



50  
Zejan  
UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

Diseño de un Equipo de Ultrasonido Controlado  
por Microprocesador para el Desarrollo de  
Sonoplastía en el Tratamiento de las  
Arterias Coronarias

T E S I S  
Que para obtener el Título de  
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA

Area Eléctrica Electrónica

P r e s e n t a  
*Martín Castillo González*



México, D. F.

1995

FALLA DE ORIGEN

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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 esta 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.

DISEÑO DE UN EQUIPO DE ULTRASONIDO CONTROLADO POR  
MICROPROCESADOR PARA EL DESARROLLO DE SONOPLASTIA  
EN EL TRATAMIENTO DE LAS ARTERIAS CORONARIAS

## AGRADECIMIENTOS

Dedicado a mis padres , por brindarme su comprensión, cariño, apoyo moral y económico para hacer de mí un hombre de bien.

A mis hermanos.

A la FACULTAD DE INGENIERIA con gratitud.

Al Dr. Cesar Monteverde por su gran apoyo y ayuda.

Al Ing. Lauro Santiago Cruz por su apoyo brindado.

## INDICE

	<b>pag.</b>
<i>INTRODUCCION</i>	1
<b>CAPITULO 1</b>	
<i>ANATOMIA DE LAS ARTERIAS CORONARIAS</i>	
1.1 Introducción	4
1.2 Anatomía de las arterias coronarias	11
1.3 Aterosclerosis coronaria, estadísticas y patología	20
<b>CAPITULO 2</b>	
<i>CONCEPTOS BASICOS</i>	
2.1 Fundamentos de los microprocesadores	31
2.2 Fundamentos de ultrasonido	41
2.3 Cristales para uso en ultrasonido	51
2.4. Generadores de ultrasonido	58
<b>CAPITULO 3</b>	
<i>DISEÑO DEL EQUIPO DE ULTRASONIDO</i>	
3.1 Diseño del equipo de ultrasonido para sonoplastia	62
El transductor	66
La unidad de control de procesos	70
El módulo de alarma	81
El módulo de visualización	83
El teclado	85
El oscilador	87
La etapa de potencia	95
La fuente de alimentación	101
3.2 Diseño del software	118
3.3 Calibración y pruebas	121

pág.

**CAPITULO 4**

*APLICACION DEL EQUIPO DE ULTRASONIDO*

4.1 Aplicación clínica del equipo de ultrasonido 125

*RESULTADOS Y CONCLUSIONES* 129

**BIBLIOGRAFIA**

**APENDICES:**

A: Glosario de términos.

B: Listado del "software" desarrollado.

C: Diagramas electrónicos.

D: Evaluación de costo.

E: Hojas de datos característicos de los dispositivos electrónicos.

F: Manual de operación del equipo de ultrasonido.

## INTRODUCCION

Durante las décadas recientes, las enfermedades del corazón han alcanzado sorprendente prominencia como graves problemas de salud en todo el mundo. Paradójicamente, estas enfermedades asesinas y causantes de un gran número de inválidos -la aterosclerosis- deben mucha de su importancia a la conquista que ha realizado la medicina sobre las enfermedades infecciosas que en un tiempo llevaron la muerte a una edad temprana. A medida que la vida se alarga, las enfermedades que afligen principalmente a gente anciana, como las del corazón, se vuelven más importantes. También es paradójico que estas enfermedades sean más importantes en las zonas más desarrolladas del mundo. Sabemos del modo que estas enfermedades aniquilan, pero cómo se originan y cómo se curan, sigue siendo uno de los problemas más urgentes con los que se enfrenta la medicina moderna.

---

México es uno de los países que han desarrollado diferentes técnicas para atacar los problemas que presenta la aterosclerosis, como el empleo del balón (que consiste de un catéter con punta en forma de balón), el empleo de rayo láser, entre otras, sin embargo estas técnicas siguen manteniendo altos índices de estenosis (estrechez de cualquier orificio o cavidad del corazón), que sólo consiguen disminuir la obstrucción en las arterias, provocada por la aterosclerosis.

En el hospital Centro Médico Siglo XXI, especialmente en su unidad Coronaria, se han desarrollado investigaciones para técnicas nuevas que se basan en la aplicación de ultrasonido, llamándole a esta nueva técnica **sonoplastía**. Basado en los desarrollos y avances de investigación de esta técnica a nivel médico y debido a la necesidad de contar con un equipo funcional para realizar la sonoplastía, el objetivo del presente trabajo es el diseño y construcción de un equipo de ultrasonido para aplicación de sonoplastía.

