageWidth" debe ser ya sea 120 o 640, e "ImageLength" debe ser ya sea 200 o 480.

OPERACIÓN

Esta función no es muy flexible en su operación. Sostendrá

solamente la producción de imágenes de color y escala de grises, no imágenes de blanco y negro. Todas las imágenes, en escala de grises o color, independientemente de la cantidad de colores o niveles grises, estarán escritas fuera como un archivo de TIFF formal de "palette". Esto significa un "ColorMap" también se necesita para estar escrito en el archivo de TIFF de salida. La cantidad de entradas en el "ColorMap", está controlado por la cantidad de bits que nos representa un pixel. Si hay 4 bits por muestra, el "ColorMap" debe contener 16 entradas totales. Si 8 bits por muestra se están utilizando, el "ColorMap" contendrá 256 entradas (nota: El rango de valores de registro de color de VGA va desde 0 a 63). El rango de valores de "ColorMap" va desde 0 a 65,535. Por esta razón, los valores que se leen desde el registro de color de VGA están multiplicados por 1,024 antes de que se sitúen en el "ColorMap".

Una vez que el "ColorMap" está construido, un directorio de entrada está hecho para él. Finalmente, la información de imagen se lee desde la pantalla y pasa a la función de librería de TIFF "TIFFWriteScanLine" para compresión y almacenamiento.

Si la imagen que se codifica tiene 640 pixels de ancho, el código sabe que 4 bits por pixel son utilizados, así en dos paquetes de 4 bits forman juntos un byte único. Estos bytes están acumulados en una fila única de la imagen exhibida y entonces será escrito en disco. Este proceso continúa por cada fila de la imagen exhibida. Un proceso similar está utilizado si la imagen que se

codifica tiene 320 pixels. Después de que toda la información de imagen es escrito al archivo, la función "TIFFclose" es llamada. Entonces cierra el archivo de salida. Después esto, toda la memoria que estuvo asignada para su función es liberada y el control regresa al programa de aplicación de llamada.

2. LEE Y MUESTRA UN ARCHIVO TIFF EN EL MONITOR VGA.

PROTOTIPO

```
CompletionCodeDisplayTIFFFile(char* FileName,  
                                unsigned Verbose);
```

Donde:

"FileName" se explicó anteriormente.

"Verbose" controla si la información detallada acerca de la estructura de archivo de TIFF debería estar exhibida o no. En otras palabras si "Verbose" es TRUE toda la información de etiqueta del archivo de TIFF será exhibir en el monitor antes de que la imagen real sea exhibido. SI es FALSE, la imagen solamente será exhibido.

OPERACION

Su primera acción es para abrir el archivo de TIFF especificado. Si el archivo está localizado, la bandera "Verbose" será revisada para ver si una información de archivos de TIFF

estuvo solicitada. Si es así, el impreso de función "TIFFPrintDirectory" del archivo "print.c" está llamada para mostrar la información de etiqueta de TIFF. Después, la función "TIFFGetField" es llamada repetidamente para revisar la presencia requerida de la etiqueta de información. Si cualquiera de las banderas requeridas no han sido encontradas, esta función abortará la operación después de haber exhibido un mensaje de error.

Después de que la imagen está exhibida, toda la memoria asignada por esta función es liberada y el archivo TIFF será cerrado. El control entonces es regresado al código de llamada. La imagen permanecerá en el monitor VGA hasta que otra imagen sea escrita de nuevo.

PROGRAMA DE EJEMPLO "VER"

La operación de la dos funciones "Write TIFFFILE" y "Display TIFFFILE" son exactamente análogos para sus contrapartidas de PCX que se describieron anteriormente. Para ilustrar el uso de las funciones de librería de TIFF y las funciones librería de PCX en un programa de aplicación, se realizó el programa "VER". El propósito de este programa es permitir la muestra de imagenes PCX o imagenes TIFF en un adaptador de VGA.

PROGRAMAS PARA EL MEDIO AMBIENTE DEL SISTEMA

El medio ambiente para llevar el registro de pacientes (datos generales), los reportes necesarios y utilerías que permitan el manejo fácil y rápido del sistema. Se eligió por ser un manejador de bases de datos y ser parecido al DBASE el lenguaje llamado Clipper Ver. 5.0 que nos permite fácilmente actualizar los datos y poder almacenar en base de datos exportables a cualquier ambiente que se quiera.

```
*-- Nombre.....: TESIS01.prg
*-- Fecha.....: 3-16-92
*-- Versión.....: Clipper Ver.1.0.
*-- Notas.....: Programa Principal tesis
```

clear

*-- Declaraciones de funciones

```
SET TALK OFF
SET WRAP ON
SET BELL ON
SET DELETED ON
SET CONFIRM OFF
SET ECHO OFF
DECLARE VIDEO{5}
```

*-- Base de Datos

```
select 1
use patient
index on clave_P to patient
```

```
select 2
use TipEstud
index on clave_T to TipEstud
```

```
select 3
use ClaAarch
index Clave_A to ClaArch
```

*-- Llamado de pantalla de presentación

```
do detalle1
for A=1 to 5000
    A=A+1
next A
clear
```

*-- Mascara No.1

```

set color to w+/b+
@ 2,0 SAY replicate("█",80)
@ 24,0 say replicate("█",80)
sonido=7
@ 0,31 SAY "U.N.A.M."
@ 0,60 SAY "Fecha : "
fecha=date()
@ 0,70 say fecha
@ 1,25 SAY "FACULTAD DE INGENIERIA"
@ 1,67 SAY " Ver : "
@ 1,75 SAY "1.0."
@ 3,0 TO 21,79 DOUBLE
DO WHILE .T.
    @ 6,32 say "MENU PRINCIPAL"
    @ 9,21 prompt [1.- Registro de Pacientes ]
    @ 11,21 prompt [2.- Inicializacion y Adquisicion de Datos ]
    @ 13,21 prompt [3.- Consultas y Restauracion de Imagenes ]
    @ 15,21 prompt [4.- U t i l e r i a s ]
    @ 17,21 prompt [5.- S a l i r ]
    menu to op
    do case
        case op=1
            ?? chr(sonido)
            save screen to video[1]
            do Reg_Pac
            restore screen from video[1]
        case op=2
            ?? chr(sonido)
            save screen to video[1]
            do Inic_Adq
            restore screen from video[1]
        case op=3
            ?? chr(sonido)
            save screen to video[1]
            *- do C_res_img
            restore screen from video[1]
        case op=4
            ?? chr(sonido)
            save screen to video[1]
            *- do Utileria
            restore screen from video[1]
        case op=5
            ?? chr(sonido)
            clear
            exit
    endcase
ENDDO

*-- Nombre.....: Rec_Pac.prg
*-- Fecha.....: 3-16-92
*-- Versión.....: Clipper Ver.1.0.
*-- Nota.....: Registro de Pacientes

```

CLEAR

*-- Mascara No.2

*-- set color to w+/b+

```
@ 2,0 SAY replicate("█",80)
@ 24,0 say replicate("█",80)
sonido=7
@ 0,31 SAY "U.N.A.M."
@ 0,60 SAY "Fecha : "
fecha=date()
@ 0,70 say fecha
@ 1,25 SAY "FACULTAD DE INGENIERIA"
@ 1,67 SAY " Ver : "
@ 1,75 SAY "1.0."
@ 3,0 TO 21,79 DOUBLE
```

DO WHILE .T.

```
@ 6,30 say "REGISTRO DE PACIENTES"
@ 9,24 prompt [1.- Actualizacion de Pacientes ]
@ 11,24 prompt [2.- Actualizacion de Tipo de Estudio]
@ 13,24 prompt [3.- Generacion Clave del Archivo ]
@ 15,24 prompt [4.- Reportes ]
@ 17,24 prompt [5.- Salir ]
```

menu to op

do case

```
case op=1
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
do Act_Pac
restore screen from video[2]
case op=2
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
do Act_Est
restore screen from video[2]
case op=3
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
*- do GeClaveAr
restore screen from video[2]
case op=4
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
do Rep_Pac
restore screen from video[2]
case op=5
?? chr(sonido)
clear
exit
```

endcase

ENDDO

*-- Nombre.....: Act_Pac.prg
*-- Fecha.....: 3-16-92
*-- Versión.....: Clipper Ver.1.0.
*-- Nota.....: Actualizacion de Pacientes

CLEAR

*-- Base de Datos

select 1
go top

*-- Mascara No.2

set color to w+/b+
@ 2,0 SAY replicate("█",80)
@ 24,0 say replicate("█",80)
sonido=7
@ 0,31 SAY "U.N.A.M."
@ 0,60 SAY "Fecha :"
fecha=date()
@ 0,70 say fecha
@ 1,25 SAY "FACULTAD DE INGENIERIA"
@ 1,67 SAY " Ver :"
@ 1,75 SAY "1.0."
@ 3,0 TO 21,79 DOUBLE

DO WHILE .T.

@ 6,30 say "ACTUALIZACION PACIENTES"
@ 9,34 prompt {1.- Altas }
@ 11,34 prompt {2.- Bajas }
@ 13,34 prompt {3.- Cambios }
@ 15,34 prompt {4.- Consultas }
@ 17,34 prompt {5.- S a l i r }
menu to op
do case
case op=1
?? chr(sonido)
save screen to video[3]
do Altas_p
restore screen from video[3]
case op=2
?? chr(sonido)
save screen to video[3]
do Bajas_p
restore screen from video[3]
case op=3
?? chr(sonido)

```

        save screen to video[1]
        do Cambios_p
        restore screen from video[3]
    case op=4
        ?? chr(sonido)
        save screen to video[3]
        do Consul_p
        restore screen from video[3]
    case op=5
        ?? chr(sonido)
        clear
        exit

    endcase
ENDDO

*-- Nombre.....: Act_Est.prg
*-- Fecha.....: 3-16-92
*-- Versión.....: Clipper Ver.1.0.
*-- Nota.....: Actualizacion del Tipo de Estudio

CLEAR
select 2
go top

*-- Mascara No.3

set color to w+/b+
@ 2,0 SAY replicate("■",80)
@ 24,0 say replicate("■",80)
sonido=7
@ 0,31 SAY "U.N.A.M."
@ 0,60 SAY "Fecha :"
fecha=date()
@ 0,70 say fecha
@ 1,25 SAY "FACULTAD DE INGENIERIA"
@ 1,67 SAY " Ver : "
@ 1,75 SAY "1.0."
@ 3,0 TO 21,79 DOUBLE

DO WHILE .T.
    @ 6,30 say "ACTUALIZACION TIPO DE ESTUDIO"
    @ 9,34 prompt [1.- Altas   ]
    @ 11,34 prompt [2.- Bajas   ]
    @ 13,34 prompt [3.- Cambios  ]
    @ 15,34 prompt [4.- Consultas]
    @ 17,34 prompt [5.- S a l i r]
    menu to op

    do case
        case op=1

```

```

        ?? chr(sonido)
        save screen to video[3]
        do Altas_E
        restore screen from video[3]
    case op=2
        ?? chr(sonido)
        save screen to video[3]
        do Bajas_E
        restore screen from video[3]
    case op=3
        ?? chr(sonido)
        save screen to video[3]
        do Cambios_E
        restore screen from video[3]
    case op=4
        ?? chr(sonido)
        save screen to video[3]
        do Consul_E
        restore screen from video[3]
    case op=5
        ?? chr(sonido)
        clear
        exit
    endcase
ENDDO

*-- Nombre.....: Rep_Pac.prg
*-- Fecha.....: 3-16-92
*-- Versión.....: Clipper Ver.1.0.
*-- Nota.....: Repotes de los registros de Pacientes
*-- por Estudio, medico, Fecha, Paciente, Otros

CLEAR

*-- Bases de Datos

select 1
go top

Select 2
go top

select 3
go top

*-- Mascara No.4

set color to w+/b+
@ 2,0 SAY replicate("■",80)
@ 24,0 say replicate("■",80)
sonido=7
@ 0,31 SAY "U.N.A.M."

```

```

@ 0,60 SAY "Fecha : "
fecha=date()
@ 0,70 say fecha
@ 1,25 SAY "FACULTAD DE INGENIERIA"
@ 1,67 SAY " Ver : "
@ 1,75 SAY "1.0."
@ 3,0 TO 21,79 DOUBLE

```

```

DO WHILE .T.
  @ 6,34 say "R E P O R T E S"
  @ 9,34 prompt [1.- Estudio ]
  @ 11,34 prompt [2.- Medico ]
  @ 13,34 prompt [3.- Fechas ]
  @ 15,34 prompt [4.- Paciente ]
  @ 17,34 prompt [5.- S a l i r]
  menu to op
  do case
    case op=1
      ?? chr(sonido)
      save screen to video[3]
      do R_Estudio
      restore screen from video[3]
    case op=2
      ?? chr(sonido)
      save screen to video[3]
      do R_Medico
      restore screen from video[3]
    case op=3
      ?? chr(sonido)
      save screen to video[3]
      do R_Fechas
      restore screen from video[3]
    case op=4
      ?? chr(sonido)
      save screen to video[3]
      do R_Paciente
      restore screen from video[3]
    case op=5
      ?? chr(sonido)
      clear
      exit
  endcase
ENDDO

```

```

*-- Nombre.....: Inic_Adq.prg
*-- Fecha.....: 3-16-92
*-- Versión.....: Clipper Ver.1.0.
*-- Nota.....: Adquisición de la imagen, Inicialización de la
               Toma Control estadístico del equipo.
CLEAR

```

```

*-- Mascara No.5
*-- set color to w+/b+
@ 2,0 SAY replicate("■",80)
@ 24,0 say replicate("■",80)
sonido=7
@ 0,31 SAY "U.N.A.M."
@ 0,67 SAY "Fecha :"
fecha=date()
@ 0,70 say fecha
@ 1,25 SAY "FACULTAD DE INGENIERIA"
@ 1,67 SAY " Ver :"
@ 1,75 SAY "1.0."
@ 3,0 TO 21,79 DOUBLE
@ 22, 0 say replicate("■",80)

DO WHILE .T.
@ 4,25 say "<<<<< Adquisicion de la Imagen >>>>>>>>"
@ 23,1 prompt[Inicialización ]
@ 23,18 prompt[Adquisición ]
@ 23,36 prompt[Almacena Imagen]
@ 23,54 prompt[Control Equipo ]
@ 23,72 prompt[Salir]
menu to op
do case
case op=1
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
set color to r+/r+
@ 10,20 say " Estableciendo Comunicación con el
Sistema"
@ 11,20 say " de Adquisición de Ecos.....Espere "
for A=1 to 9000
A=A+1
next A
set color to w+/b+
restore screen from video[2]
case op=2
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
set color to r+/r+
@ 10,20 say " Realizando la Toma de la Imagen... "
@ 11,20 say " .....Espere "
for A=1 to 9000
A=A+1
next A
set color to w+/b+
restore screen from video[2]
case op=3
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
Clave_arch=space(8)
@ 23,0 say space(80)

```

```

set color to r+/r+
@ 23,0 say "Clave del Archivo :>"
@ 23,18 get Clave_arch picture "@!"
read
set color to w+/b+
restore screen from video[2]
case op=4
?? chr(sonido)
save screen to video[2]
do Ctrl_eq
restore screen from video[2]
case op=5
?? chr(sonido)
clear
exit

endcase
ENDDO
*-- Procedimiento Pantalla de Presentacion
*--
*-- Mascara pantalla Presentación

```

```

set color to w+
@ 4,1 SAY " "
@ 5,1 SAY " "
@ 5,52 SAY " "
@ 6,1 SAY " "
@ 6,52 SAY " "
@ 7,1 SAY " "
@ 7,16 SAY " "
@ 7,23 SAY " "
@ 7,29 SAY " "
@ 7,31 SAY " "
@ 7,38 SAY " "
@ 7,47 SAY " "
@ 7,56 SAY " "
@ 7,63 SAY " "
@ 7,70 SAY " "
@ 7,74 SAY " "
@ 8,12 SAY " "
@ 8,16 SAY " "
@ 8,21 SAY " "
@ 8,23 SAY " "
@ 8,25 SAY " "
@ 8,29 SAY " "
@ 8,31 SAY " "
@ 8,36 SAY " "
@ 8,38 SAY " "
@ 8,41 SAY " "
@ 8,47 SAY " "
@ 8,52 SAY " "
@ 8,55 SAY " "

```

@ 8,58 SAY " "
 @ 8,60 SAY " "
 @ 8,63 SAY " "
 @ 8,70 SAY " "
 @ 8,73 SAY " "
 @ 8,76 SAY " "
 @ 8,78 SAY " "
 @ 9,12 SAY " "
 @ 9,16 SAY " "
 @ 9,21 SAY " "
 @ 9,23 SAY " "
 @ 9,26 SAY " "
 @ 9,29 SAY " "
 @ 9,31 SAY " "
 @ 9,36 SAY " "
 @ 9,38 SAY " "
 @ 9,44 SAY " "
 @ 9,47 SAY " "
 @ 9,55 SAY " "
 @ 9,63 SAY " "
 @ 9,70 SAY " "
 @ 9,73 SAY " "
 @ 10,1 SAY " "
 @ 10,16 SAY " "
 @ 10,23 SAY " "
 @ 10,27 SAY " "
 @ 10,31 SAY " "
 @ 10,38 SAY " "
 @ 10,47 SAY " "
 @ 10,51 SAY " "
 @ 10,55 SAY " "
 @ 10,61 SAY " "
 @ 10,63 SAY " "
 @ 10,70 SAY " "
 @ 10,73 SAY " "
 @ 10,79 SAY " "

@ 12,23 say " Universidad Nacional Autonoma de México"
 @ 14,23 say " Facultad de Ingenieria"
 @ 16,23 say " <<<< TESIS PROFESIONAL >>>>"
 @ 18,23 say " 1. Sergio Romero"
 @ 19,23 say " 2. Gustavo Rodriguez"
 @ 20,23 say " 3. Miguel Lomas"
 @ 21,23 say " 4. J. Antonio Muñoz"
 @ 22,23 say " 5. Alfonso Reyes E."

*-- Fin de mascara de pantalla

UTILERIAS PARA EL MANEJO DE GRAFICOS EN EL SISTEMA.

```

/*****
/*   Funciones para Adaptador Grafico   */
/*           VGA                          */
/*           Turbo C 2.0                  */
/*                                         */
/*   Version: 1.0                         */
/*****

```

```

#include <stdio.h>
#include <process.h>
#include <dos.h>
#include <graphics.h>
#include "misc.h"
#include "pcx.h"
#include "vga.h"

```

```

/* escala de grises 16 tonos */
ColorRegister Gray16ColorPalette[MAXPALETTECOLORS] =

```

```

{ 0, 0, 0, 5, 5, 5, 8, 8, 8, 11, 11, 11,
  14, 14, 14, 17, 17, 17, 20, 20, 20, 24, 24, 24,
  28, 28, 28, 32, 32, 32, 36, 36, 36, 40, 40, 40,
  45, 45, 45, 50, 50, 50, 56, 56, 63, 63, 63 };

```

```

/* escala de grises 64 tonos */
ColorRegister Gray64ColorPalette[MAX256PALETTECOLORS] =

```

```

{ 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,
  0, 0, 0, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 2, 2, 2,
  3, 3, 3, 3, 3, 3, 4, 4, 4, 5, 5, 5,
  6, 6, 6, 7, 7, 7, 8, 8, 8, 9, 9, 9,
  10, 10, 10, 10, 10, 10, 11, 11, 11, 12, 12, 12,
  13, 13, 13, 14, 14, 14, 15, 15, 15, 16, 16, 16,
  18, 18, 18, 19, 19, 19, 20, 20, 20, 21, 21, 21,
  22, 22, 22, 23, 23, 23, 24, 24, 24, 25, 25, 25,
  26, 26, 26, 27, 27, 27, 28, 28, 28, 29, 29, 29,
  31, 31, 31, 32, 32, 32, 33, 33, 33, 34, 34, 34,
  35, 35, 35, 36, 36, 36, 37, 37, 37, 39, 39, 39,
  40, 40, 40, 41, 41, 41, 42, 42, 42, 43, 43, 43,
  44, 44, 44, 46, 46, 46, 47, 47, 47, 48, 48, 48,
  49, 49, 49, 50, 50, 50, 52, 52, 52, 53, 53, 53,
  54, 54, 54, 55, 55, 55, 56, 56, 56, 58, 58, 58,
  59, 59, 59, 60, 60, 60, 61, 61, 61, 63, 63, 63 };

```



```

/* Inicio funciones VGA */

/* Inicializacion del subsistema grafico */
void InitGraphics( void )
{
    int g_driver, g_mode, g_error;

    /*
     * Asegurarnos de que el sistema grafico este cerrado.
     * De cualquier manera, lo cerramos y abrimos nuevamente.
     * De otra manera se apartara memoria cada vez que esta
     * funcion sea llamada.
     */

    closegraph();

    /* inicializacion de variables graficas */
    g_driver = g_mode = g_error = 0;

    /*
     * La llamada siguiente al registerbgidriver liga el manejador
     * grafico con el programa. Se asume que el manejador ya fue convertido de
     * egavga.bgi a egavga.obj por el programa convertidor de bgi a obj
     * bgiobj y ligado al programa. La linea egavga.obj hay que
     * incluirla en el archivo .prj que maneja l aplicacion.
     */
    registerbgidriver(EGAVGA_driver);

    initgraph(&g_driver,&g_mode,"");
    g_error = graphresult();
    if (g_error < 0)
    {
        printf("error en Initgraph : %s.\n",
            grapherrormsg(g_error));
        exit(EGraphics);
    }
    restorecrtmode();
}

/*
 * Esta funcion identifica el modo de video
 * activo del controlador.
 */

unsigned GetVideoMode( void )
{
    union REGS regs;

    regs.h.ah = 0x0F; /* identifica el modo de video
 */

```

```

int86(VIDEO,&regs,&regs);
return(regs.h.al);
}

/* SEleccion los modos VGA 256 320 por 200 . */
void Set256ColorMode( void )
{
    union REGS regs;

    setgraphmode(VGALO);          /* fija modo grafico */
    regs.h.ah = 0;                /* modo 13H para 256 colores */
    regs.h.al = 0x13;
    int86(VIDEO,&regs,&regs);
}

/* Fija registros de color individuales VGA */
void SetAColorReg(unsigned RegNum, unsigned Red,
                 unsigned Green, unsigned Blue)
{
    union REGS regs;

    /*
    Ya con el modo grafico fijo, podemos cargar el registro de color
    en el DAC.
    */

    /* Fijar Registro de Color */
    regs.h.ah = 0x10;
    regs.h.al = 0x10;
    regs.x.bx = RegNum;
    regs.h.dh = Red;
    regs.h.ch = Green;
    regs.h.cl = Blue;
    int86(VIDEO,&regs,&regs);
}

/* Obtener los componentes de color del registro VGA */
void GetAColorReg(unsigned RegNum, unsigned *Red,
                 unsigned *Green, unsigned *Blue)
{
    union REGS regs;

    /*
    Con el modo grafico fijo, podemos leer el registro de color
    del DAC.
    */

    /* Obtener componenes del registro de Color */
    regs.h.ah = 0x10;
    regs.h.al = 0x15;
    regs.x.bx = RegNum;
    int86(VIDEO,&regs,&regs);
}

```

```

/* almacenar los valores en apuntadores */
*Red   = regs.h.dh;
*Green = regs.h.ch;
*Blue  = regs.h.cl;
}

/* Cargar la paleta de grises */
void LoadGray16Palette(void)
{
    struct palettetype palette;
    unsigned Index;
    union REGS regs;

    /*
    Con el modo grafico activo, se puede proceder a cargar la paleta
    y registros de color en el DAC. La paleta se inicializo en orden
    secuencial y el registro de color se cargo con la escala de
    grises
    */

    palette.size = 16;

    for (Index = 0; Index < MAXPALETTECOLORS; Index++)
        palette.colors[Index] = Index;

    /* Fijar bloque del Registro de Color */
    regs.h.ah = 0x10;
    regs.h.al = 0x12;
    regs.x.bx = 0;
    regs.x.cx = MAXPALETTECOLORS;
    _ES = FP_SEG(Gray16ColorPalette);
    regs.x.dX = FP_OFF(Gray16ColorPalette);
    int86(VIDEO, &regs, &regs);

    /* instalar la nueva paleta */
    setallpalette(&palette);
}

/* carga la paleta de grises */
void LoadGray64Palette(void)
{
    union REGS regs;

    /*
    Esta escala de 64 tonalidades de grises solo puede ser cargada
    en el modo VGA 13h de 256 colores. El mecanismo original de
    paleta se evita en este modo. Los registros de color en el DAC son
    cargados
    */
}

```

y accesados directamente.

*/

/* Fijar bloque de Registro de Color */

regs.h.ah = 0x10;

regs.h.al = 0x12;

regs.x.bx = 0;

regs.x.cx = 64;

_ES = FP_SEG(Gray64ColorPalette);

regs.x.dx = FP_OFF(Gray64ColorPalette);

int86(VIDEO, ®s, ®s);

)

```

/*
/*****
/*      Libreria de funciones PCX      */
/*      Turbo C 2.0                    */
/*                                      */
/*      Version: 1.0                    */
/*****

#include <stdio.h>
#include <string.h>
#include <process.h>
#include <conio.h>
#include <dos.h>
#include <alloc.h>
#include <graphics.h>
#include "misc.h"
#include "pcx.h"
#include "vga.h"

/* Variables globales, acceso externo */
struct PCX_File PCXData;      /* PCX Hdr Variable de archivo */
unsigned ImageWidth, ImageHeight;

/* Variables global to this file only */
static FILE *PCXFile;        /* manejo de archivo */
static BYTE ScanLine[MAXBYTESPERSCAN];
static BYTE PixelColorNum[MAXSCREENWIDTH];
static unsigned Is256ColorFile;
static struct ExtendedPalette Color256Palette;

/* Inicio de Funciones */

CompletionCode ReadPCXFileHdr (char *FileName, int Verbose)
{
    unsigned Index;
    char String[80];

    Is256ColorFile = FALSE;      /* inicializacion de modo */

    if (!strchr(FileName, '.'))  /* tiene alguna ext? */
    {
        strcpy(String, FileName); /* copia archivo al buffer
    */
        FileName = String;        /* FileName ahora apunta al
    buffer */
        strcat(FileName, ".pcx"); /* .sino adicionar ext .pcx
    */
    }
    /* trata de abrir archivo PCX */
    if ((PCXFile = fopen(FileName, "rb")) == NULL)

```

```

    {
        printf("archivo PCX : %s no existe\n",FileName);
        return(EFileNotFound);
    }
    /* trata de leer el file header record */
    if (fread(&PCXData,sizeof(struct PCX_File),1,PCXFile) != 1)
    {
        printf("Error en el PCX file header\n");
        return(EReadFileHdr);
    }
    /* asegurarse de que es un archivo PCX */
    if (PCXData.PCXHeader.Header != PCXHdrTag)
    {
        printf("Error, no es un archivo PCX \n");
        return(ENotPCXFile);
    }
    /* Archivo PCX. Se despliega informacion */
    if (Verbose)
    {
        clrscr();
        printf("PCX Informacion del archivo: %s\n\n",FileName);
        printf("\tVersion: %d\n", PCXData.PCXHeader.Version);
        printf("\tCompresion: %s\n",
            PCXData.PCXHeader.Encode == 0 ? "Ninguna":"RLL");
        printf("\tBits Por Pixel: %d\n",PCXData.PCXHeader.BitPerPix);
        printf("\tX1: %d\n",PCXData.PCXHeader.X1);
        printf("\tY1: %d\n",PCXData.PCXHeader.Y1);
        printf("\tX2: %d\n",PCXData.PCXHeader.X2);
        printf("\tY2: %d\n",PCXData.PCXHeader.Y2);
        printf("\tResolucion Horiz: %d\n",PCXData.PCXHeader.Hres);
        printf("\tResolucion Vert: %d\n",PCXData.PCXHeader.Vres);
        printf("\tVModo: %d\n",PCXData.Info.Vmode);
        printf("\tNumero de Planos: %d\n",PCXData.Info.NumOfPlanes);
        printf("\tBytes por Scan Line Un Plano:
%d\n",PCXData.Info.BytesPerLine);
        printf("\nPresiona cualquier tecla para continuar\n");
        getch(); /* esperar */

        clrscr();
        printf("Valores del Registro de Color para archivo PCX :
%s\n\n",FileName);
        for (Index = 0; Index < MAXPALETTECOLORS; Index++)
        {
            printf("Indice de Paleta: %2d R = %2x G = %2x B = %2x\n",
                Index,PCXData.Palette[Index].Red,
                PCXData.Palette[Index].Green,
                PCXData.Palette[Index].Blue);
        }
        printf("\nPresiona <Enter> para continuar - ^C para
abortar\n");
        getchar(); /* esperar */
    }
}

```

```

    return(NoError);
}

static CompletionCode ExpandScanLine (FILE *InFile)
{
    register short      BitNum;
    register unsigned  ByteNum;
    register short     CharRead;
    unsigned           InPtr, RepCount, PixelsData;
    unsigned           BytesToRead, PlaneNum, ShiftCount;
    unsigned           ByteOffset, BitOffset;

    BytesToRead = PCXData.Info.NumOfPlanes *
PCXData.Info.BytesPerLine;

    InPtr = ShiftCount = 0;          /* inicializar vars */
    do
    {
        CharRead = getC(InFile);     /* lee un byte del archivo */
        /*
        if (CharRead == EOF)          /* error nunca leer EOF */
            return(FALSE);          /* abortar */

        if ((CharRead & 0xC0) == 0xC0) /* etiqueta repetida ? */
        {
            RepCount = CharRead & ~0xC0; /* repetir 1..63 */
            CharRead = getC(InFile);     /* leer byte */
            if (CharRead == EOF)        /* error nunca leer EOF */
                return(FALSE);         /* abortar */
        }

        while (RepCount-- > 0)          /* expandir byte */
            ScanLine[InPtr++] = CharRead; /* RepCount veces */

        }
        else
            ScanLine[InPtr++] = CharRead; /* solo un byte de datos */
    } while (InPtr < BytesToRead);     /* almacenar en buffer */
    /* expandir a scan line */
}
/*
When we get here, we have an array, ScanLine, which is composed of
NumOfPlanes sections each BytesPerLine long. For a normal EGA/VGA
image this works out to be 4 planes of 80 bytes each. For a 256 color VGA
image it is 1 plane of 320 bytes. For the normal image we must merge each
of these bit planes into the array PixelColorNum so that we can display the
resultant image. Each entry into this array corresponds to a pixel
on a single scan line of the monitor. For a 256 color image, the
ScanLine is simply copied into the PixelColorNum array because there is no
interleaving

```

of bit planes.

```
*/
if (PCXData.PCXHeader.X2 == 319) /* si es imagen de 256
colores */
    memcpy(PixelColorNum, ScanLine, ImageWidth);
else /* archivo de imagen normal
*/
    (
        /* blanquea arreglo PixelColorNum con zeros */
        memset(PixelColorNum, '\0', ImageWidth);
```

```
        for (PlaneNum=0; PlaneNum < PCXData.Info.NumOfPlanes;
PlaneNum++)
```

```
        {
            ByteOffset = PlaneNum * PCXData.Info.BytesPerLine;
            for (ByteNum=0; ByteNum < PCXData.Info.BytesPerLine;
ByteNum++)
```

```
            {
                /* lee 8 bits del pixel de datos para un plano */
                PixelsData = ScanLine[ByteOffset+ByteNum];
                BitOffset = ByteNum * BITS_PER_BYTE;
```

```
                for (BitNum=BITS_PER_BYTE-1; BitNum >= 0; BitNum--)
```

```
                {
                    if (PixelsData & (1 << BitNum))
```

```
                    {
                        /* OR en cada componente de color */
                        PixelColorNum[BitOffset + (7 - BitNum)] |=
                            (1 << ShiftCount);
                    }
                }
            }
        }
    }
    ShiftCount++;
```

```
*/
Al estar aqui, el arreglo PixelColorNum tiene un valor de color de
byte
para cada pixel en el display. REGresa indicativo de que la
operacion fue
correcta.
*/
```

```
return(TRUE);
```

```
unsigned InstallPCXFilePalette(void)
```

```
{
    struct palettetype palette;
    union REGS regs;
    unsigned Index;
```



```

/*
la Siempre carga la paleta VGA mientras que la version no sea la 3,
cual no tiene la informacion de la paleta en el archivo. Si es
version 3, usa la paleta de default.
*/

if (PCXData.PCXHeader.Version != 3)
{
    if (Is256ColorFile) /* Si es archivo modo 13h */
    {
        /*
de Al estar aqui, tenemos un archivo-imagen modo 13h. En este
modo VGA, el mecanismo de paleta es omitido. Los registros
color se cargan de la paleta extendida en el archivo PCX.
Los valores en el archivo de paleta son 4 veces sus
valores actuales. Deben ser escalados antes de ser usados. Todos
los 256 registros de color deben ser cargados.
*/

        for (Index=0; Index < MAX256PALETTECOLORS; Index++)
        {
            Color256Palette.Palette[Index].Red >>= 2;
            Color256Palette.Palette[Index].Green >>= 2;
            Color256Palette.Palette[Index].Blue >>= 2;
        }

        /* Fija block de Registros de Color */
        regs.h.ah = 0x10;
        regs.h.al = 0x12;
        regs.x.bx = 0;
        regs.x.cx = MAX256PALETTECOLORS;
        _ES = FP_SEG(&Color256Palette.Palette);
        regs.x.dx = FP_OFF(&Color256Palette.Palette);
        int86(VIDEO, &regs, &regs);
        return(TRUE); /* indica que la paleta a sido
installed */
    }
    else
    {
        /*
Debemos Al estar aqui, tenemos una imagen de 16 colores VGA.
datos de construir una estructura de datos de paleta con los
cargados del archivo PCX. La paleta se inicializa en orden
secuencial y los registros de color fijan su valor del
archivo.
*/
    }
}

```

```

    Los valores del archivo son escalados antes de instalarse.
    */
palette.size = MAXPALETTECOLORS;

for (Index = 0; Index < MAXPALETTECOLORS; Index++)
{
    palette.colors[Index] = Index;
    PCXData.Palette[Index].Red >= 2;
    PCXData.Palette[Index].Green >= 2;
    PCXData.Palette[Index].Blue >= 2;
}

/* fija block de Registros de Color */
regs.h.ah = 0x10;
regs.h.al = 0x12;
regs.x.bx = 0;
regs.x.cx = MAXPALETTECOLORS;
_ES = FP_SEG(&PCXData.Palette);
regs.x.dX = FP_OFF(&PCXData.Palette);
int86(VIDEO, &regs, &regs);

/* habilita la paleta que acabamos de leer del archivo */
setallpalette(&palette);
return(TRUE); /* indica que la paleta ha sido
instalada */
)
else
return(FALSE); /* no se cargo informacion de paleta
*/
}

/*
Esta funcion lee un archivo PCX en el buffer de memoria. No altera
la paleta en uso por el display VGA.
*/

CompletionCode ReadPCXFileToBuf (char *FileName, BYTE huge *
*BufferPtr)
{
    register unsigned ScanNum; /* barra linea, se expande
y despliega */
    register unsigned ColNum; /* pixel a leer */
    int PCXError;
    BYTE huge *ImageMemory; /* block de memoria donde la
imagen */
    /* sera almacenada */
    unsigned long PixelBufOffset;

    if ((PCXError = ReadPCXFileHdr(FileName, FALSE)) != NoError)

```

```

return(PCXError);

/* Se ha leído el Header, ahora estamos listos para leer la
imagen PCX */
/* archivos PCC no pueden ser desplegados */
if ((PCXData.PCXHeader.X1 != 0) || (PCXData.PCXHeader.Y1 != 0))
{
printf("Error archivo PCC, no archivo PCX \n");
return (EPCCFile);
}

/*
De la información del header se determina el tamaño del buffer
requerido para almacenar la imagen. Se fijan las vars globales
ImageWidth e ImageHeight respectivamente.
*/

if (PCXData.PCXHeader.X2 == 319)
{
ImageWidth = 320;
ImageHeight = 200;
}
else
{
ImageWidth = 640;
switch(PCXData.PCXHeader.Y2)
{
case 479: ImageHeight = 480;
break;
case 349: ImageHeight = 350;
break;
case 199: ImageHeight = 200;
break;
}
}

/* Se aparta memoria alta para la imagen */
ImageMemory = (BYTE huge *) farcalloc((long) ImageWidth *
ImageHeight,
sizeof(BYTE));

if (ImageMemory == NULL)
{
printf("Error No hay suficiente memoria para PCX buffer\n");
return (ENoMemory);
}

/*
Se procede a desempacar y almacenar datos PCX. Se barre una
línea a la vez.
*/

for (ScanNum=0; ScanNum < ImageHeight; ScanNum++)

```

```

if (ExpandScanLine(PCXFile) != TRUE)
{
    printf("Error Scanline corrupt en archivo PCX \n");
    return(ERCorrupt);
}
PixelBufOffset = (long) ScanNum * ImageWidth;
for (ColNum=0; ColNum < ImageWidth; ColNum++)
{
    ImageMemory[PixelBufOffset + ColNum] =
        PixelColorNum[ColNum];
}
}
/*
Se determina si el archivo PCX esta en modo 13h de colores
extendidos
para tratar de leer el registro de paleta extendida localizado
despues del area de datos. Si se lee un EOF entonces no hay
informacion
de paleta extendida en el archivo.
*/
Is256ColorFile = FALSE; /* Se enciende bandera global para
indicar
                        tipo de archivo */

if (fread(&Color256Palette, sizeof(struct
ExtendedPalette), 1, PCXFile) == 1)
/* Paleta extendida leida correctamente. ahora se checa tag.
*/
if (Color256Palette.ExtendedPalette == PCX256ColorTag)
/*
Tag es correcto, Paleta extendida con valores RGB en
estructura
Color256Palette.
*/
Is256ColorFile = TRUE;

/* 1 archivo ha sido leido, se procede a cerrarlo */

fclose(PCXFile);
*BufferPtr = ImageMemory; /* se regresan direcciones
de buffer */
return(NoError);
}

/*
Esta funcion despliega una imagen de un buffer. Si SetMode es TRUE,
Se fijara el modo grafico y se cargara paleta. Si es FALSE, nada de
esto se ejecutara, la imagen se desplegara con los valores
actuales.

```

Si se proporciona Pause, esta función esperará por presionar una tecla antes de retornar.
 */

```

void DisplayImageInBuf(BYTE huge *Image, unsigned SetMode, unsigned
Pause)
(
    register unsigned ScanNum, PixelNum;
    unsigned long PixelBufOffset;

    if (SetMode)
        InitGraphics();          /* Inicialización gráfica si se
requiere */
    if (ImageWidth == 320)      /* imagen de 256 colores ? */
    {
        if (SetMode)          /* Si se requiere fijar modo */
        {                     /* SE fija modo y se carga paleta */
            Set256ColorMode();
            InstallPCXFilePalette();
        }
        for (ScanNum=0; ScanNum < ImageHeight; ScanNum++)
        for (PixelNum=0; PixelNum < ImageWidth; PixelNum++)
        {
            PixelBufOffset = ScanNum; /* para prevenir overflow */
            PixelBufOffset *= ImageWidth;
            PixelBufOffset += PixelNum;
            PutPixel256(PixelNum, ScanNum, Image[PixelBufOffset]);
        }
    }
    else
    {
        if (SetMode)          /* Si se requiere fijar modo */
        {
            switch(ImageHeight) /* determinar modo VGA */
            {
                case 480: setgraphmode(VGAHI);
                    break;
                case 350: setgraphmode(VGAMED);
                    break;
                case 200: setgraphmode(VGALO);
                    break;
            }
            InstallPCXFilePalette();
        }
        for (ScanNum=0; ScanNum < ImageHeight; ScanNum++)
        for (PixelNum=0; PixelNum < ImageWidth; PixelNum++)
        {
            PixelBufOffset = ScanNum; /* para prevenir overflow */
            PixelBufOffset *= ImageWidth;
            PixelBufOffset += PixelNum;
            putpixel(PixelNum, ScanNum, Image[PixelBufOffset]);
        }
    }
}

```

```

    }
}
if (Pause) /* Si se solicita pausa espera tecla
*/
    getch();
}

/*
Esta funcion lee y despliega archivo PCX.
*/

void DisplayPCXFile (char *FileName, int Verbose)
{
    register unsigned ScanNum; /* barre line a expandir
                                y desplegar */
    register unsigned ColNum; /* pixel a leer */
    int PCXError;

    if ((PCXError = ReadPCXFileHdr(FileName,Verbose)) != NoError)
        exit(PCXError);

    /* Se ha leído Header, Se desplegara imagen PCX */
    /* archivos PCC no pueden ser desplegados */

    if ((PCXData.PCXHeader.X1 != 0) || (PCXData.PCXHeader.Y1 != 0))
    {
        printf("Error archivo PCC, no archivo PCX \n");
        exit(EPCXFile);
    }

    InitGraphics(); /* Se inicializa subsistema grafico
*/

    /* De la informacion del header se determina cual modo se
desplegara.
Si el ancho es 320 entonces, es modo 13 hex 256 colores. De
otra
manera es modo VGA ancho 640 */

    if (PCXData.PCXHeader.X2 == 319)
    {
        Set256ColorMode();
        ImageWidth = 320;
        ImageHeight = 200;
    }
    else
    {
        ImageWidth = 640;
        switch(PCXData.PCXHeader.Y2)
        {
            case 479: setgraphmode(VGAHI);

```

```

        ImageHeight = 480;
        break;
    case 349: setgraphmode(VGAMED);
        ImageHeight = 350;
        break;
    case 199: setgraphmode(VGALO);
        ImageHeight = 200;
        break;
}
}

```

```

/* SE procede a desempacar y desplegar archivo PCX */
for (ScanNum=0; ScanNum < ImageHeight; ScanNum++)

```

```

{
    if (ExpandScanLine(PCXFile) != TRUE)
    {
        printf("Scanline corrupt en archivo PCX \n");
        exit(ECorrupt);
    }
    if (ImageWidth == 320) /* 256 color mode */
    {
        for (ColNum=0; ColNum < ImageWidth; ColNum++)
            PutPixel256(ColNum,ScanNum,(int) PixelColorNum[ColNum]);
    }
    else /* modo normal de 16 colores */
    {
        for (ColNum=0; ColNum < ImageWidth; ColNum++)
            putpixel(ColNum,ScanNum,(int) PixelColorNum[ColNum]);
    }
}

```

```

/*
Se determina si el archivo PCX esta en modo 13h de colores
extendidos
para tratar de leer el registro de paleta extendida localizado
despues del area de datos. Si se lee un EOF entonces no hay
informacion
de paleta extendida en el archivo.
*/

```

```

Is256ColorFile = FALSE; /* Se enciende bandera global para
indicar
tipo de archivo */

```

```

if (fread(&Color256Palette, sizeof(struct
ExtendedPalette),1,PCXFile) == 1)
/* Extended palette read ok. Now check tag. */
if (Color256Palette.ExtendedPalette == PCX256ColorTag)
/*
Tag es correcta, valores de paleta extendida RGB en
estructura

```

```

        Color256Palette
        */
        Is256ColorFile = TRUE;

    /* Se ha leído archivo, se prepara para cerrarlo */
    /* Se instala paleta leída del archivo */
    InstallPCXFilePalette();
    fclose(PCXFile);
}

/*
Las siguientes rutinas crean un archivo PCX de una imagen raster
o un buffer de memoria y lo escriben a disco.
*/
CompletionCode WritePCXHdr(char *FileName, unsigned BitsPerPixel,
                           unsigned MaxX, unsigned MaxY, unsigned Planes,
                           unsigned BytesPerLine)
{
    struct palettetype palette;
    unsigned Index;
    union REGS regs;
    char String[80];

    if (!strchr(FileName, '.')) /* tiene ext ? */
    { /* si no ... */
        strcpy(String, FileName); /* copia archivo a buffer */
        FileName = String; /* ahora archivo pts al
buffer */
        strcat(FileName, ".pcx"); /* pone ext .pcx */
    }

    if ((PCXFile = fopen(FileName, "w+b")) == NULL)
    {
        restorecrtmode();
        printf("No se puede crear archivo PCX \n");
        return (EWrtOutFile);
    }

    /* SE inicializa el header del archivo PCX */
    PCXData.PCXHeader.Header = PCXHdrTag;
    PCXData.PCXHeader.Version = 5;
    PCXData.PCXHeader.Encode = 1;
    PCXData.PCXHeader.BitPerPix = BitsPerPixel;
    PCXData.PCXHeader.X1 = 0;
    PCXData.PCXHeader.Y1 = 0;
    PCXData.PCXHeader.X2 = MaxX-1;
    PCXData.PCXHeader.Y2 = MaxY-1;
    PCXData.PCXHeader.Hres = MaxX;

```



```

PCXData.PCXHeader.Vres      = MaxY;
ImageWidth                  = MaxX;
ImageHeight                 = MaxY;
PCXData.Info.Vmode          = 0;
PCXData.Info.NumOfPlanes   = Planes;
PCXData.Info.BytesPerLine  = BytesPerLine;

```

```

/*

```

```

Se inicializa la estructura de la paleta del archivo PCX. La
paleta sera escrita en el archivo PCX ya sea esta de una imagen de 16
o 256 colores.Si es de una imagen de 256 colores la estructura de
una paleta extendida sera escrita al final de los datos PCX. Los valores de
la paleta deben ser escalados por cuatro antes de ser escritos en
el archivo.
*/

```

```

getpalette(&palette);
for (Index = 0; Index < palette.size; Index++)
{
    regs.h.ah = 0x10;
    regs.h.al = 0x15;
    regs.x.bx = palette.colors[Index];
    int86(VIDEO, &regs, &regs);
    PCXData.Palette[Index].Red   = regs.h.dh <<= 2;
    PCXData.Palette[Index].Green = regs.h.ch <<= 2;
    PCXData.Palette[Index].Blue  = regs.h.cl <<= 2;
}

```

```

/* blanquear area sin uso al final del header PCX */
memset(&PCXData.Info.unused, '\0', sizeof(PCXData.Info.unused));

```

```

/* ahora escribimos el header en el archivo fisico */
if (fwrite(&PCXData, sizeof(struct PCX_File), 1, PCXFile) != 1)
{
    restorecrtmode();
    printf("Error al escribir header PCX \n");
    return(EWrtFileHdr);
}
return(NOError);
}

```

```

static CompletionCode CompressScanLine(FILE *OutFile)
{
    register unsigned OutPtr, RepCount, RepChar;
    register unsigned BytesToWrite;

```

```

    BytesToWrite = PCXData.Info.NumOfPlanes *
PCXData.Info.BytesPerLine;

    OutPtr = 0; /* ptr al dato a comprimir
*/
do
{
    RepChar = ScanLine[OutPtr++]; /* obtiene byte para
comenzar compresion */
    RepCount = 1; /* byte visto la 1a. vez */
    while ((ScanLine[OutPtr]==RepChar) &&
        (RepCount < MaxRepCount) &&
        (OutPtr < BytesToWrite))
    {
        RepCount++; /* conteo de repeticiones */
        OutPtr++; /* bump ptr y chequea de nuevo
*/
    }
    /* se localizo secuencia de repeticion o si chars tiene
cualquiera o ambos conjuntos MSBs que se deban procesar como una
repeticion de conteo y secuancoia de char */

    if ((RepCount > 1) || (RepChar > 0xBF))
    {
        RepCount |= 0xC0; /* Se fijan dos MSBs */
        if (putc(RepCount,OutFile) == EOF) /* Se escribe conteo al
archivo */
            return(FALSE); /* Si hay error return error
*/
    }
    if (putc(RepChar,OutFile) == EOF)/* escribe char al archivo
*/
        return(FALSE); /* Si hay error return error
*/
} while (OutPtr < BytesToWrite); /* hasta que todos los bytes
hayan sido comprimidos */
return(TRUE); /* indica operacion correcta
*/
}

/*
Esta funcion escribe un archivo PCX en disco contenido en buffer
de memoria. La paleta actual para desplegar se escribe en el
archivo
PCX. Todos los datos del Header PCX son de la imagen que de leyo
originalmente en el buffer bajo la premisa que el contenido de la
puede cambiar, pero no en sus parametros basicos.
*/