Para describir el diseño y construcción del equipo de ultrasonido, se ha estructurado el trabajo de tesis en 5 capítulos. En el primer capítulo se presentan antecedentes médicos para un mejor entendimiento del problema; primero se realiza una descripción de la anatomía y



---

funcionamiento del corazón y de las arterias coronarias, enseguida se presenta la naturaleza y descripción de la enfermedad de aterosclerosis, así como, estadísticas y patología de esta enfermedad. En el siguiente capítulo se presenta los fundamentos de ultrasonido. Como en el diseño de este equipo resalta la operación de un microcontrolador, se expone en este mismo capítulo la teoría fundamental de los microcontroladores. Posteriormente, en el capítulo 3, se presenta en forma detallada el diseño del equipo de ultrasonido, primero desglosando todo el sistema en bloques operativos, que a lo largo del capítulo cada uno de ellos se describe detalladamente, así como su construcción.

En el capítulo 4 se describe la aplicación del equipo desarrollado, para personas que padecen de problemas de aterosclerosis, junto con los resultados obtenidos durante la aplicación de esta técnica en el hospital Centro Médico Siglo XXI.

Finalmente, se proporcionan los resultados y conclusiones obtenidos, la bibliografía consultada y los apéndices en donde se agrupan los aspectos importantes del sistema desarrollado, así como el glosario de términos médicos.

## C A P I T U L O 1

### ANATOMIA DE LAS ARTERIAS CORONARIAS

#### 1.1 INTRODUCCION

Como es sabido, el cuerpo humano está compuesto por el aparato circulatorio, que comprende el sistema vascular sanguíneo y el sistema vascular linfático. El sistema vascular sanguíneo, que distribuye materiales nutritivos, oxígeno y hormonas a distintas partes del cuerpo, y recibe los productos celulares del metabolismo, incluye corazón y una serie de vasos tubulares, arterias, capilares y venas. El corazón, que actúa como una bomba, mantiene la corriente sanguínea en un circuito cerrado, permitiendo así, el transporte de sustancias (nutrientes, productos metabólicos, electrólitos, hormonas) hacia las células de los distintos tejidos y provenientes de las mismas. Las arterias, que al ramificarse aumentan notablemente de número y disminuyen de calibre, llevan sangre del corazón al lecho capilar. Los capilares, donde se efectúa el intercambio de elementos entre la sangre y otros tejidos, forman una trama de tubitos anastomóticos. Las venas devuelven

---

la sangre de los capilares al corazón.

El corazón es un órgano muscular formado por dos mitades el corazón derecho y el corazón izquierdo. Cada mitad tiene dos partes, un depósito en el cual se reúne la sangre procedente de las venas, y una bomba que manda la sangre hacia una arteria. El reservorio en cada caso se llama aurícula, la bomba se llama ventrículo. Por lo tanto, el corazón, como órgano, está formado por la mitad izquierda, con aurícula y ventrículo izquierdo, y la mitad derecha, con aurícula y ventrículo derechos.

El corazón trabaja como si se tratara de dos bombas hidráulicas conectadas en serie. La naturaleza unidireccional del sistema se manifiesta claramente en las cuatro válvulas cardíacas (las auriculoventriculares y las arteriales).

Además, es posible considerar al corazón como un generador periódico, eyectando pulsos de sangre ( volúmen sistólico, en ml/latido ) que, en promedio, mantiene un caudal constante (en litros/minuto) a los tejidos. Este caudal (el volúmen - minuto sanguíneo) puede adaptarse a las necesidades del organismo. Sin embargo, la maquinaria cardíaca es muscular y, como tal, se compone de elementos contráctiles. En años recientes, se introdujo el concepto integrado del

---

corazón como sistema músculo-bomba [ Weber y Janicki, 1979 ] según el cual los factores determinantes del acortamiento de las fibras miocárdicas regulan el volumen desplazado de las cámaras cardíacas. Este sistema posee su propio ritmo, impuesto por el marcapaso cardíaco (un oscilador biológico) ubicado en el nódulo senoauricular, también llamado nódulo S-A o nódulo sinusal.