```

```
CompletionCode WritePCXFileFromBuf (char *FileName, BYTE huge
*ImageMemory)
```

```
{
    register unsigned PlaneNum, BitNum, ByteNum, PData;
    register unsigned ScanLineNum, PixelNum, Index;
    int PCXError;
    unsigned long PixelBufOffset;
    union REGS regs;

    /* write out PCX header and palette */
    if ((PCXError = WritePCXHdr(FileName,
PCXData.PCXHeader.BitPerPix,
        PCXData.PCXHeader.X2+1, PCXData.PCXHeader.Y2+1,
        PCXData.Info.NumOfPlanes,
        PCXData.Info.BytesPerLine)) != NoError)
        return(PCXError);
```

```
/*
En este punto leeremos la imagen del buffer barriendo una linea a
la vez, scanline. Para imagenes de color de 320x200 256 colores hay
solo un plano asi que los datos leidos del buffer son localizados
directamente en el arreglo Scanline para compresion. Para imagenes normales VGA,
el valor de colore de retorno debe ser separado en sus componentes las
cuales seran comprimidas separadamente. En esencia, el arreglo de
640 bytes correspondiente a los 640 pixeles en la linea de barrido se
parte en cuatro difernetes arreglos de 80 bytes cada uno( todos
contenidos en Scanline[]). Estos arreglos son los componentes de
i,r,g,b del pixel. Los componenetes o planos son entonces comprimidos y
escritos a disco en el siguiente orden: Blue, green, red y la intensity.
```

```
*/
for (ScanLineNum=0; ScanLineNum < ImageHeight; ScanLineNum++)
{
    PixelBufOffset = (long) ScanLineNum * ImageWidth;
    if (PCXData.PCXHeader.X2 == 319) /* if 256 color image */
    {
        for (PixelNum=0; PixelNum < ImageWidth; PixelNum++)
            ScanLine[PixelNum] = ImageMemory[PixelBufOffset +
PixelNum];
    }
    else /* normal image file */
    {
        /* blanquea arreglo ScanLine a zeros para cada scan line */

```

```

/* este es un arreglo de NumOfPlanes * BytesPerLine bytes */
memset(ScanLine, '\0', MAXBYTESPERSCAN);

for (PixelNum=0; PixelNum < ImageWidth; PixelNum++)
{
    /* obtiene el valor del pixel del buffer */
    PData = ImageMemory[PixelBufOffset + PixelNum];
    ByteNum = PixelNum/BITSPERBYTE;          /* calc byte
offset */
    BitNum = 7 - (PixelNum % BITSPERBYTE); /* calc bit offset
*/
    for (PlaneNum=0; PlaneNum < PCXData.Info.NumOfPlanes;
PlaneNum++)
        if (PData & (1<<PlaneNum))          /* si el bit en
plano es 1 */
            ScanLine[(PlaneNum * PCXData.Info.BytesPerLine) +
ByteNum] |=
                (1<<BitNum);
    }
}

if (CompressScanLine(PCXFile) != TRUE)      /* comprime una
linea de barrido */
{
    restorecrtmode();                        /* completa */
    printf("Error al escribir scan line comprimida\n");
    return(EWrtScanLine);
}

/*
Determina si el archivo PCX esta en modo 13h de color extendido.
Si asi es, escribe el registro de paleta extendida despues de
los datos.
*/

if (ImageWidth == 320)                      /* imagen de 256 colores modo 13h ?
*/
{
    /* Si si es */
    /*
Lee los valores del registro RGB de 256 colores y lo almacena
en la estructura Color256Palette antes de escribirlo en el
archivo PCX. Esta estructura es tagged para asegurar su
validez.
*/
    Color256Palette.ExtendedPalette = PCX256ColorTag;

    /* obtiene un block de registro de Color */
    regs.h.ah = 0x10;
    regs.h.al = 0x17;
}

```

```

regs.x.bx = 0;
regs.x.cx = MAX256PALETTECOLORS;
_ES = FP_SEG(&Color256Palette.Palette);
regs.x.dx = FP_OFF(&Color256Palette.Palette);
int86(VIDEO, &regs, &regs);

/*
La paleta de datos debe ser escalada por cuatro antes de
ser escrita en el archivo.
*/
for (Index=0; Index < MAX256PALETTECOLORS; Index++)
{
Color256Palette.Palette[Index].Red   <= 2;
Color256Palette.Palette[Index].Green <= 2;
Color256Palette.Palette[Index].Blue  <= 2;
}

/*
Con todos los valores de registro de color leídos,
se escribe la paleta extendida en el archivo PCX.
*/

if (fwrite(&Color256Palette,
          sizeof(struct ExtendedPalette), 1, PCXFile) != 1)
{
restorecrtmode();
printf("Error writing extended palette structure\n");
fclose(PCXFile);          /* Se cierra archivo PCX */
farfree((BYTE far *) ImageMemory); /* retorna buffer de
memoria */
return(EWrtExtPal);
}

/* el archivo se ha escrito, se procede a cerrarlo */
fclose(PCXFile);          /* se cierra archivo PCX */
farfree((BYTE far *) ImageMemory); /* retorna buffer de memoria
*/
return(NoError);
}

/*
Esta funcion escribe un archivo PCX a disco de la imagen que
actualmente esta siendo desplegada en el monitor.
*/

void WritePCXFile (char *FileName, unsigned BitsPerPixel,
                  unsigned MaxX, unsigned MaxY, unsigned Planes,
                  unsigned BytesPerLine)
{
register unsigned PlaneNum, BitNum, ByteNum, PData;
register unsigned ScanLineNum, PixelNum;
int PCXError;

```

```

unsigned Index;
union REGS regs;

/* write out PCX header and palette */
if ((PCXError = WritePCXHdr(FileName, BitsPerPixel,
    MaxX, MaxY, Planes, BytesPerLine)) != NoError)
    exit(PCXError);

/*
En este punto leeremos la imagen del buffer barriendo una linea a
la
vez, scanline. Para imagenes de color de 320x200 256 colores hay
solo un
plano asi que los datos leidos del buffer son localizados
directamente
en el arreglo Scanline para compresion. Para imagenes normales VGA,
el
valor de colore de retorno debe ser separado en sus componentes las
cuales seran comprimidas separadamente. En esencia, el arreglo de
640
bytes correspondiente a los 640 pixeles en la linea de barrido se
parte en cuatro difernetes arreglos de 80 bytes cada uno( todos
contenidos en Scanline[]). Estos arreglos son los componentes de
a
i,r,g,b
del pixel. Los componenetes o planos son entonces comprimidos y
escritos
a disco en el sigueinte orden: Blue, green, red y la intensity.
*/

for (ScanLineNum=0; ScanLineNum < ImageHeight; ScanLineNum++)
{
    if (PCXData.PCXHeader.X2 == 319) /* si es imagen de 256
colores */
    {
        for (PixelNum=0; PixelNum < ImageWidth; PixelNum++)
            ScanLine[PixelNum] = GetPixel256(PixelNum,ScanLineNum);
    }
    else /* archivo de imagen
normal */
    {
        /* blanquea arreglo ScanLine a zeros para cada scan line */
        /* este es un arreglo de NumOfPlanes * BytesPerLine bytes */
        memset(ScanLine, '\0', MAXBYTESPERSCAN);

        for (PixelNum=0; PixelNum < ImageWidth; PixelNum++)
        {
            PData = getpixel(PixelNum,ScanLineNum);
            /* obtiene el valor
del pixel */

```

```

        ByteNum = PixelNum/BITSPERBYTE;          /* calc byte
offset */
        BitNum = 7 - (PixelNum % BITSPERBYTE); /* calc bit offset
*/
        for (PlaneNum=0; PlaneNum < PCXData.Info.NumOfPlanes;
PlaneNum++)
            if (PData & (1<<PlaneNum))          /* if bit in plane
is 1 */
                ScanLine[(PlaneNum * PCXData.Info.BytesPerLine) +
ByteNum] |=
                    (1<<BitNum);
        }
    }

    if (CompressScanLine(PCXFile) != TRUE)      /* comprime una
linea completa */
    {
        restorecrtmode();                        /* de barrido */
        printf("Error al escribir scan line comprimida\n");
        exit(EWrtScanLine);
    }
}
/*
Determina si el archivo PCX esta en modo extendido de color 13h.
Si asi es, escribe el registro de paleta extendida al archivo
despues de los datos.
*/
if (ImageWidth == 320) /* imagen de 256 colores modo 13h ?
*/
{
    /* Si, si es */
    /*
Lee los valores del registro de 256 colores RGB y lo almacena
en la estructura Color256Palette antes de escribirlo en el
archivo
PCX.
*/
    Color256Palette.ExtendedPalette = PCX256ColorTag;

    for (Index = 0; Index < MAX256PALETTECOLORS; Index++)
    {
        regs.h.ah = 0x10;
        regs.h.al = 0x15;
        regs.x.bx = Index; /* get this color reg RGB values */
        int86(VIDEO,&regs,&regs);
        Color256Palette.Palette[Index].Red = regs.h.dh <<= 2;
        Color256Palette.Palette[Index].Green = regs.h.ch <<= 2;
        Color256Palette.Palette[Index].Blue = regs.h.cl <<= 2;
    }
}
/*
Con todos los valores del registro de color leidos, se

```

```

    escribe la estructura de paleta extendida en el archivo PCX.
    */
    if (fwrite(&Color256Palette,
              sizeof(struct ExtendedPalette), 1, PCXFile) != 1)
    {
        restorecrtmode();
        printf("Error al escribir estructura de paleta
    extendida\n");
    }
    /* Se ha escrito el archivo, se procede a cerrarlo */
    fclose(PCXFile);          /* se cierra archivo PCX */
}

/*
Esta función lee un archivo de imagen en memoria. La cantidad de
información leída en el archivo está determinada por las
dimensiones
de la imagen. Diversos códigos de error se regresan en el
advenimiento
de un error al leer el archivo de imagen. Si la lectura es exitosa,
un apuntador para la información de imagen y la condición de
Noerror
estará regresado al código de llamada.
*/

CompletionCode ReadRawImageFileToBuf(char *FileName,
                                     unsigned ImageWidth,
                                     unsigned ImageHeight,
                                     BYTE huge * *BufferPtr)
{
    unsigned long RasterSize, Index;
    BYTE huge *ImageBuffer;
    FILE *ImageDataFile;
    int DataRead;

    /* Se asigna un valor de error hasta que la lectura sea exitosa
    */
    *BufferPtr = NULL;

    /* Calcula el tamaño del buffer requerido para almacenar imagen
    */
    RasterSize = (long)ImageWidth * ImageHeight;

    /* Checa suficiente memoria en el buffer */
    if (RasterSize >= farcoreleft())
    {
        printf("No hay memoria suficiente para la imagen!\n");
        return(ENOMEM);
    }
}

```



```

)
/* Aparta buffer para FAR heap */
ImageBuffer = (BYTE huge *)farcalloc(RasterSize,
                                     (unsigned long) sizeof(BYTE));

/* Trata de abrir archivo de imagen */
if ((ImageDataFile = fopen(FileName,"rb")) == NULL)
{
    printf("No se puede abrir archivo: %s\n",FileName);
    farfree((char far *) ImageBuffer);
    return(EFileNotFound);
}
/* Con el archivo abierto, Se lee RasterSize numero de bytes del
archivo */
for (Index=0; Index < RasterSize; Index++)
{
    /* Checa cada lectura por algun error */
    if((DataRead = fgetc(ImageDataFile)) == EOF)
    {
        fclose(ImageDataFile); /* cierra archivo */
        farfree((char far *) ImageBuffer);
        return(ER corrupt); /* retorna codigo de error */
    }
    /* Si todo es correcto, almacena el BYTE leido en buffer */
    ImageBuffer[Index] = (BYTE) DataRead;
}
/* Todo va bien. Cierra archivo, almacena ptr y retorna NoError
*/

fclose(ImageDataFile);
*BufferPtr = ImageBuffer; /* retorna ptr al buffer */
return(NoError);
)

/*
Esta funcion escribe en el archivo la imagen producida por el
digitalizador. Nota: Esta funcion convertira columna por columna
la imagen del digitalizador a formato de renglon por renglon
si Transpose es TRUE. De otra manera, el archivo de salida es
escrito de la misma manera que los datos son obtenidos del
digitalizador, columna por columna.
*/

CompletionCode WriteRawImageFileFromBuf(char *FileName,
                                         unsigned ImageWidth,
                                         unsigned ImageHeight,
                                         unsigned Transpose,
                                         BYTE huge *ImageBuffer)
{
    unsigned long RasterSize, Index, Col, Row;
    FILE *ImageDataFile;
    BYTE WriteData;

```

```

/* Trata de abrir archivo de imagen de salida */
if ((ImageDataFile = fopen(FileName,"wb")) == NULL)
{
    printf("No se puede abrir archivo de salida: %s\n",FileName);
    return(EWrtOutFile);
}

if (!Transpose) /* escribe archivo en formato
normal */
{
    /* Calcula el numero de bytes a escribir */
    RasterSize = (long)ImageWidth * ImageHeight;

    /* Con el archivo abierto, escribe RasterSize numero de bytes
*/
    for (Index=0; Index < RasterSize; Index++)
    {
        /* Obtiene el byte a escribir */
        WriteData = ImageBuffer[Index];

        /* Checa error en cada escritura */
        if (fputc(WriteData,ImageDataFile) != WriteData)
        {
            fclose(ImageDataFile); /* cierra archivo */
            return(EWrtOutFile); /* retorna codigo de error */
        }
    }
}
else /* datos deben de estar en
formato raster */
{
    for (Row=0; Row < ImageHeight; Row++)
    for (Col=0; Col < ImageWidth; Col++)
    {
        /* Obtiene el byte a escribir */
        WriteData = ImageBuffer[(Col * ImageHeight) + Row];

        /* Checa error en cada escritura */
        if (fputc(WriteData,ImageDataFile) != WriteData)
        {
            fclose(ImageDataFile); /* cierra archivo */
            return(EWrtOutFile); /* retorna codigo de error */
        }
    }
}
/* Todo correcto. Cierra archivo, libera buffer de memoria y
regresa codigo de NoError */

fclose(ImageDataFile);
farfree((char far*) ImageBuffer); /* libera memoria */
return(NoError);
}

```

```

/*
/*****
/*      Libreria de funciones TIFF      */
/*      Turbo C ++ 2.0                  */
/*                                          */
/*      VerSIOn: 1.0                    */
/*****
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <process.h>
#include <mem.h>
#include <conio.h>
#include <string.h>
#include <graphics.h>
#include "misc.h"
#include "vga.h"
#include "pcx.h"
#include "tiffintf.h"

/*
Crea un archivo TIFF de la imagen
que esta siendo desplegada en el adaptador VGA
*/

CompletionCode WriteTIFFFile(char *FileName,
                             unsigned BitsPerSample,
                             unsigned SamplesPerPixel,
                             unsigned ImageWidth, unsigned ImageLength)
{
    TIFF *tif;
    char *RowBuffer = NULL;
    char *Message = "";
    register unsigned Col, Row;
    unsigned *RedColorMap = NULL;
    unsigned *GreenColorMap = NULL;
    unsigned *BlueColorMap = NULL;
    unsigned Index, ColorReg, BytesPerRow, Sample;
    unsigned RedColor, GreenColor, BlueColor;
    unsigned BitPlane, Mask;
    long RowsPerStrip;
    struct palettetype Palette;

    /*
    Aparta arreglos de mapeo de colores, y los blanquea con zeros.
    */
    if ( ( RedColorMap = ( unsigned * )
    calloc(MAX256PALETTECOLORS,sizeof(unsigned)) ) == NULL)
    {
        Message = "No hay memoria para RedColorMap";
        goto NoMem;
    }
}

```

```

}

if ( ( GreenColorMap = ( unsigned * )
calloc(MAX256PALETTECOLORS,sizeof(unsigned))) == NULL)
{
    Message = "No hay memoria para GreenColorMap";
    goto NoMem;
}

if ( ( BlueColorMap = ( unsigned * )
calloc(MAX256PALETTECOLORS,sizeof(unsigned))) == NULL)
{
    Message = "No hay memoria para BlueColorMap";
    goto NoMem;
}

tif = TIFFOpen(FileName,"w");
if (!tif)
{
    restorecrtmode();
    printf("Error al crear archivo: %s\n",FileName);
    return(EfileIOError);
}

/* fija banderas constantes */
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_SUBFILETYPE, 0L);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_IMAGEWIDTH, (long) ImageWidth);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_IMAGELENGTH, (long) ImageLength);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_BITSPERSAMPLE, BitsPerSample);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_COMPRESSION, COMPRESSION_LZW);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_PHOTOMETRIC, PHOTOMETRIC_PALETTE);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_MAKE, "Digitalizador sonograf.");
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_ARTIST, "U.N.A.M. Fac. Ing.");
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_HOSTCOMPUTER, "IBM PC con adaptador VGA
.....");
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_SAMPLESPERPIXEL, SamplesPerPixel);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_XRESOLUTION, 72.0);
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_YRESOLUTION, 72.0);
if (SamplesPerPixel == 1)
    TIFFSetField(tif, TIFFTAG_PLANARCONFIG, PLANARCONFIG_CONTIG);
else
    TIFFSetField(tif, TIFFTAG_PLANARCONFIG, PLANARCONFIG_SEPARATE);

TIFFSetField(tif, TIFFTAG_RESOLUTIONUNIT, RESUNIT_INCH);

BytesPerRow = (unsigned) TIFFScanlineSize(tif);
/* aparta memoria para hacer un barrido lineal del display*/
if ((RowBuffer = malloc(BytesPerRow)) == NULL)
{
    Message = "No hay memoria para RowBuffer";
    goto NoMem;
}

```

```

/* se hacer tiras de BK de long. */
RowsPerStrip = 8; /* (8L*1024L)/(long) BytesPerRow: */
TIFFSetField(tif, TIFFTAG_ROWSPERSTRIP, RowsPerStrip);

if ((BitsPerSample == 1) || (BitsPerSample == 4))
{
    /* lee la paleta del adaptador VGA */
    getpalette(&Palette);
    for (Index=0; Index < 16; Index++)
    {
        /*
            Incluso las imagenes de 16 colores 320x200
            usan el modo VGA 13H sin paleta.
        */
        if (ImageWidth == LRMAXCOLS)
            ColorReg = Index;
        else
            ColorReg = Palette.colors[Index];
        /* lee los componentes del registro del color de VGA */
        GetAColorReg(ColorReg, &RedColor, &GreenColor, &BlueColor);
        /*
            Se escalan los componentes al rango 0..255
            tal y como es requerido por la especificacion TIFF.
            El rango normal es de 0..63.
        */
        RedColorMap[Index] = RedColor<<2;
        GreenColorMap[Index] = GreenColor<<2;
        BlueColorMap[Index] = BlueColor<<2;
    }
}
else
{
    for (Index=0; Index < MAX256PALETTECOLORS; Index++)
    {
        GetAColorReg(ColorReg, &RedColor, &GreenColor, &BlueColor);
        /* lee los componentes del registro del color de VGA */
        GetAColorReg(Index, &RedColor, &GreenColor, &BlueColor);
        /*
            Se escalan los componentes al rango 0..255
            tal y como es requerido por la especificacion TIFF.
            El rango normal es de 0..63.
        */
        RedColorMap[Index] = RedColor<<2;
        GreenColorMap[Index] = GreenColor<<2;
        BlueColorMap[Index] = BlueColor<<2;
    }
}

TIFFSetField(tif, TIFFTAG_COLORMAP, RedColorMap, GreenColorMap, BlueColorMap);

```

```

if (ImageWidth == HRMAXCOLS) /* imagen de 640x200 o 640x480
*/
{
    if (SamplesPerPixel == 1)
    {
        for (Row = 0; Row < ImageLength; Row++)
        {
            for (Col=0; Col < HRMAXCOLS; Col+=2)
            {
                Sample = getpixel(Col,Row) << 4;
                RowBuffer[Col>>1] = Sample + getpixel(Col+1,Row);
            }
            if (!TIFFWriteScanline(tif,RowBuffer,Row,0))
                return(EWrtScanLine);
        }
    }
    else
    {
        /* cuatro ejemplos por pixel */
        for (BitPlane = 0; BitPlane < SamplesPerPixel; BitPlane++)
        {
            Mask = 1 << BitPlane;
            for (Row = 0; Row < ImageLength; Row++)
            {
                memset(RowBuffer,0,BytesPerRow);
                for (Col=0; Col < HRMAXCOLS; Col++)
                if (getpixel(Col,Row) & Mask)
                    RowBuffer[Col>>3] |= 1 << (7 - (Col % BITSPERBYTE));
                if (!TIFFWriteScanline(tif,RowBuffer,Row,BitPlane))
                    return(EWrtScanLine);
            }
        }
    }
}
else
/*
imagen de 320x200. Todas las imagenes de 320x200, se asume
usan el modo VGA 13H. Por esta razon, la funcion GetPixel()
se debe usar para leer los pixeles de la pantalla.
*/
{
    if (BitsPerSample == 4)
    {
        for (Row = 0; Row < ImageLength; Row++)
        {
            for (Col=0; Col < LRMAXCOLS; Col+=2)
            {
                Sample = GetPixel256(Col,Row) << 4;
                RowBuffer[Col>>1] = Sample + GetPixel256(Col+1,Row);
            }
            if (!TIFFWriteScanline(tif,RowBuffer,Row,0))
                return(EWrtScanLine);
        }
    }
}

```

```

    }
    }
    else /* imagen de 320x200 8 bits/ejemplo */
    {
        for (Row = 0; Row < ImageLength; Row++)
        {
            for (Col=0; Col < LRMAXCOLS; Col++)
                RowBuffer[Col] = GetPixel256(Col,Row);

            if (!TIFFwriteScanline(tif,RowBuffer,Row,0))
                return(EWrtScanLine);
        }
    }
    TIFFClose(tif);
    free((char *) RowBuffer);
    free((char *) RedColorMap);
    free((char *) GreenColorMap);
    free((char *) BlueColorMap);
    return(NoError);
}

NoMem:
restorecrtmode();
printf("Error: %s\n",Message);
if (RowBuffer)
    free((char *) RowBuffer);
if (RedColorMap)
    free((char *) RedColorMap);
if (GreenColorMap)
    free((char *) GreenColorMap);
if (BlueColorMap)
    free((char *) BlueColorMap);
TIFFClose(tif);
return(ENoMemory);
}

/*
Esta funcion desplegara un archivo TIFF en un adaptador VGA.
*/

CompletionCode DisplayTIFFFile(char *FileName, unsigned Verbose)
{
    TIFF *tif;
    unsigned long ImageWidth, ImageLength;
    unsigned PhotometricIntrp, Index;
    unsigned *RedColorMap, *GreenColorMap, *BlueColorMap;
    register short PixelNum;
    register unsigned Col, Row;
    unsigned MaxColors, LoadColorMap, RowByte, RowByteCnt;
    unsigned BitColor, BitPlane, LowResImage;
    unsigned long ScanlineBytes;
    BYTE *RowBuffer;

```

```

register BYTE *RowBufferPtr;
char *Message = "";
BYTE *Map = NULL;
struct palettetype Palette;

unsigned BitsPerSample = 1;          /* install TIFF defaults */
unsigned SamplesPerPixel = 1;
unsigned PlanarConfig = PLANARCONFIG_CONTIG;

/* Trata de abrir archivo TIFF */
tif = TIFFOpen(FileName,"r");
if (!tif)
{
    restorecrtmode();
    printf("TIFF error: Archivo %s no se localizo",FileName);
    return(EFileNotFound);
}

if (Verbose)
{
    printf("\narchivo TIFF: %s\n\n",FileName);
    TIFFPrintDirectory(tif, stdout, TRUE, TRUE, TRUE);
    getch();
}
if ((RowBuffer = malloc((unsigned) TIFFScanlineSize(tif))) ==
NULL)
{
    Message = "No hay memoria para RowBuffer";
    goto bad;
}

/* Se verifica la presencia del tag */
if (!TIFFGetField(tif,TIFFTAG_IMAGEWIDTH,&ImageWidth))
{
    Message = "tag de Ancho de Imagen no encontrado";
    goto bad;
}
ImageWidth = MIN(ImageWidth,HRMAXCOLS);

if (!TIFFGetField(tif,TIFFTAG_IMAGELENGTH,&ImageLength))
{
    Message = "tag de Longitud de imagen no encontrado";
    goto bad;
}
ImageLength = MIN(ImageLength,HRMAXROWS);

if (!TIFFGetField(tif,TIFFTAG_BITSPERSAMPLE,&BitsPerSample))
    printf("Cuidado: tag de BitsPerSample no encontrado\n");

/* chequea valores correctos */
if ((BitsPerSample != 1) && (BitsPerSample != 4) &&
(BitsPerSample != 8))

```



```

    Message = "BitsPerSample no es ni 1,4 o 8";
    goto bad;
}

if (!TIFFGetField(tif, TIFFTAG_SAMPLESPERPIXEL, &SamplesPerPixel))
    printf("Cuidado: tag de SamplesPerPixel no encontrado\n");
/* chequea valores correctos */

if ((SamplesPerPixel != 1) && (SamplesPerPixel != 4))
{
    Message = "SamplesPerPixel no es 1 o 4";
    goto bad;
}

if(!TIFFGetField(tif, TIFFTAG_PLANARCONFIG, &PlanarConfig))
    printf("Cuidado: tag de PlanarConfig no encontrado\n");

if (!TIFFGetField(tif, TIFFTAG_PHOTOMETRIC, &PhotometricIntrp))
{
    Message = "tag de PhotometricInterpretation no encontrado";
    goto bad;
}
/* chequea por valores correctos */
if ((PhotometricIntrp != PHOTOMETRIC_MINISWHITE) &&
    (PhotometricIntrp != PHOTOMETRIC_MINISBLACK) &&
    (PhotometricIntrp != PHOTOMETRIC_PALETTE))
{
    Message = "No se puede manejar esta
PhotometricInterpretation";
    goto bad;
}
/*
Figura uera del numero maximo de colores necesarios
para esta imagen. Se crea funcion de mapeo, solo requerida
por imagenes en blanco y negro, para convertir imagenes que
tienen al color blanco como valor minimo a negro minimo.
Como es requerido por el adaptador VGA. La variable
LoadColorMap sera fijada true si esta imagen contiene
el tag COLORMAP. Y causara que la paleta se cargue despues.
*/
MaxColors = 1 << (BitsPerSample * SamplesPerPixel);
Map = (char *)malloc((MaxColors) * sizeof (BYTE));
LoadColorMap = FALSE;
LowResImage = FALSE;
switch(PhotometricIntrp)
{
    case PHOTOMETRIC_MINISBLACK:
        for (Index=0; Index < MaxColors ; Index++)
            Map[Index] = Index;
        break;

```

```

case PHOTOMETRIC_MINISWHITE:
for (Index=0; Index < MaxColors; Index++)
    Map[Index] = MaxColors - Index - 1;
break;
case PHOTOMETRIC_PALETTE:
/*
    Checa si el archivo contiene tag COLORMAP, Si asi es
    carga los tres apuntadores a los datos del Colormap.
*/
if (!TIFFGetField(tif, TIFFTAG_COLORMAP, &RedColorMap,
    &GreenColorMap,
    &BlueColorMap))
    {
    Message = "tag de ColorMap no encontrado";
    goto bad;
    }
LoadColorMap = TRUE;
break;
default:
Message = "PhotometricInterpretation no soportada";
goto bad;
)

InitGraphics();

/* Determina el modo VGA a usar por la imagen */
if (ImageWidth <= LRMAXCOLS) /* menos de 320 pixels */
    {
    ImageLength = MIN(ImageLength, LRMAXROWS); /* se trunca a 200
*/
    Set256ColorMode(); /* modo VGA 13H */
    LoadGray64Palette(); /* default 64 niveles de
gris */
    LowResImage = TRUE;
    }
else
    {
    ImageWidth = MIN(ImageWidth, HRMAXCOLS); /* se trunca a 640
pixels */
    if (ImageWidth <= LRMAXROWS) /* imagen de 640x200 ? */
        setgraphmode(VGALO);
    else if (ImageWidth <= MRMAXROWS) /* imagen de 640x350 ? */
        setgraphmode(VGAMED);
    else /* imagen de 640x480 */
        setgraphmode(VGAHI);

    LoadGray16Palette(); /* paleta de 16 niveles de
gris */
    }
if (LoadColorMap)
    {
    /*

```

Carga los registros de color con esta paleta despues de escalar los datos de color por 4. El escalamiento es necesario ya que los rangos son de 0..255 y VGA acepta 0..63.

```

0..63.
*/
if (!LowResImage)
Palette.size = MaxColors;
for (Index=0; Index < MaxColors; Index++)
{
if (!LowResImage)
    Palette.colors[Index] = Index;
SetAColorReg(Index, RedColorMap[Index] >>2,
              GreenColorMap[Index]>>2,
              BlueColorMap[Index] >>2);
}
if (!LowResImage)
    setallpalette(&Palette);
}
switch(BitsPerSample)
{
case 1:
if (SamplesPerPixel == 1)
{
ScanlineBytes =
    MIN(TIFFScanlineSize(tif), ImageWidth/(long)BITSPERBYTE);
for (Row=0; Row < ImageLength; Row++)
{
if (!TIFFReadScanline(tif, RowBuffer, Row, 0))
break;
RowBufferPtr = RowBuffer;
for (RowByteCnt=0; RowByteCnt < ScanlineBytes;
RowByteCnt++)
{
RowByte = *RowBufferPtr++;
for (PixelNum=7; PixelNum >= 0; PixelNum--)
{
BitColor = (Map[((RowByte & (1 << PixelNum)) !=
0)])? 15:0;
putpixel(RowByteCnt*8+(7-PixelNum), Row, BitColor);
}
}
}
}
else /* ejemplos por = 4 */
{
for (Row=0; Row < ImageLength; Row++)
{
if (!TIFFReadScanline(tif, RowBuffer, Row, 0))
break;
for (Col = 0; Col < ImageWidth; Col++)
if (LoadColorMap && (ImageWidth == LRMAXCOLS))
PutPixel256(Col, Row,

```

```

        (RowBuffer[Col>>3] & (1 << (7 - Col %
BITSPPERBYTE)))? 1:0);
    else
        putpixel(Col,Row,
        (RowBuffer[Col>>3] & (1 << (7 - Col %
BITSPPERBYTE)))? 1:0);
    )
    for (BitPlane = 1; BitPlane < SamplesPerPixel; BitPlane++)
        for (Row=0; Row < ImageLength; Row++)
        {
            if (!TIFFReadScanline(tif, RowBuffer, Row, BitPlane))
                break;
            for (Col = 0; Col < ImageWidth; Col++)
                if (RowBuffer[Col>>3] & (1 << (7 - Col %
BITSPPERBYTE)))
                    if (LoadColorMap && (ImageWidth == LRMAXCOLS))
                        PutPixel256(Col,Row, GetPixel256(Col,Row) | (1 <<
BitPlane));
                    else
                        putpixel(Col,Row, getpixel(Col,Row) | (1 <<
BitPlane));
                }
        }
    break;
case 4:
    ScanlineBytes = MIN(TIFFScanlineSize(tif), ImageWidth/2L);
    for (Row=0; Row < ImageLength; Row++)
    {
        if (!TIFFReadScanline(tif, RowBuffer, Row, 0))
            break;
        RowBufferPtr = RowBuffer;
        for (RowByteCnt=0; RowByteCnt < ScanlineBytes;
RowByteCnt++)
        {
            RowByte = *RowBufferPtr++;
            if (LoadColorMap && (ImageWidth == LRMAXCOLS))
            {
                PutPixel256(RowByteCnt*2,Row,((RowByte>>4) & 0xFF));
                PutPixel256(RowByteCnt*2+1,Row,(RowByte & 0xFF));
            }
            else
            {
                putpixel(RowByteCnt*2,Row,((RowByte>>4) & 0xFF));
                putpixel(RowByteCnt*2+1,Row,(RowByte & 0xFF));
            }
        }
    }
    break;
case 8:
    ScanlineBytes = MIN(TIFFScanlineSize(tif), ImageWidth);

```

```

    for (Row=0; Row < ImageLength; Row++)
    {
        if (!TIFFReadScanline(tif, RowBuffer, Row, 0))
            break;
        RowBufferPtr = RowBuffer;
        for (RowByteCnt=0; RowByteCnt < ScanlineBytes;
RowByteCnt++)
            PutPixel256(RowByteCnt, Row, (unsigned) *RowBufferPtr++);
        break;
    }
    if (Map)
        free((char *) Map);
    if (RowBuffer)
        free((char *) RowBuffer);
    TIFFClose(tif);
    return(TRUE);
}

bad:
    restorecrtmode();
    printf("Error: %s\n", Message);
    if (Map)
        free((char *) Map);
    if (RowBuffer)
        free((char *) RowBuffer);
    TIFFClose(tif);
    return(FALSE);
}

```

```

/*
/*****
/* Programa View para archivos PCX/TIFF*/
/* Turbo C ++ 2.0 */
/* Parameters: */
/* view [-v ?] archivo[.pcx | .tif] */
/* Version: 1.0 */
/*****
*/
Nota:
Este programa debe ser compilado usando
Turbo's medium memory, esto es debido al tam,ano del mismo.
*/

#include <stdio.h>
#include <process.h>
#include <conio.h>
#include <dos.h>
#include <graphics.h>
#include <string.h>
#include <io.h>
#include "misc.h"
#include "pcx.h"
#include "tiffintf.h"

#define MAXFILENAMELENGTH 30 /* tamano maximo de nombre de archivo
*/

extern struct PCX_File PCXData;

/* actual version */
unsigned Release = 2;
unsigned Revision = 1;

/*
Esta funcion proporciona un help si ocurre algun error
*/

void ShowHelp( void )
(
    printf("\nView parametros: view [-v ?] archivo[.pcx | .tif]
<cr>\n");
    printf(" -v despliega informacion del archivo\n");
    printf(" ? or -? despliega este help\n");
    exit(EBadParms);
)

void main(unsigned argc, char *argv[])
(
    unsigned Verbose = FALSE;
    unsigned FileNameCounter, ArgIndex, StrLength;

```

```

char    *ImageFileName;
char    FileName[MAXFILENAMELENGTH];
char    PCXFileName[MAXFILENAMELENGTH];
char    TIFFFileName[MAXFILENAMELENGTH];

clrscr();
printf("View - PCX or TIFF Programa de despliegue de imagen\n");
printf("    Version:   %d.%d    U.N.A.M.   Fac.
Ingenieria\n\n",Release,Revision);

/* valida argumentos */

FileNameCounter = 0; /* conteo de archivos */
for (ArgIndex=1; ArgIndex < argc; ArgIndex++)
{
    if (*argv[ArgIndex] != '-') /* Si no es cmd line switch
*/
    {
        if (*argv[ArgIndex] == '?') /* debe se un archivo */
        ShowHelp(); /* se solicita help ? */
        if (FileNameCounter > 1) /* solo se permite un archivo
*/
        ShowHelp(); /* Si hay mas, error exit */
        ImageFileName = argv[ArgIndex]; /* salvar archivo */
        FileNameCounter++; /* inc contador para checar
errores */
    }
    else /* es un cmd line switch */
    {
        switch (*(argv[ArgIndex]+1)) /* valida cmd line */
        {
            case 'v':
            case 'V':
                Verbose = TRUE;
                break;
            case '?':
                ShowHelp();
                break;
            default:
                printf("Error - switch invalido\n");
                ShowHelp();
        }
    }
}
if (FileNameCounter != 1)
{
    printf("Error: solo un archivo PCX o TIFF se pude
especificar\n");
    ShowHelp();
}

printf("Presiona <Enter> para terminar\n\n\n");

```

```

delay(1000);
/*
Checa que tipo de archivo va a desplegar. Esto
es para adicionar ext,sino se proporciono por
el usuario.
*/
strupr(ImageFileName); /* Convierte a upper
case */
if (strstr(ImageFileName,".PCX")) /* tiene ext. PCX ? */
DisplayPCXFile(ImageFileName,Verbose); /* despliega archivo
PCX */
else if (strstr(ImageFileName,".TIF")) /* tiene ext. TIF ? */
DisplayTIFFFile(ImageFileName,Verbose);/* despliega archivo
TIFF */
else
(
strcpy(FileName,"");

/* localiza longitud nombre archivo menos la extension */
StrLength = strlen(ImageFileName, ".");

if (StrLength == 0) /* no se especifica
ext. */
strncat(FileName,ImageFileName,MAXFILENAMELENGTH);
else /* copia archivo */
/* se especifica ext.
*/
strncat(FileName,ImageFileName,StrLength); /* copia nombre */

strcpy(PCXFileName,FileName);
strcat(PCXFileName,".PCX");
strcpy(TIFFFileName,FileName);
strcat(TIFFFileName,".TIF");
/*
Determina si el archivo con esta est. realmente
existe. Si asi es, lo despliega con la funcion
apropiada.
*/
if (access(PCXFileName,0) == 0) /* existe archivo
PCX ? */
DisplayPCXFile(PCXFileName,Verbose); /* si, entonces
desplegalo */
else if (access(TIFFFileName,0) == 0) /* existe archivo
TIFF ? */
DisplayTIFFFile(TIFFFileName,Verbose);/* si, entoces
desplegalo */
else
(
printf("Ningun archivo %s o %s se encontro\n",
PCXFileName,TIFFFileName);
exit(EFileNotFound);
)
)

```



```
    }  
    getchar();  
    restorecrtmode();  
    closegraph();  
}
```

```

; Modo VGA 13 hex -- 256 colores 320x200
;
;1992
;
;
_TEXT      segment      byte public 'CODE'
DGROUP    group        _DATA,_BSS
assume    cs:_TEXT,ds:DGROUP,ss:DGROUP
_TEXT      ends

_DATA      segment word public 'DATA'
;
_DATA      ends

_BSS segment word public 'BSS'
;
_BSS ends
;
;
_TEXT      segment      byte public 'CODE'
;
;320x200 256 Rutinas de Modo color
;
; Procedure _PutPixel256
;
; Este procedimiento es usado para acceder directamente la
; memoria de video
; en VGA o en MCGA en modo 13H de 256 colores
;
; CALL:   Se llama desde C.
; PROTOTYPE: void PutPixel256 (unsigned Col, unsigned Row,
; unsigned Color);
; INPUT:  Todos los parametros que se pasan estan en el stack.
; Y debera contener lo siguiente: Color en [bp+8], Row en [bp+6]
; y Col en [bp+4]
; OUTPUT: El pixel en la pantalla VGA.
; USES:   y destruye los registros ax,bx,cx,dx
;
      Public _PutPixel256
;
_PutPixel256  proc near
;
      push bp
      mov  bp,sp
      mov  cx,[bp+8]      ;obtiene color pixel en reg cl
      mov  ax,[bp+6]      ;obtiene Row #
      mov  bx,[bp+4]      ;obtiene Col #

;
;calcula la direccion del pixel en el buffer de video
;
      mov  dx,320          ;cada pixel es un byte

```

```

mul dx ;obtiene offset
add bx,ax ;bx = x + 320 * y
mov ax,0A000H ;seg de buffer de video
mov es,ax ;es:bx pts al pixel en buffer
mov es:[bx],cl ;actualiza el pixel
pop bp
ret

;
_PutPixel256 endp
;
; Procedure _GetPixel256
;
; Este procedimiento es usado para acceder directamente la
; memoria de video
; en VGA o en MCGA en modo 13H de 256 colores
;
; CALL: Se llama desde C.
; PROTOTYPE: void PutPixel256 (unsigned Col, unsigned
; Row,unsigned Color);
; INPUT: Todos los parametros que se pasan estan en el stack.
; Y debera contener lo siguiente: Color en [bp+8], Row en [bp+6]
; y Col en [bp+4]
; OUTPUT: El pixel en la pantalla VGA.
; USES: y destruye los registros ax,bx,cx,dx
;
Public _GetPixel256
;
_GetPixel256 proc near
;
push bp
mov bp,sp
mov ax,[bp+6] ;get Row #
mov bx,[bp+4] ;get Col #
;
;calcula la direccion del pixel en el buffer de video
;
mov dx,320 ;cada pixel es un byte
mul dx ;obtiene offset
add bx,ax ;bx = x + 320 * y
mov ax,0A000H ;seg del buffer de video
mov es,ax ;es:bx pts al pixel en buffer
mov al,es:[bx] ;obtiene el valor del pixel
xor ah,ah ;mask bye mas significativo
pop bp
ret
;
_GetPixel256 endp
;
_TEXT ends
end

```

G L O S A R I O

Ablación.

Cirugía en la extirpación de un órgano que forma parte del cuerpo.

Acústica.

Parte de la física que trata de los sonidos. Calidad de un local desde el punto de vista de la percepción de los sonidos.

Angiología.

Suma de conocimientos relativos a los vasos sanguíneos y linfáticos.

Array.

Arreglo, conjunto de elementos en forma vectorial.

Cardiología.

Parte de la medicina que tiene por objeto el estudio del corazón, sus funciones y patología.

Densidad.

Masa de un cuerpo correspondiente a la unidad de volumen del mismo. En el sistema internacional, las densidades absolutas se miden en : Kg/m^3

Diapasón.

Instrumento de acero en forma de horquilla que sirve para dar la nota la3. (Según el Convenio Internacional de 1953, la nota la3 tendrá una frecuencia de 440 Vibraciones por segundo).

Diatermia.

Método fisioterápico para la producción de calor en los tejidos por el paso de una corriente eléctrica oscilante de alta frecuencia a través de ellos.

Difracción.

Desviación de la luz al rozar los bordes de un cuerpo opaco.

Dioptría.

F. fís. Med. Unidad de convergencia de los sistemas ópticos (Simb: o), que equivale a la convergencia de un sistema óptico cuya distancia focal es de 1 metro, en un medio cuyo índice de refracción es 1.

Ecografía.

Método de exploración médica por medio de ultrasonidos.

Epidemiología.

Parte de la medicina que estudia las enfermedades transmisibles.

Espectro.

Conjunto de rayos procedentes de la descomposición de una luz compuesta.

Frecuencia.

Número de períodos por segundo de un movimiento vibratorio.

Haz.

Conjunto de rayos luminosos emitidos por un foco.

Impedancia.

Resistencia aparente de un circuito a una corriente alterna.

Interferencia.

F. Fís. Fenómeno físico que resulta de la superposición de dos o más movimientos ondulatorios (Ondas Luminosas, hertzianas, sonoras o acuáticas) de la misma frecuencia y amplitud. Perturbación en la recepción de emisiones radiofónicas por la superposición de dos longitudes de onda.

Litotricia.

Técnica quirúrgica consistente en la pulverización de un cálculo intravesical para facilitar su extracción.

Medicina Nuclear.

La radiación "X" y "Gamma", es creada cuando electrones rápidos, colisionan con la materia. Cuando esto sucede, la energía cinética de los electrones se convierte principalmente en calor, pero algunas se convierten en fotones, estos fotones golpean un arreglo de detectores cuya señal eléctrica es procesada en imagen.

Medio de Contraste.

Es la solución que recibe el paciente en el cuerpo vía oral, intravenosa o inhalada, con el fin de hacer resaltar ciertas partes del cuerpo.

Mitral.

De forma de mitra: válvula mitral; célula mitrales.

Modo-A (modulación por amplitud).

Se obtiene con un transductor en posición fija sobre la superficie del cuerpo; la amplitud de la señal de eco es desplegada como una función de la profundidad.

Modo-B (modulación por brillo).

Por cada fracción de tiempo en que se recibe un eco, tenemos una línea de "píxeles", a los que su densidad de brillo representa la amplitud de este eco.

Modo-M (movimiento).

Es una combinación de los dos modos anteriores, emplea un transductor estacionario Modo-A pero, el "scan" es desplegado en Modo-B.

Obstetricia.

Parte de la medicina que estudia los partos.

Oftalmología.

Parte de la medicina que estudia la fisiología y enfermedades de los ojos.

Paleta.

Conjunto o colección de colores disponibles simultáneamente para ser desplegados en una imagen.

Patología.

Rama de la medicina que estudia las enfermedades y los trastornos que producen en el organismo.

PCX.

Formato de almacenamiento de imágenes, desarrollado por la compañía Z-Soft's (PC PaintBrush).

Piezoeléctrico.

Fenómeno eléctrico que se observa en un cuerpo sometido a presión.

Pixel.

Es el valor mas básico o punto imagen de una matriz que convertirá este en tonos de grises o colores hasta que en conjunto formen una imagen.

Potencia.

Virtud para hacer una cosa, para producir un efecto. Fis. Trabajo realizado en la unidad de tiempo.

Propagación.

Fig. Difusión, desarrollo. Fis. Modo de transmisión del sonido y la luz.

Quiste.

Tumoración formada por una cavidad o vejiga rellena de sustancias diversas, generalmente líquidas o semisólidas

Radiación.

Fis. Emisión de Partículas. Elemento de una Onda luminosa o electromagnética.

Refractado.

Cambio de dirección que experimenta la luz al pasar de un medio a otro. Producir Refracción.

Resonancia Magnética.

La tomografía por resonancia magnética esta basada en el efecto físico de la resonancia magnética nuclear. En todos los núcleos atómicos magnéticos, es decir con "spin", se manifiesta este fenómeno. El objeto examinado se expone a un campo magnético homogéneo y se excita a la vez con un pulso de alta frecuencia. La frecuencia de excitación de los núcleos atómicos deben coincidir con su frecuencia de resonancia. Después de la desconexión del pulso de alta frecuencia, se registra en la bobina de alta frecuencia la señal de resonancia nuclear emitida por los núcleos atómicos excitados.

Resonancia.

Prolongación de un sonido, que se va apagando por grados. Sonido que resulta de la repercusión de otro. fig. Gran divulgación, importancia.

Scan.

Es el nombre con que nombramos al proceso en que se estimula un cuerpo en que adquiere una cierta energía que posteriormente será radiada por el mismo para luego procesarla, desplegarla y almacenarla.

T.G.C.

Compensación de ganancia en tiempo.

TIFF.

Formato de almacenamiento de imágenes (Tagged Image Format File), desarrollado por la compañía Aldus (Page Maker) y soportado por las compañías MicroSoft y Hewlett Packard.

Morfología.

Parte de la biología que estudia las formas externas de los organismos vivientes.

Tisular.

Relativo a un conjunto de células semejantes entre sí que tienen un origen común, la misma fisiología y están coordinadas entre sí para realizar una o más funciones.

Tomografía Computarizada con Radiación "X".

La tomografía computarizada es un procedimiento radiológico basado en la exploración de estratos transversales que representan los valores de atenuación de una sección corporal y sus distribuciones especiales como imagen reticular en una matriz.

Tomografía Computarizada por Emisión de Positrones (P.E.T.).

El principio de medición para la emisión de positrones, consiste en el fenómeno de: aniquilación de radiación, que tiene como efecto el choque entre partículas y la producción de fotones como resultado de este. Por medio de un anillo detector se recibe la radiación, se realiza un proceso de integración en estos de manera parecida al tomógrafo axial con la diferencia de no contar con partes móviles y el procesamiento de imagen, es igual a este.

Ultrasonido.