La señal eléctrica generada en esta pequeña zona se propaga por las aurículas, atraviesa también una región pequeña denominada nódulo auriculoventricular (o nódulo A-V), continúa, ya en los ventrículos, siguiendo ciertas fibras especializadas ( sistema de conducción ) por las cuales se propaga con rapidez y, finalmente, se distribuye a toda la masa miocárdica ventricular. Cuando todas las fibras se hallan despolarizadas, ocurre una sucesión compleja de acontecimientos que desencadena la contracción del músculo ( acoplamiento electromecánico ). La culminación del proceso es, precisamente, el desarrollo de una fuerza mecánica.

El volumen eyectado en cada contracción o volumen sistólico  $V_s$  (ml/latido) y la frecuencia  $F_c$  ( latidos/minuto ) funcionando como variables ajustables que, en un determinado intervalo de tiempo, mantienen el caudal promedio (  $Q = V_s F_c$ , en el orden de 5 a 6 litros/minuto para un hombre adulto

---

normal en reposo ). El volúmen ventricular izquierdo medio es de unos 120 a 130 ml, con un volúmen sistólico de 80 ml y 50 ml de volúmen residual ( pues el ventrículo no se vacía al contraerse ). La frecuencia típica de reposo es de 70 latidos/min ( = 1 Hz ) y las presiones máxima y mínima a la entrada de circulación sistémica ( CS ) son, respectivamente, 120 y 80 mmHg. El gradiente de presión en CS es del orden de 100 mmHg y su resistencia total es de 1 mmHg/ml ( unidades R ). En cambio, en circulación pulmonar (CP), el gradiente es de 10 mmHg con una resistencia hidráulica de 0.1 unidades R. Estos valores dan una idea cuantitativa del generador cardíaco y de las cargas que el mismo debe soportar.

Algunos aspectos anatómicos y funcionales característicos de los vasos son muy importantes para comprender las enfermedades que los afectan. Fundándose en su calibre y en algunos caracteres histológicos, las arterias pueden dividirse en tres grupos, a saber: 1) arterias de grueso calibre o elásticas, que incluyen la aorta; 2) arterias de mediano calibre o musculares, también llamadas arterias distribuidoras, y 3) arterias de pequeño calibre ( por lo regular con diámetro menor de 2 mm ).

Aunque los vasos son afectados secundariamente por lesiones en los tejidos adyacentes, nos referiremos de manera

---

principal a las enfermedades vasculares primarias. En términos generales, todas las formas de lesión vascular son importantes porque pueden producir lo siguiente: 1) debilitar la pared vascular y conducir a dilatación o rotura, 2) disminuir la luz de los vasos y originar isquemia, o 3) lesionar el revestimiento endotelial y desencadenar trombosis intravascular.

Las principales enfermedades vasculares primarias afectan las arterias, la más extendida y clínicamente importante es la arteriosclerosis, con los años, la sufren casi todos los sujetos en mayor o menor grado.

Arteriosclerosis significa literalmente endurecimiento de las arterias, pero con más exactitud denota un grupo de estados patológicos que tienen en común engrosamiento y pérdida de la elasticidad de la pared arterial. Dentro de la denominación de arteriosclerosis se incluyen tres variantes morfológicas características: aterosclerosis, caracterizada por la formación de ateromas (depósitos lípidos focales en la túnica íntima); esclerosis calcificada de la túnica media, caracterizada por calcificación de la túnica media de las arterias musculares, y arteriosclerosis, que se caracteriza por engrosamiento proliferativo fibromuscular o endotelial de las paredes de arterias de pequeño calibre y arteriolas.

---

Entre las causas de muerte en el mundo occidental la aterosclerosis ocupa indiscutiblemente el primer lugar. De distribución mundial, en sociedades económicamente desarrolladas ha ascendido constantemente en frecuencia hasta alcanzar proporciones epidémicas alarmantes. El ataque vascular en su evolución permanece sumergido silenciosamente cierto tiempo, para salir a la superficie sólo cuando ha llegado al periodo de producir insuficiencia arterial. Aunque puede ser afectada cualquier arteria, los blancos principales son la aorta y los sistemas coronario y cerebral, de modo que los infartos miocárdicos ( ataque cardíaco ) y los infartos cerebrales ( apoplejía ) son las dos consecuencias mayores de esta enfermedad. Corresponden a los infartos miocárdicos exclusivamente 20 por 100 de las muertes en Estados Unidos de Norteamérica, y casi todos ellos son atribuibles por completo a la aterosclerosis.