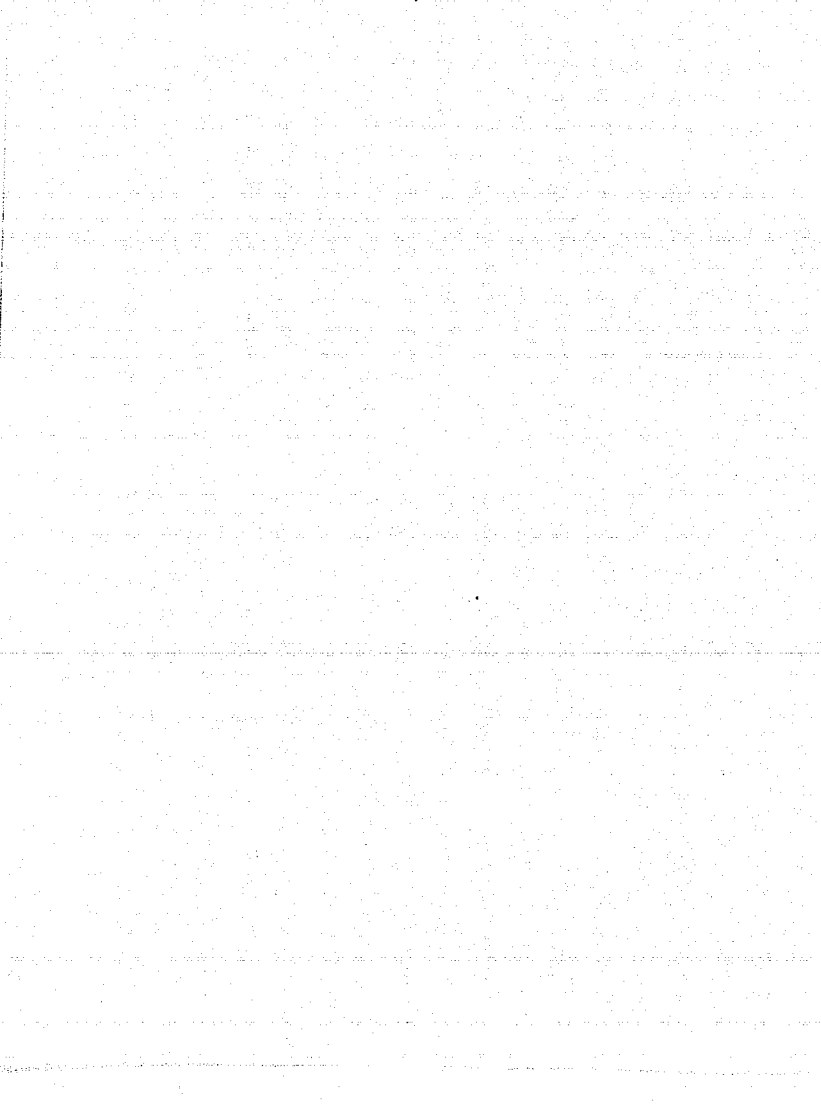
Sonido de frecuencia vibratoria muy elevada, imperceptible para el oído humano.

VGA.

Adaptador gráfico para computadoras personales (video graphics array). Proporciona resoluciones de 640 x 480 16 colores, 320 x 200 256 colores y posee la capacidad de configurar su paleta de colores y lo más importante es que se pueden configurar los registros de color.

Watt.

Vatio. Nombre del vatio en la nomenclatura internacional.



SISTEMA DOPPLER:

Las imágenes en tonos de gris que obtenemos para el caso de estudios Doppler, se ven enriquecidas con el uso de una paleta de colores correspondiendo a las densidades por sustituir.

Damos a continuación ejemplos de imágenes en un estudio de corazón.

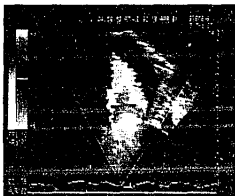


Figura A.1. Imagen bidimensional de la válvula mitral. Note que la silueta está definida por el paso del torrente.

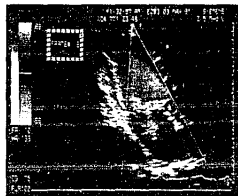


Figura A.2. La resolución espacial de esta imagen en color necesita de dos zonas de delineación.



Figura A.3. La velocidad de resolución en color permite la demostración de dos problemas: la exposición sistólica y una disfunción en la válvula mitral.

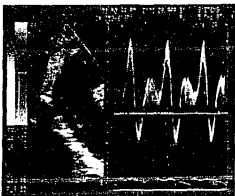


Figura A.4. Imagen IFE y grabación del flujo normal de las venas pulmonares dentro del atrio izquierdo en un niño.



Figura A.5. Vista cambiante que detalla una insuficiencia aórtica.

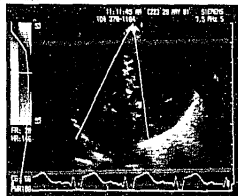


Figura A.6. Imagen Subcostal de alta frecuencia, en que se muestra el regurgitamiento que permite a un recién nacido el inicio de la respiración.

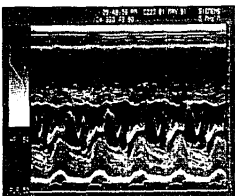


Figura A.7. Imagen Paraesternal en modo M con obstrucción de flujo a la salida, provocando una operación abrupta de la válvula mitral.

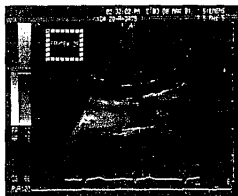


Figura A.8. La alta frecuencia nos permite una imagen en color de una bifurcación de la carótida.

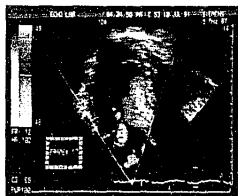


Figura A.9. Imagen TEE de una fuga en un paciente con regurgitación mitral.

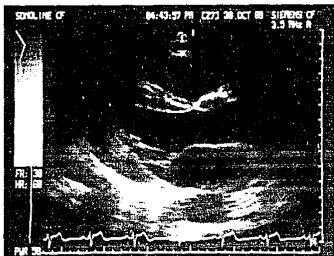


Figura A.10. Eje longitudinal de un paraesternal normal.

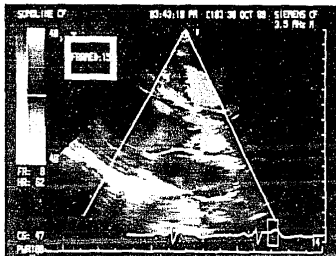


Figura A.11. Imagen a color en el eje longitudinal de unparaesternal normal.

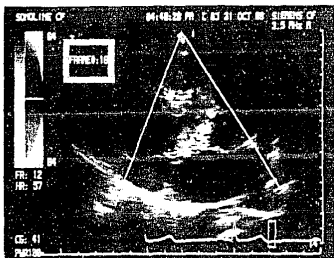


Figura A.12. Imagen de flujo en color mostrando la raíz de la aorta y el flujo

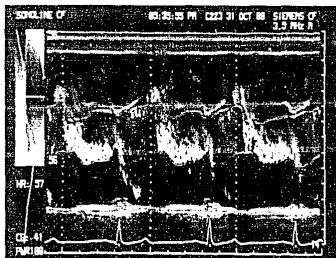


Figura A.13. Modo M en color en el nivel de la valvula "A1 jet".

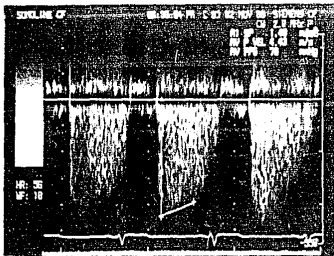


Figura A.14. Doppler de onda continuo que obtiene la velocidad y la pendiente de la valvula "A1 jet".

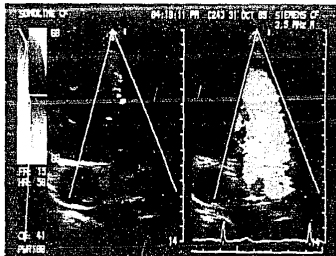


Figura A.15. Imagen en Modo B-Dual demostrando la insuficiencia pulmonar y el flujo en la arteria pulmonar principal.

A P É N D I C E A

Ejemplos de varias imágenes reales tomadas por diferentes sistemas configurados, como son: el sistema Doppler, el modo-B, modo-M, "Scaners" lineales y sectoriales.



Figura A.16. Una imagen transabdominal, una inspección transversal de la pelvis de una mujer, se ve un quiste en el ovario izquierdo a 52 mm de profundidad con 3.5 Mhz.

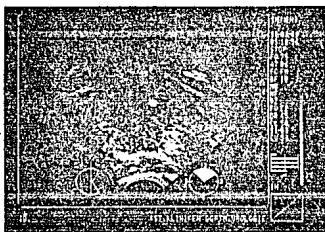
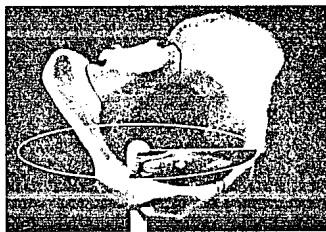
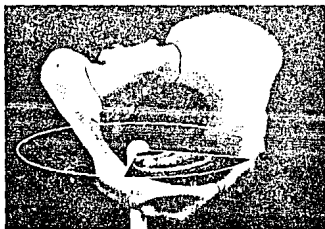
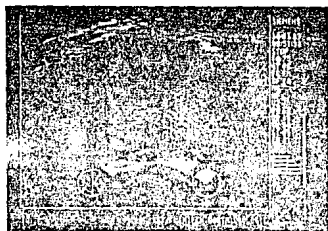


Figura A.17. "Scanner" sectorial.

Figura A.17. "Scanner" sectorial.

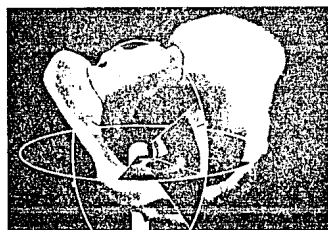


Paciente de 62 años, presenta retención de la orina con micción subjetivamente satisfactoria. A la palpación se comprueba una próstata normalmente consistente y no sospechosa. Presencia de fosfatasa en margen normal. Muestra de eco regular por sonografía transrectal con aislados cálculos prostáticos. El examen histológico revela una hiperplasia de la próstata con nódulos gruesos.



Paciente de 71 años, el diagnóstico casual surgió por palpación la sospecha de nodulos prostaticos en posición izquierda apical; aumento aislado de PSA a 19,2 ng/ml (valor normal inferior a 10 ng/ml). La ecografía transrectal revela un carcinoma multifocal con asiento en ambos lobulos laterales, el estudio histológico demostro un adenocarcinoma de la próstata con diferenciación moderada y predominio tubular.

Figura A.18. "Scanner" sectorial.



Paciente de 74 años, presenta síntomas típicos de una obstrucción subvesical. La palpación muestra una próstata sólida y no sospechosa. Presencia de fosfatas en margen normal. Tras la primera resección transuretral persisten las molestias de micción. El estudio ecográfico transrectal revela restos de adenoma en la capsula prostática. Tras resección de los restos apicales, se establece una evacuación de la vejiga sin orina residual con un flujo medio superior a 20 ml/s. El estudio histológico demuestra una hiperplasia de la próstata con un reducido grado de nodulación.

Figura A.19. "Scanner" sectorial.

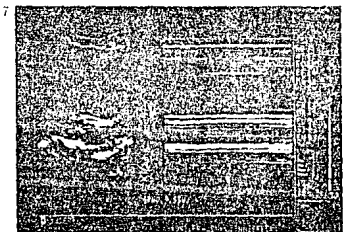


Figura A.20. Imágenes simultaneas del modo-B y modo-M para la parte fetal de un corazón en razón de 160 BPM. y la frecuencia del ultrasonido para los dos modos es de 3.5 Mhz con una velocidad de barrido de 4 seg.

A P É N D I C E B
Hojas de las especificaciones de los componentes empleados.

**MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA**

2

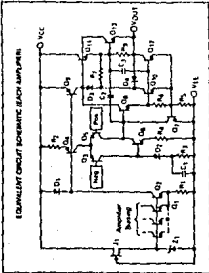
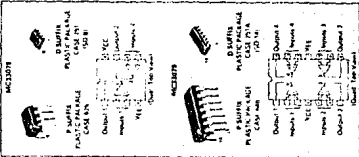
**MC33078
MC33079**

**DUAL DUAL
LOW NOISE
OPERATIONAL AMPLIFIERS
SEASON MONITORING
AUTOMATED CIRCUIT**

**LOW NOISE
OPERATIONAL AMPLIFIER**

The MC33078 series is a family of high quality, monolithic amplifiers employing Bipolar technology with innovative high performance concepts for quality audio and data signal processing applications. The family incorporates the use of high frequency compensation to provide high gain bandwidth product and a low input voltage noise with high gain bandwidth product and a low noise floor. The circuit output stage includes no dissipation crossover and a high frequency compensation network to provide excellent performance at high frequencies. The MC33078 family offers both dual and quad structures with plastic DIP and SOIC packages (P and D) with:

- Dual Supply Operation - 18 V (Max)
- Low Input Power - 45 mW (Max)
- Low Input Bias Current - 10 nA (Max)
- Low T.C. of Input Offset Voltage - 2.0 μ V/°C
- Low Total Harmonic Distortion - 0.002%
- High Gain Bandwidth Product - 18 MHz
- High Slew Rate - 2.0 V/ μ s
- High Open Loop at Gain, $R_{OL} = 20$ LM
- Excellent Frequency Stability
- Large Output Voltage Swing - 14.1 V - 14.8 V



ORDERING INFORMATION

Part Number	Device	Package	Temperature Range
MC33078	DUAL	SOIC	0°C to 70°C
MC33079	QUAD	SOIC	0°C to 70°C
MC33078	DUAL	DIP	0°C to 70°C
MC33079	QUAD	DIP	0°C to 70°C

MAXIMUM RATINGS

Symbol	Value	Unit
V_{CC}	18	Volt
V_{EE}	18	Volt
V_{OH}	15	Volt
V_{OL}	15	Volt
V_{CE}	15	Volt
V_{BE}	15	Volt
V_{ESD}	1500	Volt
T_C	125	°C
T_J	125	°C

Notes: 1. Power dissipation must be limited to avoid exceeding the maximum junction temperature, T_J .
 2. Pulse operation must be limited to avoid exceeding the maximum transient thermal impedance, $Z_{th(jc)}$.
 3. Repetitive stress may be applied to the output transistors.

AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
f_{sw}	Switching Frequency	10 kHz	—	10	—	kHz
V_{OH}	Output High Voltage	$V_{CC} = 18V, I_{OH} = 10mA$	15	16	17	Volt
V_{OL}	Output Low Voltage	$V_{EE} = -18V, I_{OL} = 10mA$	-15	-16	-17	Volt
I_{OH}	Output High Current	$V_{OH} = 15V, V_{EE} = -18V$	—	10	15	mA
I_{OL}	Output Low Current	$V_{OH} = 15V, V_{EE} = -18V$	—	10	15	mA
I_{CC}	Supply Current	$V_{OH} = 15V, V_{OL} = -15V, f_{sw} = 10kHz$	—	10	15	mA
I_{CE}	Emitter Current	$V_{OH} = 15V, V_{OL} = -15V, f_{sw} = 10kHz$	—	10	15	mA
I_{BE}	Base Current	$V_{OH} = 15V, V_{OL} = -15V, f_{sw} = 10kHz$	—	10	15	mA
I_{ESD}	ESD Tolerance	Human Body Model	—	1500	—	Volt
T_{SD}	Storage Temperature	—	—	—	—	°C

TYPICAL CHARACTERISTICS

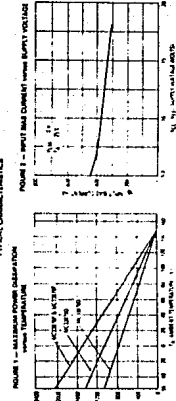


FIGURE 1 — MAXIMUM POWER DISSIPATION versus TEMPERATURE

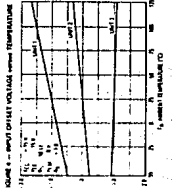


FIGURE 2 — INPUT BIAS CURRENT versus INPUT VOLTAGE

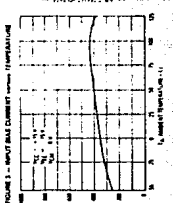


FIGURE 3 — INPUT BIAS CURRENT versus TEMPERATURE

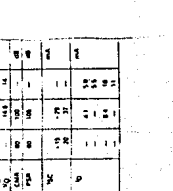
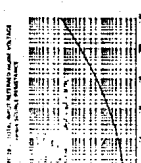
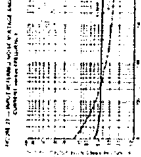
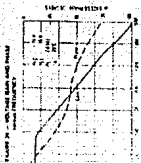
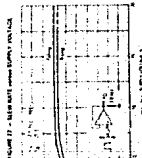
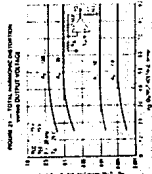
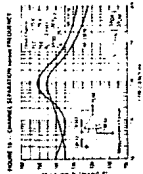
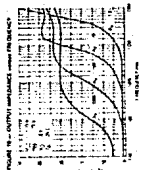
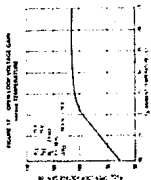


FIGURE 4 — OUTPUT VOLTAGE versus TEMPERATURE

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
V_{OH}	Output High Voltage	$V_{CC} = 18V, I_{OH} = 10mA$	15	16	17	Volt
V_{OL}	Output Low Voltage	$V_{EE} = -18V, I_{OL} = 10mA$	-15	-16	-17	Volt
I_{OH}	Output High Current	$V_{OH} = 15V, V_{EE} = -18V$	—	10	15	mA
I_{OL}	Output Low Current	$V_{OH} = 15V, V_{EE} = -18V$	—	10	15	mA
I_{CC}	Supply Current	$V_{OH} = 15V, V_{OL} = -15V, f_{sw} = 10kHz$	—	10	15	mA
I_{CE}	Emitter Current	$V_{OH} = 15V, V_{OL} = -15V, f_{sw} = 10kHz$	—	10	15	mA
I_{BE}	Base Current	$V_{OH} = 15V, V_{OL} = -15V, f_{sw} = 10kHz$	—	10	15	mA
I_{ESD}	ESD Tolerance	Human Body Model	—	1500	—	Volt
T_{SD}	Storage Temperature	—	—	—	—	°C

TYPICAL CHARACTERISTICS — continued



MC33078, MC33079

TYPICAL CHARACTERISTICS — continued

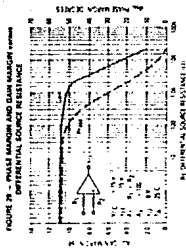


FIGURE 29 — PHASE MARGIN AND GAIN MARGIN VERSUS DIFFERENTIAL SOURCE RESISTANCE

FIGURE 30 — INVERTING AMPLEER SLEW RATE

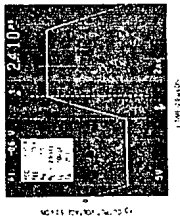


FIGURE 31 — NON-INVERTING AMPLEER SLEW RATE

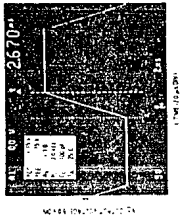


FIGURE 32 — NON-INVERTING AMPLEER OVERSHOOT

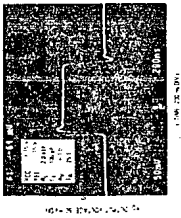
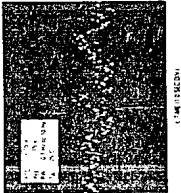


FIGURE 33 — LOW FREQUENCY NOISE VOLTAGE



SIEMENS

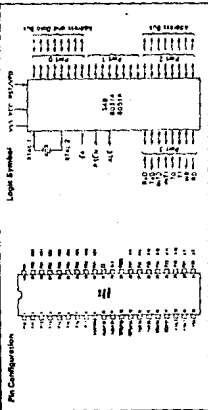
SAB 8031A/8051A Ext. Temp. 8-Bit Single Chip Microcomputer

Extended Temperature Range: -40 to +110°C

SAB 8031A: 12-P, 140/85 Mask Programmable ROM
SAB 8051A: 16-P, 140/110 External ROM

- Advanced Version of the SAB 8031/8051 for Extended Temperature Range
- SAB 8031A/8051A: 12/140/85
- 72 Kbytes of Memory, 10, 140/110
- 10 Mbit Operation
- 4K • 8 ROM
- 128 • 8 RAM
- Four 8 Bit Ports, 32 I/O Lines
- SAB 8031A: 12-P, 140/85 External ROM
- SAB 8051A: 16-P, 140/110
- High Performance Full Duplex
- Extended Memory Locations up to 128K
- Compatible with SAB 8080/8085 Peripherals
- Boolean Processor
- 216 User Bit Addressable Locations
- Most Instructions Execute in 1 μ s
- 4 μ s Multi-Pending Device

Pin Configuration



The SAB 8031A/8051A for the two extended temperature ranges (industrial temperature range -40 to +110°C and automotive with the extended range -40 to +150°C) is fabricated with the standard SAB 8031A/8051A with respect to architecture, instruction set, and software portability.

The SAB 8031A/8051A is a stand-alone, high-performance single chip computer fabricated in silicon. The chip is packaged in 44-pin DIP (MAY805) and 48-pin packages (MAY806). The SAB 8051A contains a non-volatile 4K • 8 read-only program memory, a volatile 128 • 8 read/write

data memory, 32 I/O lines, two 16-bit timer/counters, a five source, two priority-level, nested interrupt system, a 10-bit timer, a 10-bit parallel processor counter, a 10-bit resolution, full duplex UART, and a pinning oscillator and clock circuit. The SAB 8031A is a special case, except that it lacks the program memory.

For systems that require extra capability, the SAB 8031A/8051A can be used in conjunction with the SAB 8080 and SAB 8085 peripherals.



National
Semiconductor
Corporation

CD4016BM/CD4016BC Quad Bilateral Switch

General Description

The CD4016BM/CD4016BC is a quad bilateral switch in a 16-pin package. It is pin-to-pin compatible with CD4050BM/CD4050BC.

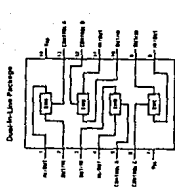
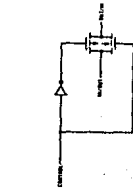
Features

- Wide supply voltage range
 - V_{DD} range of digital switching: 1.5 V to 15 V
 - V_{DD} range of analog switching: 0.5 V to 15 V
- Matched ON resistance over 15V
 - $\Delta R_{ON} = 10\%$ (typ)
 - 0.4% deviation (typ)
- High degree of linearity
 - $I_{S1} = 1 \text{ mA}$, $V_{S1} = 5 \text{ V}$
 - $V_{D2} - V_{S2} = 10\%$, $R_{L2} = 10 \text{ k}\Omega$
 - $V_{D2} - V_{S2} = 10\%$, $R_{L2} = 1 \text{ k}\Omega$
 - $V_{D2} - V_{S2} = 10\%$, $R_{L2} = 100 \Omega$
 - $V_{D2} - V_{S2} = 10\%$
- Extremely low OFF-switch leakage
 - $I_{OFF} = 10^{-10} \text{ A}$ (typ)
 - $I_{OFF} = 10^{-12} \text{ A}$ (typ)
- Frequency response: switch $T_{OFF} = 40 \text{ ns}$ (typ)
- Frequency response: switch $T_{ON} = 50 \text{ ns}$ (typ)
- Frequency response: switch $T_{R1} = 1 \text{ ns}$
- Frequency response: switch $T_{R2} = 1 \text{ ns}$
- Frequency response: switch $T_{R3} = 40 \text{ ns}$ (typ)

Applications

- Analog signal switching/multiplexing
- Signal gating
- Signal control
- Choppers
- Multiplier/Demultiplier
- Commutating switch
- Digital signal switching/multiplexing
- Digital signal control
- Analog-to-digital-to-analog conversion
- Analog-to-digital-to-analog conversion
- Digital control of frequency, impedance, phase, and an n-V signal gain

Schematic and Connection Diagrams



See Drawing 1

Quadry Dual-In-Line Package (D)

Order Number: CD4016BM or CD4016BCJ

See IS Package Number J11A

Small Outline Package (M)

Order Number: CD4016BM

See IS Package Number M14

Mounted Quad In-Line Package (N)

Order Number: CD4016BM or CD4016BCN

See IS Package Number N14

AC Electrical Characteristics (Continued)

$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = 5\text{V}$, $V_{SS} = 0\text{V}$, and V_{OH} and V_{OL} as defined elsewhere specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
	Frequency Response — Switch ON* (Frequency $f_0 = 1\text{ MHz}$)	$V_{OH} = 1.0\text{V}$, $V_{OL} = 0\text{V}$, 20 pF load, V_{OH}/V_{OL} (1 kHz), dB (Note A)		40		dB
	Frequency Response — Switch OFF* (Frequency $f_0 = 50\text{ kHz}$)	$V_{OH} = 1.0\text{V}$, $V_{OL} = 0\text{V}$, 20 pF load, V_{OH}/V_{OL} (50 kHz), dB (Figure 4)		125		dB
	Constant Frequency Any Two Switches (Frequency $f_0 = 1\text{ MHz}$)	$V_{OH} = 1.0\text{V}$, $V_{OL} = 0\text{V}$, $V_{OH}/V_{OL} = 5\text{V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, V_{OH}/V_{OL} (50 kHz), dB (Figure 5)		09		dB
	Control: Control Input to Same Output	$V_{OH} = 1.0\text{V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $R_{in} = 10\text{ k}\Omega$		150		mV/pF
	Maximum Control Input Same Output	$V_{OH} = 1.0\text{V}$, $V_{OL} = 0\text{V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $R_{in} = 10\text{ k}\Omega$, V_{OH}/V_{OL} (1 kHz)		65		mV
		$V_{OH} = 0\text{V}$, $V_{OL} = 1.0\text{V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $R_{in} = 10\text{ k}\Omega$, V_{OH}/V_{OL} (1 kHz)		80		mV
		$V_{OH} = 0\text{V}$, $V_{OL} = 1.0\text{V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $R_{in} = 10\text{ k}\Omega$		10		mV
C_{in}	Signal Input Capacitance		4			pF
C_{out}	Signal Output Capacitance	$V_{OH} = 10\text{V}$	4			pF
C_{in}	Feedback Capacitance	$V_{OH} = 0\text{V}$	0.2			pF
C_{out}	Control Input Capacitance		5	7.5		pF

Note 1: Maximum frequency f_0 at these points is based upon the limits of the device control parameters. These are not meant to imply that the maximum operation of these points. The limits of "High-Frequency Operation" (Control and Feedback Characteristics) are primarily limited by input current.

Note 2: f_0 may be varied as specified.

Note 3: R_L may be varied as specified.

Note 4: R_{in} may be varied as specified.

Note 5: V_{OH} is the voltage at the output pin and V_{OL} is the voltage at the control input.

Note 6: The switch is closed at t_1 . The control input that will cause the switch to open is labeled "Switch OFF" in shaded waveform.

Note 7: Figure 5 is for the CD4016C in common source mode.

AC Test Circuits and Switching Time Waveforms

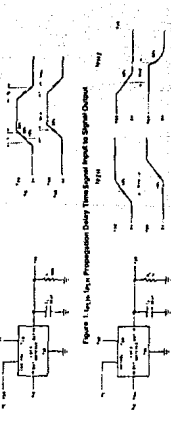


FIGURE 1. Test Circuit and Switching Time Waveforms for Propagation Delay Time (Control to Signal Output)



CD4529BM/CD4529BC Dual 4-Channel or Single 8-Channel Analog Data Selector

General Description

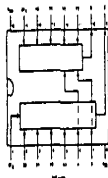
The CD4529 is a dual 4-channel or a single 8-channel analog data selector, implemented with complementary MOS (CMOS) circuits constructed with N- and P-channel enhancement mode transistors. Dual 4-channel or 8-channel mode operation is selected by proper input coding, with outputs Z and W tied together for the single 8-bit mode. The device is suitable for digital as well as analog applications, including various 1-of-4 and 1-of-8 data selector functions. Since the device has analog and bidirectional, it can also be used for data binary to 1-of-4 or single 1-of-8 decoder applications.

Features

- Wide supply voltage range 3.0V to 15V
- High noise immunity 0.45 V_{DD} (typ)
- Low quiescent power dissipation (typ) 0.025 μ W/Package (typ) @ 5.2 V_{DD}
- 10 MHz frequency operation (typ)
- Data paths are bidirectional
- Linear ON resistance (125 Ω typ @ 15V)
- TRI STATE[®] outputs (high impedance dead state)
- Plug-in replacement for MC14298

Connection Diagram

Dual-In-Line Package



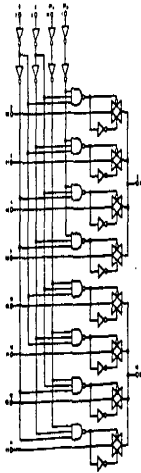
Order Number CD4529BCL or CD4529BLU, W
See NS Package 218A, M16, or W16A

Truth Table

ST ₁	ST ₂	B	A	Z	W
1	1	0	0	X0	X0
1	1	0	1	X1	X1
1	1	1	0	X2	X2
1	1	1	1	X3	X3
1	0	0	0	X0	
1	0	0	1	X1	
1	0	1	0	X2	
1	0	1	1	X3	
0	1	0	0	X0	
0	1	0	1	X1	
0	1	1	0	X2	
0	1	1	1	X3	
0	0	X	X	High Impedance (TRI-STATE)	

X = Don't Care

Logic Diagram



(1/2 of 1)

Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

(Notes 1 and 2)

V _{DD} DC Supply Voltage	-0.5V to +18V
V _{IN} Input Voltage	-0.5V to V _{DD} + 0.5V
T _J Storage Temperature Range	85°C to +150°C
T _P Package Dissipation	500 mW
T _{Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)}	260°C

Recommended Operating

Conditions (Notes 2)

V _{DD} DC Supply Voltage	3V to 15V
V _{IN} Input Voltage	0 to V _{DD}
T _A Operating Temperature Range	
CD4529M	-55°C to +125°C
CD4529BC	-40°C to +85°C

DC Electrical Characteristics CD4529M (Note 2)

Symbol	Parameter	Conditions	-40°C			25°C			125°C			Units
			Min	Max	Typ	Min	Max	Typ	Min	Max		
I _{DD}	Quiescent Device Current	V _{DD} = 5V	1.0	0.001	1.0	80	0.001	80	0.001	80	μA	
		V _{DD} = 10V	1.0	0.002	1.0	80	0.002	80	0.002	80	μA	
		V _{DD} = 15V	2.0	0.003	2.0	120	0.003	120	0.003	120	μA	
V _{OL}	Low Level Output Voltage	V _{IN} = 0V, V _{DD} = V _{DD} , I _{OL} = 1 μ A	0.05	0	0.05	0.05	0	0.05	0.05	V		
		V _{DD} = 5V	0.05	0	0.05	0.05	0	0.05	0.05	V		
		V _{DD} = 15V	0.05	0	0.05	0.05	0	0.05	0.05	V		
V _{OH}	High Level Output Voltage	V _{IN} = 0V, V _{DD} = V _{DD} , I _{OH} = 1 μ A	4.95	4.95	5.0	4.95	4.95	5.0	4.95	V		
		V _{DD} = 5V	4.95	4.95	5.0	4.95	4.95	5.0	4.95	V		
		V _{DD} = 15V	14.95	14.95	15.0	14.95	14.95	15.0	14.95	V		
V _{IL}	Low Level Input Voltage (Note 3)	V _{DD} = 5V	1.3	2.25	1.3	1.3	2.25	1.3	1.3	V		
		V _{DD} = 10V	1.0	4.50	3.0	3.0	4.50	3.0	3.0	V		
		V _{DD} = 15V	4.0	8.75	4.0	4.0	8.75	4.0	4.0	V		
V _{IH}	High Level Input Voltage (Note 2)	V _{DD} = 5V	3.8	3.3	2.75	2.5	2.5	2.5	2.5	V		
		V _{DD} = 10V	7.0	7.0	5.50	5.0	5.0	5.0	5.0	V		
		V _{DD} = 15V	11.0	11.0	8.25	11.0	11.0	11.0	11.0	V		
I _{IN}	Input Current	V _{DD} = 15V	-0.1	10.5	-0.1	-1.0	10.5	-1.0	10.5	μA		
		V _{IN} = 0V	0.1	10.5	0.1	1.0	10.5	1.0	10.5	μA		
		V _{IN} = 15V									μA	
R _{ON}	ON Resistance	V _{DD} = 5V, V _{IN} = -5V	400	160	480	640	160	480	640	Ω		
		V _{DD} = 5V	400	160	480	640	160	480	640	Ω		
		V _{DD} = 5V	400	160	480	640	160	480	640	Ω		
		V _{DD} = 10.25V	400	155	460	640	155	460	640	Ω		
		V _{DD} = 7.5V, V _{IN} = -7.5V	240	125	370	400	125	370	400	Ω		
		V _{DD} = 7.5V	240	75	270	400	125	370	400	Ω		
		V _{DD} = -7.5V	240	100	270	400	125	370	400	Ω		
		V _{DD} = 10.25V, V _{IN} = 0V	240	100	270	400	125	370	400	Ω		
		V _{DD} = 10V	400	165	480	640	165	480	640	Ω		
		V _{DD} = 10V	400	100	480	640	125	370	400	Ω		
		V _{DD} = 5.0V	400	160	480	640	160	480	640	Ω		
		V _{DD} = 15V, V _{IN} = 0V	250	125	370	400	125	370	400	Ω		
V _{DD} = 15V	250	75	270	400	125	370	400	Ω				
V _{DD} = 0.25V	250	110	270	400	125	370	400	Ω				
V _{DD} = 8.2V	250	110	270	400	125	370	400	Ω				
I _{OUT}	Input to Output Leakage Current	V _{DD} = 5V, V _{DD} = 5V, V _{IN} = 5V, V _{OUT} = -5V	1.125	10.00	1.125	1.125	10.00	1.125	1.125	nA		
		V _{DD} = 5V	1.125	10.00	1.125	1.125	10.00	1.125	1.125	nA		
		V _{DD} = 5V	1.125	10.00	1.125	1.125	10.00	1.125	1.125	nA		
		V _{DD} = 7.5V, V _{DD} = 7.5V, V _{IN} = 7.5V, V _{OUT} = -7.5V	1.250	10.00	1.250	1.250	10.00	1.250	1.250	nA		
I _{OUT}	Input to Output Leakage Current	V _{DD} = -7.5V, V _{DD} = 7.5V, V _{IN} = -7.5V, V _{OUT} = 7.5V	1.250	10.00	1.250	1.250	10.00	1.250	1.250	nA		
		V _{DD} = -7.5V, V _{DD} = 7.5V, V _{IN} = -7.5V, V _{OUT} = 7.5V	1.250	10.00	1.250	1.250	10.00	1.250	1.250	nA		

ICL8048/ICL8049 Log/Antilog Amplifier



GENERAL DESCRIPTION

The ICL8048 is a monolithic logarithmic amplifier capable of handling an input of current input, or three decades of voltage input, and producing a linear output. The ICL8049 is a monolithic antilog amplifier capable of handling an input of current input, or three decades of voltage input, and producing a linear output. The ICL8048 and ICL8049 are internally compensated to provide 1 volt of output for each decade change of input. For increased accuracy, the scale factor (base current) and other voltage are externally adjustable. The ICL8048 is the antilogarithmic counterpart of the ICL8049, which internally generates the decade of output voltage for each decade change of input.

FEATURES

- 1/2% Full Scale Accuracy
- Temperature Compensated for TC to +75°C Operation
- Voltage Factor (V) Adjustable
- Base Current (I_B) Adjustable
- 1000 Ohm Output Voltage Range (I_B = 100nA)
- Dual JFET Input Over-Range

ORDERING INFORMATION

Part Number	Error (RFL)	Package
ICL8048CE	±0.05%	18 Pin CERDIP
ICL8048CCE	±0.05%	18 Pin CERDIP
ICL8048CE	±0.05%	18 Pin CERDIP
ICL8048CCE	±0.05%	18 Pin CERDIP

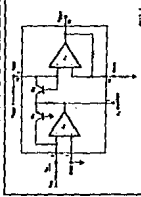


Figure 1: Functional Diagram (ICL8048)

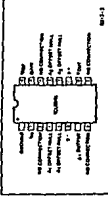


Figure 2: Pin Configurations (Outline Draw #2)

ICL8048/ICL8049

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (ICL8048)

- Supply Voltage: +5V
- Output Temperature Range: 0°C to +75°C
- Operating Temperature Range: -55°C to +125°C
- Storage Temperature Range: -55°C to +125°C
- Lead Temperature (Soldering, Wave): +235°C
- Lead Temperature (Soldering, Hand): +300°C
- Input Current: ±10mA
- Input Voltage: ±10V
- Output Current: ±10mA
- Output Voltage: ±10V

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (ICL8048)

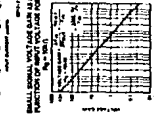
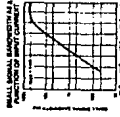
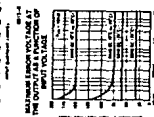
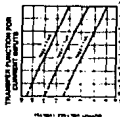
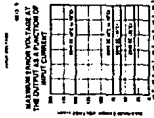
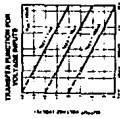
V_{CC} = ±5V, V_{EE} = -25V, I_B = 100nA, Input factor indicated as 1/1000 unless otherwise specified.

Parameter	Test Conditions			MINIMUM			TYPICAL			MAXIMUM		
	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max
DYNAMIC RANGE												
10 (I ₁ = 10nA - 10μA)				170		170						dB
10 (I ₂ = 100nA - 10μA)				60		60						dB
Error, % of Full Scale				±0.05		±0.05						%
Error, % of Full Scale				±0.05		±0.05						%
Error, Absolute Value				12		30						mV
Error, Absolute Value				36		75						mV
Temperature Coefficient of Output				0.8		0.8						mV/°C
Power Supply Rejection Ratio				2.5		2.5						mV/V
Common-Mode Rejection Ratio				15		25						mV
Resistor Matching				250		250						μV/RES
Offset Voltage				±12		±14						mV
Offset Voltage Drift				±10		±13						μV
Power Consumption				150		200						mW
Supply Current				8		8.7						mA

© 1988 Intersil Corporation. All rights reserved. This document is the property of Intersil Corporation. No part of this document may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or by any information storage and retrieval system, without the prior written permission of Intersil Corporation. Intersil Corporation, 900 Lakeside Drive, Milpitas, CA 95034, U.S.A. Tel: (415) 951-3400. Fax: (415) 951-3800. Telex: 9513. Intersil Corp. Registered in the U.S. Patent and Trademark Office. ICL8048 and ICL8049 are registered trademarks of Intersil Corporation.

ICL8048/ICL8049

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS



ICL8048/ICL8049

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (ICL8048)

Supply Voltage: 1.1V
 Input Current: 100 nA
 Peak Input Current: 10 nA
 Storage Temperature Range: -55°C to 125°C
 Lead Temperature (Soldering): 260°C
 Lead Temperature (Wave Soldering): 350°C

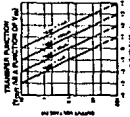
ICL8048/ICL8049

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (ICL8049)

Operating Temperature Range: -55°C to 125°C
 Supply Voltage: 1.1V
 Input Current: 100 nA
 Peak Input Current: 10 nA
 Storage Temperature Range: -55°C to 125°C
 Lead Temperature (Soldering): 260°C
 Lead Temperature (Wave Soldering): 350°C

Parameter	Test Conditions			MINIMUM			TYPICAL			MAXIMUM			Units
	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Dynamic Range (D _{dyn})	V _{DD} = 1.0V to 1.1V			60		60		60		60		60	dB
Error Absolute Value	T _a = 25°C, V _{DD} = 1.1V			3	1.5	3	1.5	3	1.5	3	1.5	3	mV
Error Absolute Value	T _a = 25°C to 125°C			20	15	20	15	20	15	20	15	20	mV
Linearity Coefficient, Averaged to V _{DD}	D ₁ = 1/3, D ₂ = 2/3			0.34		0.34		0.34		0.34		0.34	mV/V
Power Supply Rejection Ratio	Averaged to peak, for V _{DD} = 1.1V			2.0		2.0		2.0		2.0		2.0	dB/V
Offset Voltage (A ₁ & A ₂)	Source loading			11	25	11	25	11	25	11	25	11	mV
Reference Error	Averaged to peak, for V _{DD} = 1.1V			76		76		76		76		μV(FS)	
Offset Voltage Range	R ₁ = 10kΩ			1.12	1.14	1.12	1.14	1.12	1.14	1.12	1.14	1.12	V
Power Consumption	R ₁ = 20kΩ			1.12	1.13	1.12	1.13	1.12	1.13	1.12	1.13	1.12	μW
Supply Current				150	200	150	200	150	200	150	200	150	μA

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS



ICL8048 and ICL8049 are precision, low-power, low-voltage comparators. They are designed for use in applications where the input signal is small and the supply voltage is low. The comparators are designed to operate from a single supply voltage of 1.1V to 1.5V. The comparators have a typical propagation delay of 100 ns and a typical input current of 100 nA. The comparators are available in both DIP and SOIC packages.

ICL8048 and ICL8049 are precision, low-power, low-voltage comparators. They are designed for use in applications where the input signal is small and the supply voltage is low. The comparators are designed to operate from a single supply voltage of 1.1V to 1.5V. The comparators have a typical propagation delay of 100 ns and a typical input current of 100 nA. The comparators are available in both DIP and SOIC packages.

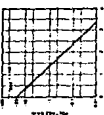
ICL8048/ICL8049

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS (Continued)

SMALL SIGNAL BANDWIDTH AS A FUNCTION OF INPUT VOLTAGE



SMALL SIGNAL VOLTAGE GAIN AS A FUNCTION OF INPUT VOLTAGE



ICL8048 DETAILED DESCRIPTION
The ICL8048 must be set to operate on the maximum exponential relationship between the collector current and the base-emitter voltage, V_{BE} , as a function of V_{BE} . For base-emitter voltage greater than 100mV, Eq. (1) becomes:

$$I_C = I_{CS} e^{V_{BE}/V_T} \quad (1)$$

From Eq. (2) it can be seen that the collector current is proportional to the square of the base-emitter voltage, V_{BE} , as a function of V_{BE} . If V_{BE} is given by:

$$V_{BE} = -2.303 \left(\frac{R_1}{R_2} \right) \log \left(\frac{I_C}{I_{CS}} \right) \quad (2)$$

Returning to Figure 2 it is clear that the impedance at the collector of Q_1 is equal to the ΔV_{BE} between Q_1 and Q_2 . The output voltage V_{OUT} is proportional to the gain of Q_2 .

$$V_{OUT} = 2.303 \left(\frac{R_1 + R_2}{R_2} \right) \left(\frac{R_3}{R_4} \right) \log \left(\frac{I_C}{I_{CS}} \right) \quad (3)$$

The maximum V_{OUT} is $V_{OUT} = 2.303 \left(\frac{R_1 + R_2}{R_2} \right) \left(\frac{R_3}{R_4} \right) \log \left(\frac{I_{CS}}{I_{C1}} \right)$ at $I_{C1} = I_{CS}$. This results in a maximum output voltage of $V_{OUT} = 2.303 \left(\frac{R_1 + R_2}{R_2} \right) \left(\frac{R_3}{R_4} \right) \log \left(\frac{I_{CS}}{I_{C1}} \right)$. This relationship is used to determine the maximum output voltage of the ICL8048. The maximum output voltage is a function of temperature. The maximum output voltage is a function of temperature. The maximum output voltage is a function of temperature.

ICL8048/ICL8049

INTERNAL

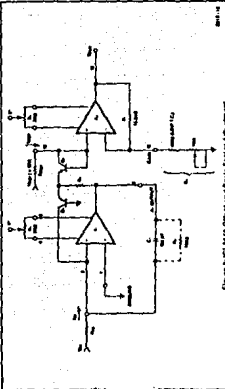


Figure 2: ICL8048 Offset and Scale Factor Adjustment

ICL8049 DETAILED DESCRIPTION

The ICL8049 is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

When operating as a multiplier, the input signal is applied to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the multiplied signal. The multiplier is a precision centimeter decade multiplier.

The multiplier is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

The multiplier is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

The multiplier is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

The multiplier is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

The multiplier is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

The multiplier is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

The multiplier is a precision centimeter decade multiplier. It is a monolithic integrated circuit which contains two operational amplifiers, Q_1 and Q_2 , and a network of resistors. The input impedance is high, and the output impedance is low. The maximum output current is 10mA. The maximum output voltage is 10V. The maximum operating temperature is 125°C.

ICL8048/ICL8049

INTERNAL

For analog internal resistors 1 to 200000

$$V_{OUT} = 2.303 \log \left(\frac{I_C}{I_{CS}} \right) \left(\frac{R_1 + R_2}{R_2} \right) \left(\frac{R_3}{R_4} \right) \quad (4)$$

ICL8048 OFFSET AND SCALE FACTOR ADJUSTMENT
As with the log amplifier, the output voltage results from a network of resistors. The input signal is applied to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

1) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

2) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

3) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

4) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

5) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

6) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

7) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

8) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

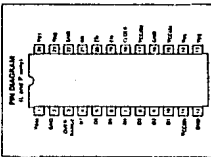
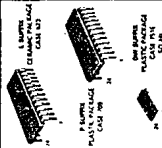
9) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

10) Connect the input signal to the non-inverting input of Q_1 . The output of Q_1 is connected to the inverting input of Q_2 . The output of Q_2 is the offset and scale factor adjusted signal.

MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA

MC10319

**HIGH SPEED
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL
FLASH CONVERTER**
SILICON MONOLITHIC
INTEGRATED CIRCUIT



Pin	Function	Package
16	A15	SO-16
15	A14	SO-16
14	A13	SO-16
13	A12	SO-16
12	A11	SO-16
11	A10	SO-16
10	A9	SO-16
9	A8	SO-16
8	A7	SO-16
7	A6	SO-16
6	A5	SO-16
5	A4	SO-16
4	A3	SO-16
3	A2	SO-16
2	A1	SO-16
1	A0	SO-16

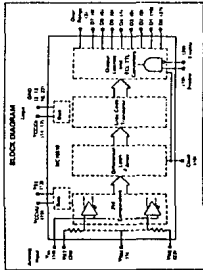
**HIGH SPEED
8-BIT ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTER**

The MC10319 is an 8-bit high speed parallel flash A/D converter. The device employs an internal Gray Code structure to minimize the possibility of spurious outputs. It requires a single 5V supply and a maximum supply current of 100mA. The device is available in a 16-pin SO-16 package.

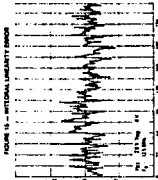
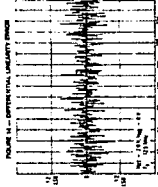
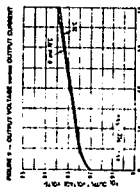
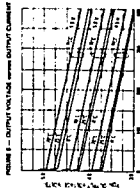
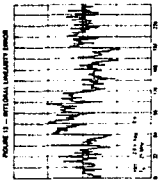
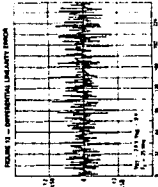
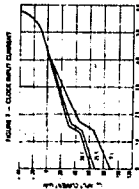
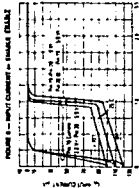
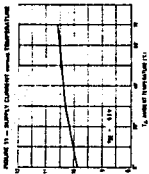
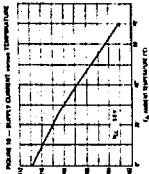
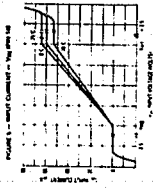
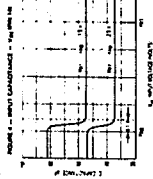
The MC10319 contains 256 parallel comparators across a precision input reference network. The comparator outputs are fed to a decoder and then to an encoder network, to produce an 8-bit Gray Code output. The output is active low and is compatible with 5V TTL outputs. The average bit current is 1.5mA (5V TTL output). The average bit current is 1.5mA (5V TTL output). The average bit current is 1.5mA (5V TTL output).