La aterosclerosis es causa de la inmensa mayoría de los casos de oclusión arterial por trombo in situ. Salta a la vista la importancia de esta etiología que corresponden a la arteriopatía coronaria y a la apoplejía, primera y segunda causas de muerte cardiovascular respectivamente, casi un millón de muertes por año en Estados Unidos.

La formación de trombos es también frecuente en otras

---

partes de la circulación arterial periférica y en la aorta propiamente dicha. Tales trombos in situ suelen ocurrir a nivel de las bifurcaciones principales de la aorta, o de sus ramas , o en dirección inmediatamente proximal a las mismas.

La formación del trombo arterial se debe a un coágulo formado por la aglomeración de plaquetas fijándose a la pared del vaso sanguíneo, obstruyendo así al flujo sanguíneo en las arterias coronarias, o en la circulación periférica, provocando infarto al miocárdio, invalidez en las extremidades inferiores, etc.

Para solucionar la obstrucción de los vasos sanguíneos existe tecnología actualmente utilizada para poder abrir las arterias y vasos sanguíneos afectados por la formación de trombos o por el endurecimiento de las mismas. Una de las técnicas más empleada es la inserción de un catéter a través de la vena femoral, este catéter cuenta con un balón en la punta, el cual se infla desde el otro extremo, siendo desde aquí manipulado por el cardiólogo. La punta del catéter se hace llegar hasta el lugar donde se encuentra el vaso sanguíneo que se encuentra endurecido, exactamente en la superficie afectada se coloca el balón y se infla en ese momento provocando dilatación en las paredes de ese vaso sanguíneo, pero este procedimiento tiene sus inconvenientes



porque provoca pequeñas lesiones en las superficie de la arteria. El desarrollo de todo el proceso es plenamente mecánico.

Otra de las técnicas utilizadas por los cardiólogos es la aplicación de láser para destapar la obstrucción de las arterias provocadas por la formación de los trombos, el objetivo de esta técnica es destruir el coágulo formado hasta eliminarlo completamente y dejar libre el paso al flujo sanguíneo , el problema de este procedimiento es que no se tiene control preciso en la emisión del láser, ya que en muchas de las ocasiones que el trombo ya ha sido destruido se sigue emitiendo al láser provocando lesiones en las paredes de los vasos sanguíneos pudiendo llegar hasta atravesar completamente a la arteria.

## 1.2 ANATOMIA DE LAS ARTERIAS CORONARIAS

En todo país donde hay división de trabajo, suelen producirse las materias primas en un lugar, los bienes manufacturados en otro, y así sucesivamente. Si todos los habitantes han de recibir parte de una gran variedad de productos originados en zonas diversas, tiene que haber un sistema eficaz de transporte. Este en la mayor parte de países se efectúa por medio del ferrocarril, camiones, aeroplanos,

barcos y conducciones. El sistema de transporte que sirve a células especializadas en todas partes del cuerpo, y les permite intercambiar sus productos con los de células lejanas, está formado por el equivalente de las llamadas líneas de conducción.

Los conductos de este sistema están dispuestos en forma de circuito, en el cual circula la sangre de una a otra parte del cuerpo. La circulación la sostiene la acción de bomba del corazón. Así, el oxígeno que la sangre toma en los pulmones va a parar, precisamente a las células de todo el cuerpo.

El alimento tomado en el intestino es transportado a todas partes. Los productos de desecho formados por los residentes celulares del cuerpo también se vacían en la sangre circulante, y son eliminados de la misma en algunos órganos, principalmente el riñón. El sistema circulatorio, por lo tanto, constituye el medio de transporte para las células diversamente especializadas que constituyen la población celular del cuerpo.

Todas las células tienen acceso al mismo, especialmente por vía del líquido tisular. Todas captan productos de la sangre y le mandan otros. Si este sistema falla en una parte del cuerpo, entonces dicha parte pronto muere.

---

La aurícula derecha, que recibe la sangre de las venas provenientes de todas partes del cuerpo, excepto de los pulmones, se vacía en el ventrículo derecho. Este último impulsa la sangre hacia las arterias pulmonares y los pulmones donde se libera el bióxido de carbono (que pasa al aire de los pulmones) y se absorbe oxígeno procedente de ellos. La sangre así renovada sigue por las venas pulmonares hacia la aurícula izquierda del corazón, y de ahí al ventrículo izquierdo, que la impulsa hacia la aorta. La aorta y sus ramas la llevan a todo el cuerpo. Por lo tanto, hay dos sistemas circulatorios, el pulmonar y el de la gran circulación. La sangre es impulsada a través del sistema pulmonar por el ventrículo derecho, y a la gran circulación por el ventrículo izquierdo.

Cada ventrículo tiene algunas características de saco. Pero el ventrículo tiene paredes gruesas, constituidas por músculos cardiacos. En segundo lugar, el extremo de cada saco está cerrado herméticamente, solamente con dos aberturas; una de ellas lo une a la aurícula correspondiente, en la cual se acumula la sangre, está cerrada por una válvula de ingreso. La otra abertura va a parar a la arteria; en el caso del ventrículo derecho, la arteria es la pulmonar, y en el caso del ventrículo izquierdo es la aorta. La conexión entre el ventrículo y la arteria en cada caso está guardada por la válvula de salida. Las válvulas son más o menos del tipo de

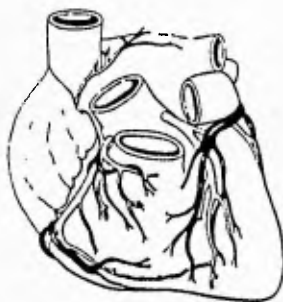
---

colgajo pasivo; que se abran o se cierren dependerá de las presiones relativas a cada lado de las mismas.

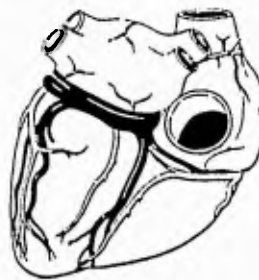
Cuando el ventrículo está lleno de sangre la pared muscular se contrae, lo cual exprime la sangre a través de la válvula de salida hacia la arteria que sale de dicho ventrículo. Cuando el ventrículo acaba de contraerse y empieza a relajarse, la válvula de salida se cierra, porque la presión en la parte arterial ahora es mayor que en el ventrículo. La aurícula a cada lado también tiene en su pared músculo cardíaco; la contracción de este músculo junto con el hecho de que el ventrículo se está relajando, hace que la presión en la aurícula sea mayor que en el ventrículo, de manera que se abre la válvula de ingreso y la sangre que se acumula en la aurícula es exprimida hacia el ventrículo. Este luego vuelve a contraerse; eso cierra la válvula de entrada y abre la válvula de salida y la sangre, una vez más, es impulsada hacia el lado arterial de cada circulación.

El aporte de sangre arterial al corazón procede de dos arterias coronarias (figura 1.1), izquierda y derecha, que nacen de los senos de Valsalva. La arteria coronaria izquierda se divide a 2 cm de su orificio de origen, en dos ramas principales, la descendente anterior y la circunfleja izquierda. La arteria descendente anterior, como su nombre lo

indica, desciende en el surco interventricular anterior, rodea el vértice y asciende en una corta distancia por el surco interventricular posterior. Las ramas más importantes de este vaso se distribuyen en el ventrículo izquierdo. Las ramas ventriculares derechas, más pequeñas, cruzan el surco interventricular y riegan una banda estrecha de músculo anastomosándose después con ramas de la arteria coronaria derecha. Durante todo su trayecto en el surco anterior, la arteria descendente anterior emite ramas septales desde la parte inferior del vaso, destinadas a los 2 tercios anteriores del tabique interventricular. En ocasiones, nace una rama para el tabique de la arteria coronaria izquierda principal.



ANTERIOR



POSTERIOR

Fig. 1.1 Arterias y venas superficiales (extramurales) del corazón (las venas se muestran en color negro, mientras que las arterias en blanco).

---

La arteria circunfleja discurre por la base del ventrículo izquierdo y pasa hacia atrás para terminar en la superficie posterior de dicho ventrículo. Este vaso suministra sangre a porciones de las paredes anterior y posterior del ventrículo izquierdo, aurícula izquierda, y, en el 40 % de los corazones, al nódulo sinusal.