Key features include:

- 8-Bit Resolution/8-Bit Typical Accuracy
- Internal Gray Code for Speed and Accuracy: Binary Output
- Easily Interconnected for 8-Bit Conversion
- 3 State LS TTL Outputs with Tri-State and Complementary Emitter Drivers
- 20 MHz Sampling Rate
- Input Voltage Range: 1.0-2.0 V_{cc} Between ±0.5V
- Low Power Consumption: 60 mW
- No Sample-and-Hold Required for Video Bandwidth Signals
- Single Clock Cycle Conversion



MOTOROLA LINEAR/INTERFACE DEVICES



**MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA**

**MC1408
MC1508**

**EIGHT BIT MULTIPLYING
DIGITAL TO ANALOG CONVERTER**

designed for use where the output current is a linear function of an eight bit digital word and on-board output storage.

Eight bit Accuracy Available in Both Temperature Ranges

MC1408 (CMOS) MC1508 (BIPOLAR)

Seven and Six Bit Accuracy Available with MC1408 (CMOS) and

MC1508 (BIPOLAR) with 7 and 8 Bit Buffer after Pack age Surfaces

Fast Settling Time - 200 ns typical

Operates from 5V to 15V with an MITL and

CMOS Compatible

Output Voltage Range -0.5 V to 5.0 V

High Speed Multiplying Input

Standard Supply Voltages - 5.0 V and

8.0 V to 15 V

6



16 PIN DIP PACKAGE
DIP-16



16 PIN SOIC PACKAGE
SOIC-16

FIGURE 1 - D.C. TRANSFER CHARACTERISTICS

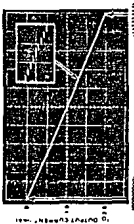


FIGURE 2 - BLOCK DIAGRAM



TYPICAL APPLICATIONS

- Tracking A/D Converter
- Analog-to-Digital Converter
- Addressable Memory A/D Converter
- 1/2 Duty Cycle Motor and Drives
- Digital Digital Multiplier
- Analog Digital Multiplier
- Analog Digital Divider
- Analog Digital Multiplier/Divider
- Programmable Gain and Attenuation
- Binary Counter and Encoder
- Encoding Error Check
- Multiplexer Controller
- Analog-to-Digital Converter
- 1/2 Duty Cycle Motor and Drives
- Digital Digital Multiplier
- Analog Digital Multiplier
- Analog Digital Divider
- Analog Digital Multiplier/Divider
- Programmable Gain and Attenuation
- Binary Counter and Encoder
- Encoding Error Check

MC1408, MC1508

TEST CIRCUIT
 FIGURE 2 - REFERENCE CURRENT IS IN
 MILLIAMPERES

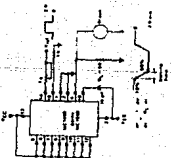


FIGURE 3 - POSITIVE V_{DD}

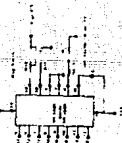
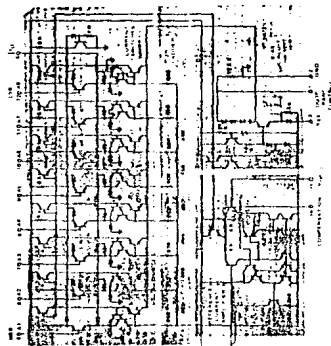


FIGURE 4 - NEGATIVE V_{DD}



MC1408, MC1508

FIGURE 6 - MC1408 AND MC1508 EQUIVALENT
 CIRCUIT SCHEMATIC
 (CURRENTS IN μA)



CIRCUIT DESCRIPTION

The MC1408 consists of a precision current source, a 100 μA current source, and a 100 μA current source. The current source is connected to the REF pin, and the 100 μA current source is connected to the IREF pin. The output stage consists of a differential pair of transistors, with the output taken from the collector of one of the transistors. The output current is proportional to the reference current.

The MC1508 consists of a precision current source, a 100 μA current source, and a 100 μA current source. The current source is connected to the REF pin, and the 100 μA current source is connected to the IREF pin. The output stage consists of a differential pair of transistors, with the output taken from the collector of one of the transistors. The output current is proportional to the reference current.

GENERAL INFORMATION

Accuracy, Linearity, Offset, and Temperature Coefficients
 The accuracy of the output voltage is dependent on the accuracy of the reference voltage and the accuracy of the internal divider network. The accuracy of the reference voltage is dependent on the accuracy of the internal divider network and the accuracy of the external divider network. The accuracy of the internal divider network is dependent on the accuracy of the internal resistors and the accuracy of the external resistors. The accuracy of the external divider network is dependent on the accuracy of the external resistors and the accuracy of the external voltage source.

Offset
 The offset voltage is the difference between the output voltage and the reference voltage. The offset voltage is dependent on the accuracy of the internal divider network and the accuracy of the external divider network. The offset voltage is dependent on the accuracy of the internal resistors and the accuracy of the external resistors.

Temperature Coefficients
 The temperature coefficients of the output voltage are dependent on the temperature coefficients of the internal resistors and the temperature coefficients of the external resistors. The temperature coefficients of the internal resistors are dependent on the accuracy of the internal resistors and the accuracy of the external resistors.

GENERAL INFORMATION

Accuracy, Linearity, Offset, and Temperature Coefficients
 The accuracy of the output voltage is dependent on the accuracy of the reference voltage and the accuracy of the internal divider network. The accuracy of the reference voltage is dependent on the accuracy of the internal divider network and the accuracy of the external divider network. The accuracy of the internal divider network is dependent on the accuracy of the internal resistors and the accuracy of the external resistors. The accuracy of the external divider network is dependent on the accuracy of the external resistors and the accuracy of the external voltage source.

Offset
 The offset voltage is the difference between the output voltage and the reference voltage. The offset voltage is dependent on the accuracy of the internal divider network and the accuracy of the external divider network. The offset voltage is dependent on the accuracy of the internal resistors and the accuracy of the external resistors.

Temperature Coefficients
 The temperature coefficients of the output voltage are dependent on the temperature coefficients of the internal resistors and the temperature coefficients of the external resistors. The temperature coefficients of the internal resistors are dependent on the accuracy of the internal resistors and the accuracy of the external resistors.

TYPICAL CHARACTERISTICS

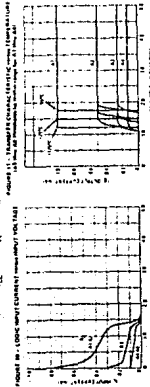


FIGURE 10 - OUTPUT CURRENT vs. OUTPUT VOLTAGE

FIGURE 11 - Output Current vs. Output Voltage

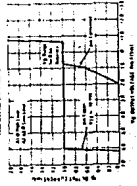
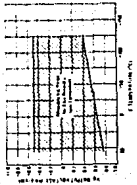


FIGURE 12 - Output Current vs. Output Voltage





8255A/8255A-5 PROGRAMMABLE PERIPHERAL INTERFACE

- MCS-85™ Compatible 8255A-5
- 24 Programmable I/O Pins
- Completely TTL Compatible
- Fully Compatible with Intel® Microprocessor Families
- Improved Timing Characteristics
- Direct Bit Set/Reset Capability Enabling Control Application Interface
- Reduced System Package Count
- Improved DC Driving Capability
- Available in EXPRESS
 - Standard Temperature Range
 - Extended Temperature Range

The Intel® 8255A is a general purpose programmable I/O device designed for use with Intel® microprocessors. It has 24 I/O pins which may be individually programmed in 2 groups of 12 and used as 3 separate sets of operations in the first mode (MODE 0), each group of 12 I/O pins may be programmed in one set of 20 to be input or output in MODE 1. In the second mode, each group may be programmed to have 8 lines of input or output. Of the remaining 4 lines, 3 are used for hand shaking and interrupt control signals. The third mode of operation (MODE 2) is a bidirectional bus mode which uses 4 lines for a bidirectional bus, and 5 lines, comprising one from the other group, for handshaking.

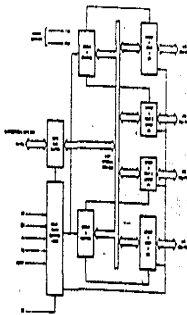


Figure 1. 8255A Block Diagram

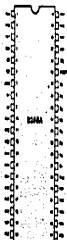


Figure 2. Pin Configuration



8255A/8255A-5

8255A FUNCTIONAL DESCRIPTION

General

The 8255A is a programmable peripheral interface (PPI) device designed for use in Intel® microcomputer systems. Its function is that of a general purpose I/O processor to interface peripheral equipment to the microcomputer system bus. The functional configuration for the 8255A is programmed by the system software and that normally no external logic is necessary to interface peripheral devices or structures.

8-bit Bus Buffer

The 8-state bidirectional 8-bit buffer is used to interface the 8255A to the system data bus. Data is transmitted or received by the buffer upon execution of input or output transactions by the CPU. Control words and status information are also transferred through the data bus buffer.

Read/Write and Control Logic

The function of this block is to manage all of the internal and external transfers of both Data and Control or Status words. It accepts signals from the CPU Address and Control buses and in turn, issues commands to both of the Control Groups.

Chip Select

Chip Select. A "low" on the input pin enables the chip function between the 8255A and the CPU.

RD

Read. A "low" on this input pin enables the 8255A to send the data or status information to the CPU on the data bus. In essence, it allows the CPU to "read from" the 8255A.

WR

Write. A "low" on this input pin enables the CPU to write data or control words into the 8255A.

(A₇ and A₀)

Port Select 0 and Port Select 1. These input signals, in conjunction with the RD and WR inputs, control the selection of one of the three ports or the control word register. They are normally connected to the least significant bits of the address bus (A₇ and A₀).

8255A BASIC OPERATION

A ₇	A ₆	RD	WR	CS	INPUT OPERATION (READ)
0	0	0	1	0	PORT A ← DATA BUS
0	1	0	1	0	PORT B ← DATA BUS
1	0	0	1	0	PORT C ← DATA BUS
1	1	0	1	0	CONTROL WORD REGISTER
0	0	1	0	0	DATA BUS ← PORT A
0	1	1	0	0	DATA BUS ← PORT B
1	0	1	0	0	DATA BUS ← PORT C
1	1	1	0	0	DATA BUS ← CONTROL
DISABLE FUNCTION					
0	0	0	0	0	DATA BUS ← 3-STATE
1	1	1	1	0	ILLEGAL CONDITION
0	0	0	0	1	DATA BUS ← 3-STATE

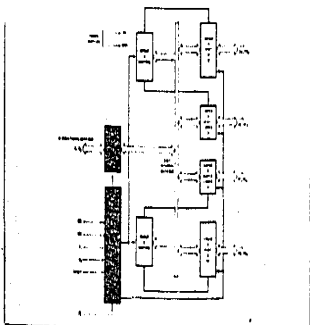
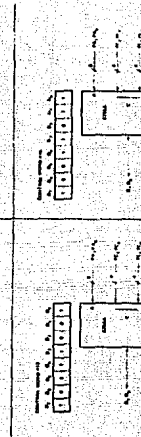
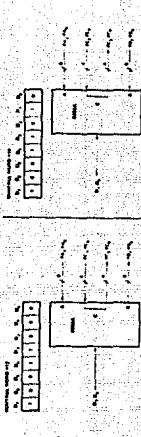
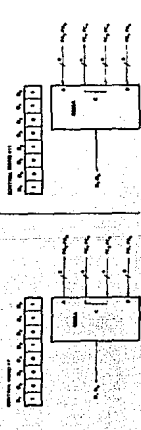
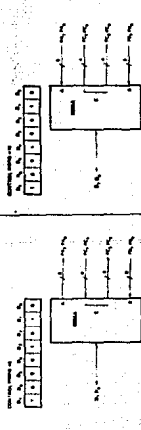
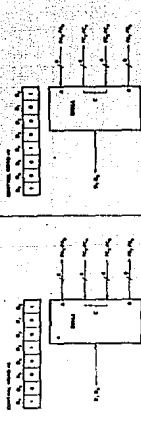
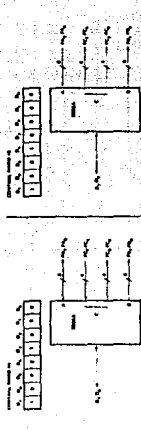


Figure 3. 8255A Block Diagram Showing Data Bus Buffer and Read/Write Control Logic Function



Operating Modes

MODE 0 (Bit 0) Input/Output: This mode is used for input or output of 8 bits of data to or from a specified port in conjunction with strobes or "handshaking" signals in mode 1, port A and Port B use "handshaking" signals in mode 2 to generate or accept these "handshaking" signals.

Mode 1 (Bit 1) Input/Output

- Two Groups (Group A and Group B)
- Each group contains one 8 bit port and one 4 bit control/data port
- The 8 bit port can be either input or output
- Both input and output are 4 bit
- The 4 bit port is used for control and status of the 8 bit port

Input Control Signal Definition

SI8 (Strobe Input A "low") on this input loads data into the input latch.

IBF (Input Buffer Full FF)

A "high" on this output indicates that the data has been loaded into the input latch on either an address-dependent or address-independent strobe being low and it must be the rising edge of the I/O input.

INTR (Interrupt Request)

A "high" on this output can be used to interrupt the CPU when an input device is requesting service. INTR is set by the SI8 if it is "low", IBF is a "low", and INTE is a "low". It is cleared on the rising edge of \overline{RD} . This processor status is not used to generate an interrupt from the CPU by enabling its data onto the port.

INTE A

Controlled by bit set/reset of PC₂

INTE B

Controlled by bit set/reset of PC₃

Output Control Signal Definition

OBF (Output Buffer Full FF) The OBF output goes "low" to indicate that the CPU has read the data from the specified port. The OBF FF will be set by the falling edge of the \overline{RD} input and reset by ACK input being low.

ACK (Acknowledge Input A "low") on this input informs the 8255A that the CPU has read the data from the specified port. In instances where port A or port B has been ACK enabled, a response is required. This processor status is not used to generate an interrupt from the CPU by enabling its data output to the CPU.

INTR (Interrupt Request A "high") on this output can be used to interrupt the CPU when an output device is requesting service. INTR is set by the SI8 if it is "low", IBF is a "low", and INTE is a "low". It is cleared on the rising edge of \overline{WR} .

INTE A

Controlled by bit set/reset of PC₂

INTE B

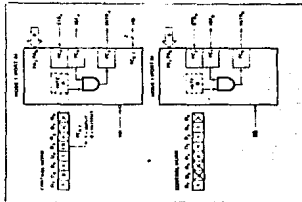
Controlled by bit set/reset of PC₃

Figure 8. MODE 1 Input

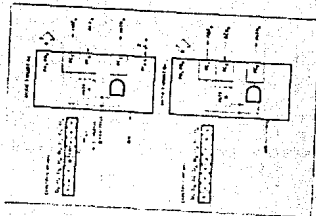


Figure 10. MODE 1 Output

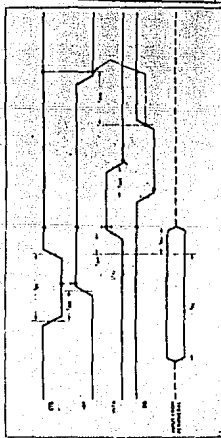


Figure 9. MODE 1 (Revised Input)

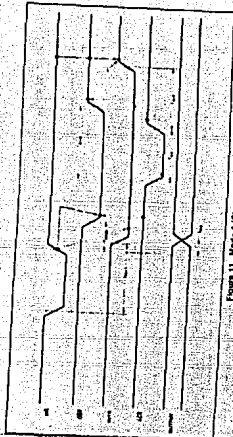


Figure 11. Mode 1 (Revised Output)

Combinations of MODE 1

Part A and Part B can be independently defined as input or output as Mode 1 to support a wide variety of installed I/O applications.

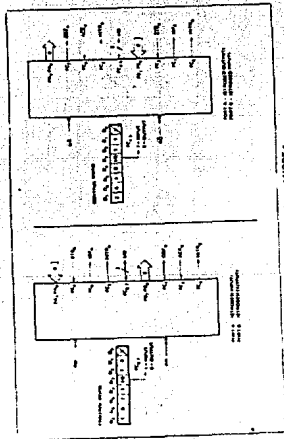


Figure 12. Combinations of MODE 1

Operating Modes

MODE 2 (Bidirectional Bus I/O). This functional MODE 2 circuit provides a means for communicating with a peripheral device or structure on a single 8 bit bus for both transmitting and receiving data (directional bus I/O). "handshaking" signals a similar manner to MODE 1. "handshaking" signals a similar manner to MODE 1. "handshaking" signals a similar manner to MODE 1. "handshaking" signals a similar manner to MODE 1.

MODE 2 Basic Functional Definitions:

- Data in Group A (D0)
- Data in Group B (D1-D7)
- Data in Group C (D8-D15)
- Both input and output are tri-state.
- The 8 bit control part (Part C) is used for control and status for the 8 bit, bidirectional bus part (Part A).

Bidirectional Bus I/O Control Signal Definition

INTA (Interrupt Request). A high on this output can be used to interrupt the CPU for both input or output operations.

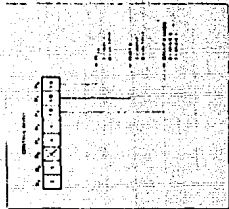


Figure 13. MODE 2 Control Signal

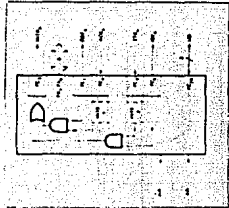


Figure 14. MODE 2

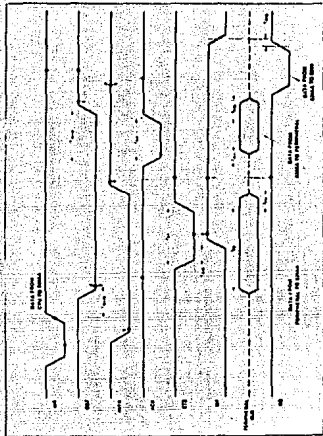


Figure 15. MODE 2 (bidirectional)

NOTE: Any memory address will appear on the Z0, Z1, and Z2 pins. The address is determined by the address of the memory location. For example, if the address is 00000000, the address will appear on the Z0, Z1, and Z2 pins as 00000000.

APPLICATIONS OF THE 8255A

The 8255A is a very powerful tool for interfacing peripheral equipment to the microcomputer system. It represents the optimum interface for IO service without the need for sophisticated external logic.

Each peripheral device in a microcomputer system usually has a "service routine" associated with it. The routine manages the software (code) that controls the device and the hardware (circuitry) that defines the device. The code is determined by the IO service routine and becomes an extension of the system software. By examining the IO device interface characteristics, the software engineer can determine the control words and the logical description a control word can easily be developed to not use the 8255A to exactly "fit" the specific application. Figures 18 through 22 present a few examples of typical applications of the 8255A.

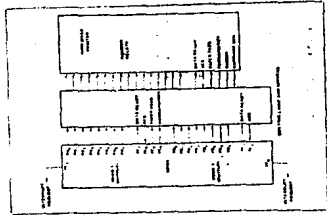


Figure 18. Parallel Interface

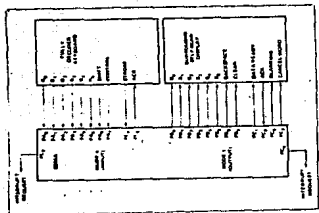


Figure 19. Keyboard and Display Interface

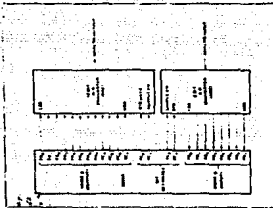


Figure 20. Digital to Analog Analog to Digital

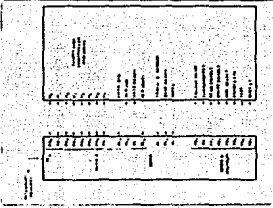


Figure 21. Basic Floppy Disk Interface

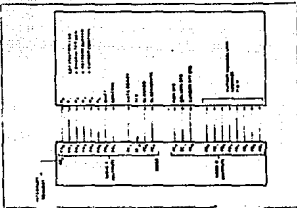


Figure 22. Basic CRT Controller Interface

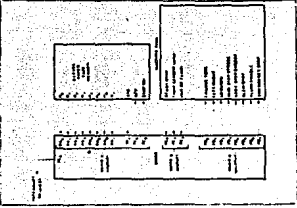


Figure 23. Machine Tool Controller Interface

Figure 24. Basic CRT Controller Interface

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

Ambient Temperature Under Bias: 0°C to 70°C
 Storage Temperature: -65°C to +150°C
 Voltage on Any Pin: -0.5V to +2V
 Power Dissipation: 1 W

*NOTICE: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These maximum ratings are stress conditions only; operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of the datasheet is not implied. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may affect device reliability.

D.C. CHARACTERISTICS (TA = 0°C to 70°C, VCC = +5V ± 10%, GND = 0V)

Symbol	Parameter	Min.	Max.	Unit	Test Conditions
V _{CC}	Input Low Voltage	-0.5	0.8	V	
V _{OH}	Output High Voltage	2.0	V _{CC}	V	
V _{OL}	Output Low Voltage (Data Bus)	0.145	V	I _{OL} = 3 mA	
V _{OL} (FETC)	Output Low Voltage (Peripheral Ports)	0.40	V	I _{OL} = 1 mA	
V _{OH} (FETC)	Output High Voltage (Data Bus)	2.4	V	I _{OH} = -400 μA	
V _{OH} (FETC)	Output High Voltage (Peripheral Ports)	2.4	V	I _{OH} = -200 μA	
I _{PK1} (1)	Demultiplexer Drive Current	-1.0	-4.0	mA	R _{EXT} = 150 Ω; V _{EXT} = 1.5V
I _{PK2}	Power Supply Current	120	mA		
I _{CC}	Input Load Current	110	μA		V _{IN} = V _{CC} to 0V
I _{OL}	Output Float Leakage	110	μA		V _{OUT} = V _{CC} to 45V

NOTE: 1. Available on pins 8 from Port B and C.

CAPACITANCE (TA = 25°C, V_{CC} = GND = 0V)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit	Test Conditions
C _{IN}	Input Capacitance	0	20	pF		f _s = 1 MHz
C _{OUT}	Output Capacitance	0	20	pF		Measured per maximum I _{OL}

A.C. CHARACTERISTICS (TA = 0°C to 70°C, VCC = +5V ± 10%, GND = 0V)

Basic Parameters

Symbol	Parameter	ESDAA		ESDAA-8		Unit
		Min.	Max.	Min.	Max.	
t _{IR}	Address Strobe Before READ	0	0	0	0	ns
t _{FA}	Address Strobe After READ	0	0	0	0	ns
t _{FB}	READ Pulse Width	200	300	200	300	ns
t _{FD}	Data Valid From READY ¹	250	300	200	200	ns
t _{FR}	Data Valid After READ	10	150	10	100	ns
t _{FBV}	Time Between READ and/or WRITEs	500	800	500	800	ns

A.C. CHARACTERISTICS (Continued)

Symbol	Parameter	ESDAA		ESDAA-8		Unit
		Min.	Max.	Min.	Max.	
t _{1A}	Address Strobe Before WRITE	0	0	0	0	ns
t _{1B}	Address Strobe After WRITE	20	20	20	20	ns
t _{1C}	WRITE Pulse Width	400	300	300	300	ns
t _{1D}	Data Valid to WRITE (ZLE)	100	100	100	100	ns
t _{1E}	Data Valid After WRITE	20	20	20	20	ns

ESD TESTS

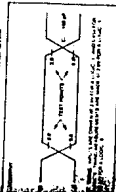
Symbol	Parameter	ESDAA		ESDAA-8		Unit
		Min.	Max.	Min.	Max.	
t _{1A}	Write - 1 to Output ¹	0	250	0	350	ns
t _{1B}	Pre-Read Data After RD	0	0	0	0	ns
t _{1C}	Pre-Read Data After RD	0	0	0	0	ns
t _{1D}	ACK Pulse Width	200	300	200	300	ns
t _{1E}	STB Pulse Width	500	500	500	500	ns
t _{1F}	Pre-Data After LE of STB	180	0	0	0	ns
t _{1G}	ACK + 0 to Output ¹	300	300	300	300	ns
t _{1H}	Write - 1 to ODR ¹	70	70	70	250	ns
t _{1I}	ACK + 0 to ODR ¹	600	600	650	650	ns
t _{1J}	STB + Data After LE	200	200	200	200	ns
t _{1K}	RD + 0 to ODR ¹	300	300	300	300	ns
t _{1L}	RD + 0 to INTR + 0 ¹	400	400	400	400	ns
t _{1M}	STB + 1 to INTR + 1 ¹	300	300	300	300	ns
t _{1N}	ACK + 1 to INTR + 1 ¹	300	300	300	300	ns
t _{1O}	WR + 0 to ODR + 0 ¹	250	250	250	250	ns
t _{1P}	ACK + 0 to ODR + 0 ¹	450	450	450	450	ns

¹Condition 1₁ = 100 pF

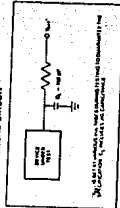
Time of float pulse must be at least 200 ns during or after power up. Subsequent float pulses can be 100 ns max.