La arteria coronaria derecha pasa por debajo del apéndice auricular derecho para llegar al surco auriculoventricular y en él progresa hasta alcanzar el surco interventricular posterior, donde finalmente termina en ramas que riegan las porciones posteriores de ambos ventrículos y la pared septal. Además, la arteria coronaria derecha, emite durante su trayecto un promedio de tres ramas auriculares, una de ellas destinada al nódulo sinusal en 60 % de los corazones.

En el 50 % de los casos, una rama del cono brinda riego sanguíneo al ventrículo derecho, y en el restante 50 % la arteria del cono nace de un orificio aórtico separado. En esta última circunstancia, este vaso puede adquirir gran importancia como fuente del flujo sanguíneo a los lechos vasculares distales a estrecheces u oclusiones de las arterias coronarias principales. Por último, el aporte sanguíneo para el nódulo aurioventricular y el haz y las partes proximales de las ramas derecha e izquierda del haz depende de la arteria

---

coronaria derecha en el 90 % de los corazones.

Las ramas principales de las arterias coronarias se distribuyen sobre la superficie externa de los ventrículos, descienden en la dirección del vértice y a medida que lo hacen emiten ramas miocárdicas que penetran directamente en las paredes ventriculares. En el vértice o cerca del mismo, donde los haces musculares superficiales se entrelazan y penetran para formar los músculos espirales, las ramas terminales de las arterias los acompañan y riegan las capas internas de los ventrículos y los músculos papilares.

Los corazones humanos muestran gran número de variaciones en los tipos de distribución de sus arterias. Sin embargo, cabe describir tres patrones principales: circulaciones coronarias predominante derecha, predominante izquierda y balanceada. Existe cierto grado de superposición en cada uno de estos tres patrones, pero la variable fundamental es una relación recíproca entre la longitud y diámetro de la arteria circunfleja izquierda y de la coronaria derecha. Según los estudios antes citados, en la mitad aproximadamente de todos los corazones se observa predominio de la arteria coronaria derecha, en una tercera parte la circulación es balanceada, es decir, cada ventrículo recibe su aporte sanguíneo de su arteria correspondiente, y en los restantes, la sexta parte,

existe predominio de la arteria coronaria izquierda.

En el tipo balanceado de circulación coronaria, la arteria coronaria derecha riega la mayor parte de la pared anterior del ventrículo derecho, así como toda su pared posterior, el tercio posterior del tabique ventricular y una porción de la pared posterior del ventrículo izquierdo; la arteria coronaria izquierda suministra sangre a la pared anterior del ventrículo izquierdo, parte de la pared anterior del ventrículo derecho, y a los dos tercios anteriores del tabique. En el tipo dominante izquierdo, la arteria coronaria izquierda riega el tabique en su totalidad y parte de la pared posterior del ventrículo derecho. En el tipo dominante derecho, corre a cargo de la coronaria derecha del riego total de la pared posterior del ventrículo izquierdo.

Las paredes de las arterias se describen como formadas de tres capas o tunicas, que nunca son tan netamente delineadas como puede sugerir la descripción que damos a continuación: 1) la capa íntima (la más interna); 2) la media, y 3) la adventicia (la más externa). El espesor relativo y el tipo de tejido en cada una de estas capas varían según que el vaso sea una arteria elástica, una muscular o una arteriola.

Como la trombosis es una causa importante de invalidez y muerte, las arterias coronarias que riegan la musculatura



cardiaca merecen particular atención. Las arterias coronarias son de tipo muscular, pero difieren algo del tipo usual de arteria muscular. De ordinario, el endotelio de una arteria muscular está aplicado directamente a la lámina elástica interna, como se puede apreciar en la figura 1.2. Esto es cierto para las arteriolas y arterias menores, pero no lo es para algunas partes de las arterias coronarias del recién nacido.

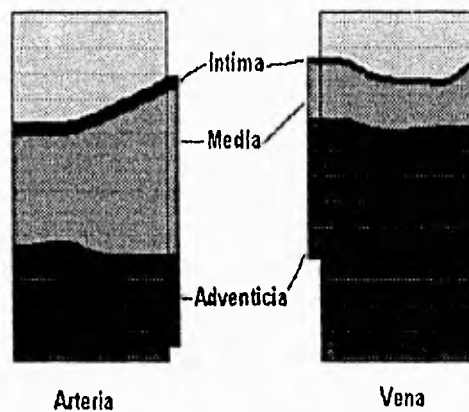


Fig. 1.2 Izquierda, Microfotografía (mediano aumento) de un corte transversal de pared de arteria de distribución. Derecha, Microfotografía (igual aumento) de un corte transversal de pared de una de sus dos venas satélites.