For Extended Temperature (ESD-15) use MICRO-PROCESSOR parameters.

TESTING INPUT OUTPUT WAVEFORM



A.C. TESTING LOAD CIRCUIT



LM121/LM221/LM321,
LM121A/LM221A/LM321A

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	±20V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW
Differential Input Voltage (Notes 2 and 3)	±15V
Input Voltage (Note 3)	±15V
Operating Temperature Range	
LM121	-55°C to +125°C
LM221	-25°C to +85°C
LM321	0°C to +70°C
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	300°C

Electrical Characteristics (Note 4) LM121, LM221, LM321

PARAMETER	CONDITIONS	LM121, LM221			LM321			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$ $64k \leq R_{SET} \leq 70k$			0.7			1.5	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$ $R_{SET} = 70k$			1			2	nA
	$R_{SET} = 64k$			10			20	nA
	$R_{SET} = 64k$							
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$ $R_{SET} = 70k$			10			18	nA
	$R_{SET} = 64k$			100			180	nA
	$R_{SET} = 64k$							
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$ $R_{SET} = 70k$	4			2			MΩ
	$R_{SET} = 64k$	0.4			0.2			MΩ
	$R_{SET} = 64k$							
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_{SET} = 70k$		1.5			2.2	mA	
Input Offset Voltage	$64k \leq R_{SET} \leq 70k$		1.0			2.8	mV	
Input Bias Current	$R_{SET} = 70k$		30			28	nA	
	$R_{SET} = 64k$		300			280	nA	
Input Offset Current	$R_{SET} = 70k$		3			4	nA	
	$R_{SET} = 64k$		30			40	nA	
Input Offset Current Drift	$R_{SET} = 70k$		3			3	nA/°C	
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	$R_S \leq 200\Omega$, $64k \leq R_{SET} \leq 70k$		1			1	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	
Long Term Stability			5			5	$\mu\text{V}/\text{yr}$	
Supply Current			2.8			3.5	mA	
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$ (Note 5) $R_{SET} = 70k$							V
	$R_{SET} = 64k$	-13			-13			V
	$R_{SET} = 64k$	+7, -13			+7, -13			V
Common Mode Rejection Ratio	$R_{SET} = 70k$		120			116	dB	
	$R_{SET} = 64k$		114			114	dB	
Supply Voltage Rejection Ratio	$R_{SET} = 70k$		120			114	dB	
	$R_{SET} = 64k$		114			114	dB	
Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_{SET} = 70k$ $R_L \geq 3\text{M}\Omega$	18			12		V/V	
Note	$R_{SET} = 70k$, $R_{SOURCE} = 0$		8			8	nV/√Hz	

Note 1: The maximum junction temperature of the LM121 is 150°C, while that of the LM221 is 100°C. The maximum junction temperature of the LM321 is 85°C. For operating at elevated temperatures, devices in the TO-8 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W, junction to ambient, or 45°C/W, junction to case. For the flat package, the derating is based on a thermal resistance of 185°C/W when mounted on a 1/8 inch thick spacer just soldered with ten 0.03 inch wide, 2 ounce copper conductors. The thermal resistance of the dual in-line package is 100°C/W, junction to ambient.

Note 2: The inputs are shunted with back to back diodes in series with a 500Ω resistor for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage in excess of 1V is applied between the inputs.

Note 3: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 4: These specifications apply for $V_S = \pm 15\text{V}$, $V_S = \pm 20\text{V}$ and $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$, unless otherwise specified. With the LM221, however, all temperature specifications are limited to 25°C , $T_A = -85^\circ\text{C}$, and for the LM321, the specifications apply over a 0°C to $+70^\circ\text{C}$ temperature range.

Note 5: External precision resistor, 0.1%, can be placed from pins 1 and 8 to 7 to increase positive common mode range.

**LM121/LM221/LM321,
LM121A/LM221A/LM321A Precision Preamplifiers**
General Description

The LM121 series are precision preamplifiers designed to operate with general purpose operational amplifiers to drastically decrease dc errors. Drift, bias current, common mode and supply rejection are more than a factor of 50 better than standard op amps alone. Further, the added dc gain of the LM121 decreases the closed loop gain error.

The LM121 series operates with supply voltages from $\pm 3V$ to $\pm 20V$ and has sufficient supply rejection to operate from unregulated supplies. The operating current is programmable from $5\mu A$ to $200\mu A$ to bias current, offset current, gain and noise can be optimized for the particular application while still realizing very low drift. Super-gain transistors are used for the input stage to input error currents are lower than conventional amplifiers at the same operating current. Further, the initial offset voltage is easily nulled to zero.

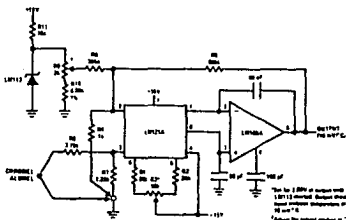
Features

- Guaranteed drift of LM121A series - $0.2\mu V/^\circ C$
- Guaranteed drift of LM121 series - $1\mu V/^\circ C$

- Offset voltage less than $0.4 mV$
- Bias current less than $10 nA$ at $10\mu A$ operating current
- CMRR $126 dB$ minimum
- $120 dB$ supply rejection
- Easily nulled offset voltage

The extremely low drift of the LM121 will improve accuracy on almost any precision dc circuit. For example, instrumentation amplifier, strain gauge amplifiers and thermocouple amplifiers now using chopper amplifiers can be made with the LM121. The full differential input and high common mode rejection are another advantage over choppers. For applications where low bias current is more important than drift, the operating current can be reduced to low values. High operating currents can be used for low voltage noise with low source resistance. The programmable operating current of the LM121 allows tailoring the input characteristics to match those of specialized op amps.

The LM121 is specified over a $-15^\circ C$ to $+125^\circ C$ temperature range, the LM221 over a $-25^\circ C$ to $+85^\circ C$ range and the LM321 over a $0^\circ C$ to $+70^\circ C$ temperature range.

Typical Applications


LM121/LM221/LM321,
LM121A/LM221A/LM321A

4

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage (Notes 1, 2, 3)
 Differential Input Voltage (Notes 2 and 3)
 Input Voltage (Note 3)
 Common-Mode Input Voltage (Note 3)
 Output Voltage (Note 3)
 LM121A
 55°C to +125°C
 75°C to +85°C
 LM221A
 0°C to +70°C
 LM321A
 0°C to +300°C

Electrical Characteristics (Notes 4) LM121A, LM221A, LM321A

PARAMETER	CONDITIONS	LM121A			LM221A			LM321A			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	0.7	0.4	0.4	0.7	0.4	0.4	0.7	0.4	mV	
Input Offset Current	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	0.3	0.5	0.5	0.3	0.5	0.5	0.3	0.5	nA	
Input Bias Current	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	5	10	10	5	10	10	5	10	nA	
Input Resistance	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	50	100	100	50	100	100	50	100	kΩ	
Supply Current	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	mA	
Input Offset Voltage	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	mV	
Input Bias Current	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	15	30	30	15	30	30	15	30	nA	
Input Offset Current	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	0.5	1.0	1.0	0.5	1.0	1.0	0.5	1.0	nA	
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	R _{SET} = 200k R _{SET} = 10k	5	5	5	5	5	5	5	5	µV/°C	
Long-Term Stability	V _E = 15V (Note 5) R _{SET} = 10k	0.07	0.2	0.2	0.07	0.2	0.2	0.07	0.2	µV/C	
Supply Current	V _E = 15V (Note 5) R _{SET} = 10k	3	3	3	3	3	3	3	3	µV/C	
Input Voltage Range	V _E = 15V (Note 5) R _{SET} = 10k	1	2.5	2.5	1	2.5	2.5	1	2.5	mA	
Common-Mode Rejection	R _{SET} = 10k	113	113	113	113	113	113	113	113	dB	
Supply Voltage Rejection	R _{SET} = 10k	140	140	140	140	140	140	140	140	dB	
Line Regulation	R _{SET} = 10k	120	120	120	120	120	120	120	120	dB	
Load Regulation	R _{SET} = 10k	114	114	114	114	114	114	114	114	dB	
Line Regulation	T _A = 25°C R _{SET} = 10k	16	20	20	16	20	20	16	20	µV/V	
Line Regulation	R _{SET} = 10k R _L = 30k	16	20	20	16	20	20	16	20	µV/V	

Note 1: The maximum input voltage for the LM121A is 150V, for the LM221A is 100V, and for the LM321A is 75V. For operation at other temperatures, observe the thermal characteristics of the device. The maximum input voltage for the LM121A is 150V, for the LM221A is 100V, and for the LM321A is 75V. For operation at other temperatures, observe the thermal characteristics of the device. The maximum input voltage for the LM121A is 150V, for the LM221A is 100V, and for the LM321A is 75V. For operation at other temperatures, observe the thermal characteristics of the device.

Note 2: The output of the circuit will have to be held at 0V until the input is 500V; resistor for over-current protection. Therefore, protect the output.

Note 3: A differential input voltage is present of 1.0 mV above the common-mode input voltage.

Note 4: These specifications apply for V_E = 15V ± 20V and -65°C ≤ T_A ≤ +125°C, unless otherwise specified. With the LM221A, however, all temperature specifications are limited to -25°C ≤ T_A ≤ +85°C, and for the LM321A the specifications apply over a T_A of 0°C to +70°C temperature range.

Note 5: External precision resistor - 0.1% - can be placed from pin 1 and B to 2 to increase positive common-mode range.

Frequency Compensation

UNIVERSAL COMPENSATION

The additional gain of the LM121 preamplifier when used with an operational amplifier usually necessitates additional frequency compensation. When the closed loop gain of the op amp with the LM121 is less than the gain of the LM121 alone, more compensation is needed. The worst case situation is when there is 100% feedback—such as a voltage follower or integrator—and the gain of the LM121 is high. When high closed loop gains are used—for example $A_{CL} = 1000$ —and only an addition gain of 200 is inserted by the LM121, the frequency compensation of the op amp will usually suffice.

The frequency compensation shown here is designed to operate with any unity gain stable op amp. Figure 1 shows the basic configuration of frequency stabilizing network. In operation the output of the LM121 is rendered single ended by a 0.01 μ F bypass capacitor to ground. Overall frequency compensation then is achieved by an integrating capacitor around the op amp.

$$\text{Bandwidth at unity gain} = \frac{12}{2\pi R_{SET} C}$$

$$\text{for 0.5 MHz bandwidth } C = \frac{4}{10^6 R_{SET}}$$

For use with higher frequency op amps such as the LM118B the bandwidth may be increased to about 2 MHz.

If the closed loop gain is greater than unity, "C" may be decreased to:

$$C = \frac{4}{10^6 A_{CL} R_{SET}}$$

Typical Applications

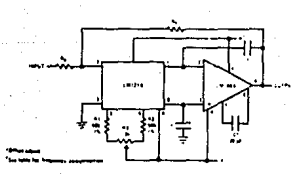


FIGURE 1. Low Drift Op Amp Using the LM121A as a Preamp

ALTERNATE COMPENSATION

The two compensation capacitors can be made equal for improved power supply rejection. In this case the formula for the compensation capacitor is:

$$C = \frac{B}{10^6 A_{CL} R_{SET}}$$

Table I shows typical values for the two compensating capacitors for various gains and operating currents.

CLOSED LOOP GAIN	CURRENT SET RESISTOR				
	120 k Ω	60 k Ω	20 k Ω	12 k Ω	6 k Ω
$A_{CL} = 1$	68	120	210	540	1200
$A_{CL} = 5$	15	27	54	130	270
$A_{CL} = 10$	10	15	27	68	120
$A_{CL} = 50$	1	3	5	15	27
$A_{CL} = 100$	-	-	3	5	10
$A_{CL} = 500$	-	-	-	1	3
$A_{CL} = 1000$	-	-	-	-	-

This table applies for the LM108, LM101A, LM741, LM118. Capacitance is in pF.

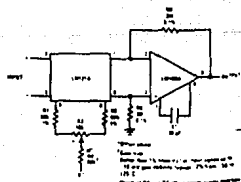
DESIGN EQUATIONS FOR THE LM121 SERIES

$$\text{Gain } A_V = \frac{1.2 \times 10^6}{R_{SET}}$$

Null Pot Value should be 10% of R_{SET}

$$\text{Operating Current} = \frac{2 \times 0.65V}{R_{SET}}$$

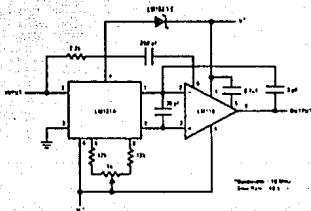
$$\text{Positive Common Mode Limit} = V^+ - \left[0.6 - \frac{0.65V \times 50k}{R_{SET}} \right]$$



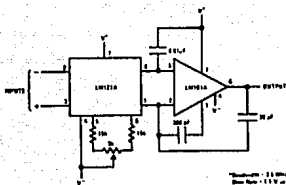
Gain of 1000 Instrumentation Amplifier

Typical Applications (Continued)

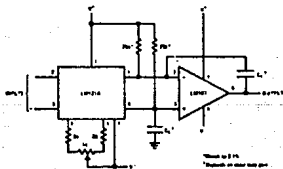
LM121/LM221/LM321,
LM121A/LM221A/LM321A



High Speed* Inverting Amplifier with Low Drift



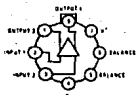
Medium Speed* General Purpose Amplifier



Increased Common Mode Range at High Operating Currents

Connection Diagrams

Metal Can Package

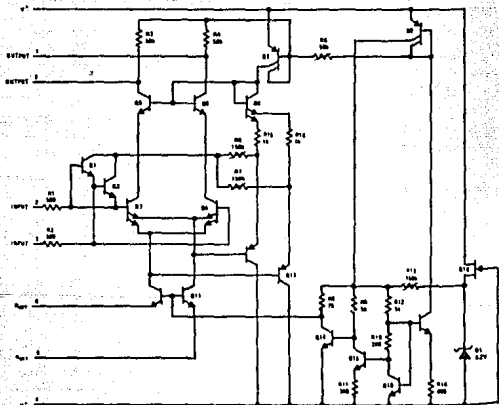


Note: Pin 6 is connected to case
TSP pin 10

Order Number LM121H,
LM221H, LM321H, LM121AH,
LM221AH or LM321AH
See ICE Package Catalog

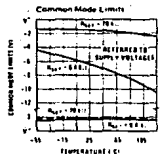
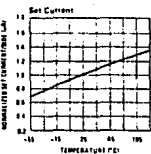
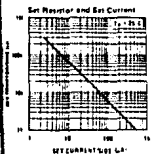
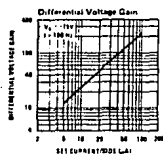
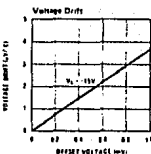
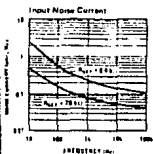
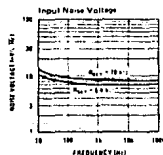
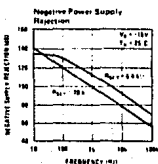
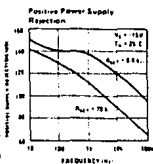
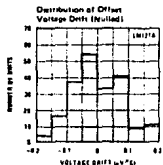
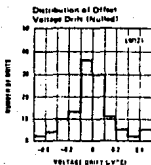
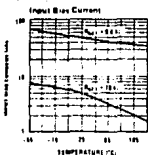
Note: Outputs are inverting from
the input of the same number.

Schematic Diagram*



*This schematic diagram is illustrative and subject to change without notice.

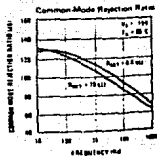
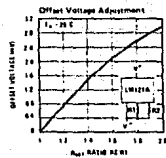
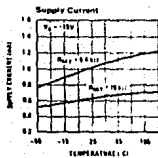
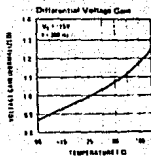
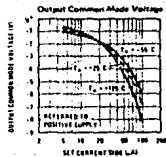
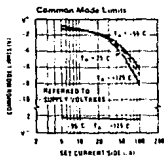
Typical Performance Characteristics



LM121/LM221/LM321
LM121A/LM221A/LM321A

4

Typical Performance Characteristics (Continued)



CONCLUSIONES.

Como el sistema que nosotros deseamos es un producto versátil y de bajo costo, haciendo un sondeo en clínicas de diagnóstico y hablando con médicos especialistas, se llegó a la determinación de hacer estudios de gineco-obstetricia y abdomen en general al ser estos los más requeridos por los pacientes; por lo que el mismo estudio nos fija las características del transductor que es uno de 2.5 MHz en arreglo lineal (por tener un área de estudio mayor).

La idea con que realizamos nuestro diseño es la de un sistema de adquisición ultrasónico en modo-B pulsado, también por ser las imágenes que mayor información aportan a un diagnóstico clínico.

Nuestro diseño debía cumplir con los siguientes compromisos:

- a) Velocidad de adquisición.
- b) Desempeño y manejo eficientes.
- c) Servicio a nivel de componentes.
- d) Costo.

En el primer punto, es necesario emplear componentes de alta velocidad, como es el caso del convertidor "flash" y de nuestro control que es capaz de almacenar palabras de información de imagen a una velocidad de 60 nseg, logrando procesar las imágenes en bloques de 16 Kbytes en tiempos no mayores a 5 mseg listas en la

memoria RAM del sistema de cómputo, lográndose la transferencia prácticamente en tiempo real.

En cuanto al desempeño eficiente, este se logra por ser un sistema de fácil manejo (únicamente cuenta con 8 niveles de potencia seleccionables en modo manual) y todos los procesos de generación y adquisición se realizan de manera transparente al operador.

El tercer punto se refiere al servicio a nivel de componente, queremos decir con esto que los componentes seleccionados existen en este momento en el mercado nacional, evitando de esta manera crear un producto que se encarezca con su servicio.

En nuestro diseño tratando de reducir los bloques del circuito, logramos eliminar algunos de ellos haciendo un muestreo de la señal analógica a muy alta velocidad e hicimos una secuencia que pasamos de 16 líneas a una línea.

Con esto no perdemos información y reducimos el número de componentes hasta en un 40%, así como la complejidad del sistema, logrando una reducción sustancial del costo.

Como ya se menciona en el capítulo 3, requerimos de una computadora personal (PC) que adquiera, manipule y almacene imágenes, para esto, la configuración mínima que se necesita es la

siguiente:

- 1 Microprocesador serie 80286 (AT)
- 1 Mbytes de memoria RAM.
- 1 Disco duro de 80 Mbytes.
- Una tarjeta graficadora VGA.
- 1 Monitor VGA.

De lo anterior concluimos que el equipo es un sistema de propósito general y accesible al usuario.

Para el procesamiento de imágenes, decidimos utilizar el lenguaje "C", debido a su portabilidad y por manejar librerías de funciones adecuadas en la generación de gráficos, aunque fue necesario realizar rutinas especiales en ensamblador para la calidad de resolución que se requiera. También se utilizó el compilador "Clipper" para conformar el medio ambiente y la base de datos del sistema.

En referencia a los archivos de imágenes generados, se eligieron los formatos "TIF" y "PCX" por ser estructuras gráficas estandarizadas teniendo así la certeza de que nuestros archivos de imágenes se podrán manipular en cualquier paquetería especializada a gráficos.

Dentro de uno de los objetivos de la tesis, se agregó al

sistema una opción que puede cambiar la paleta de tonos de grises por una de color para realzar ciertas zonas de interés, aunque es extraño que en el diagnóstico médico se emplee imágenes en color.

Aunque no esta contemplado en los objetivos de la tesis, existe otra opción en el almacenamiento de imágenes que es común dentro del diagnóstico médico; la impresión de placas radiográficas de las cuales existen cámaras de multiformatos comerciales (multispot) que pueden hacer la adquisición de datos a través del puerto serial.

Como último punto para cubrir los objetivos de esta tesis, están las normas de seguridad que protegen tanto al paciente como al operador. Por tratarse de un sistema de diagnóstico, encontramos que el valor máximo permitido de potencia es de 1 W/cm^2 en modo continuo y nuestro sistema usa un transductor que no excede los 250 mW/cm^2 en modo pulsado, lo cual no implica ningún riesgo al paciente. En cuanto al operador, se están manejando bajos voltajes (menores a 20 Volts) protegiéndolo de posibles descargas eléctricas accidentales, se usa la conexión de tierra física.

Como resultado de la investigación y de los estudios realizados en el contenido de nuestra tesis, podemos concluir que este es un proyecto viable de construir, de una aplicación práctica e inmediata y que presenta como innovación el hecho de recuperar imágenes a través de una computadora personal, haciendo posible la

revisión de imágenes en un consultorio médico, en una sala de operaciones o transmitir las imágenes del paciente vía modem a otro lugar con un bajo costo.

BIBLIOGRAFÍA.

Amplificadores Operacionales
F.C. Mueller.
Edit. Mentor Sciences.

Sistemas de imágenes para el diagnóstico médico.
Erich Krestel.
Siemens / Berlin.

Introducción a la Bioingeniería.
Miguel J. García Hernández y Javier Canals Riera.
Edit. Marcombo / Barcelona.

Transformación de información, modulación y ruido.
Mischa Schwartz.
Edit. Mac. Graw Hill. / México.
Libros Técnicos.-

Component Data Catalog 1987.
Intersil, General Electric, U.S.A.

Linear Data Book 2.
National Semiconductor Corporation, California U.S.A.

Linear and Interfaces Integrated Circuits.
Motorola, U.S.A.

Microcontrollers Microprocesors Peripheral and memory.
Data Book 1991 / 1992.
Siemens, Santa Clara U.S.A.

Fundamentals of Ultrasonics
J. Blitz, M. Sc. A. Inst. P.
Edit. London Butter Worths, 1963.

Ultrasonic Bioinstrumentation
Douglas A. Christensen
Edit. John Wiley & Sons

Transducers for Biomedical Measurements
Principles and Applications
Richard S. C. Cobbold
Edit. John Wiley & Sons

Ultrasonic Absorption
A. B. Bhatia
Edit. Dover Publications, Inc. New York

Radiological Imaging
Harrison H. Barrett
William Swindell

Therapie mit Ultraschall
H. G. Knoch, K. Knauth
Edit. Veb G. Fischer
Jena, R.D.A.

Die Ultraschalltherapie
R. Pohlmann
Edit. H. Huber
Berna, Suiza 1951

Practical Image Processing in "C"
Craig A. Lindley
Edit. John Wiley & Sons, Inc.
New York

Microsoft Auick "C" Programming
The Waite Group
Edit. Microsoft Press

Programmer's Guide to the "EGA" & "VGA" Cards
Ferraro
Edit. Addison Wesley

Microsoft "C" Bible
Barkakati, Naba
Edit. Howard W. Sams & Co.

Turbo "C" ++ Bible
Barkakati, Naba
Edit. Howard W. Sams & Co.