### 1.3 ATEROSCLEROSIS CORONARIA, ESTADISTICA Y PATOLOGIA

En los Estados Unidos la ateromatosis es la enfermedad mortal número 1, con alrededor de un millón de vidas cada año. Este asesino, que se introduce lentamente, es una enfermedad de las arterias que con la edad se hace cada vez más grave. Las arterias atacadas por la ateromatosis se van estrechando y endureciendo gradualmente, a medida que los depósitos de grasa que van acumulando poco a poco dentro de las paredes elásticas de la arteria.

Después de ocurrir esto durante algún tiempo, el flujo de sangre se constriñe. En estas circunstancias hay peligro de formación de coágulos. Los coágulos sanguíneos en las arterias ateromatósicas son causa de la mayoría de los ataques de corazón y de apoplejías.

El corazón, que se muestra en sección en la figura 1.3, es el principal blanco de la ateromatosis y la arteria más frecuentemente afectada por la enfermedad es la arteria coronaria izquierda, que aparece en la figura. En esta figura se observa que la arteria ha sido estrechada en gran medida; un coágulo detenido en la coronaria estenosada, corta el flujo vital de sangre necesaria para alimentar los músculos del ventrículo, los cuales, a su vez, impulsan la sangre a través de la aorta al resto del organismo.

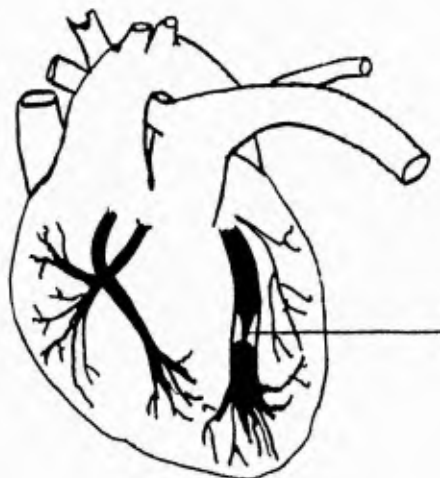


Fig. 1.3 Arteria coronaria estenosada.

En la figura 1.4.(a) se muestra una arteria sana abierta y flexible, una arteria normal puede dilatarse y contraerse en respuesta a la cantidad y ritmo del flujo sanguíneo pulsante. Cuando los depósitos de grasa empiezan a acumularse en la capa interna, la arteria se estrecha y pierde su elasticidad necesaria, figura 1.4.(b). Los depósitos engrosados constriñen la arteria formando una vía peligrosamente estrecha. Cercada por paredes rígidas, la sangre tiende al coágulo. La formación de grasa es proceso progresivo, y problema agudo sólo en personas de mediana edad o en ancianos, fig. 1.4.(b).

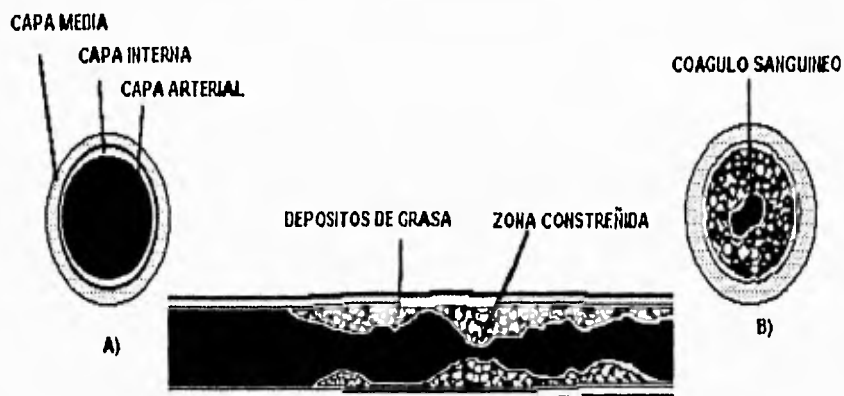


Fig. 1.4 a) Una arteria sana, b) una arteria ateromatosa.

En la figura 1.5 se muestran las principales zonas ateromatósicas, se muestran las cuatro zonas vitales del sistema circulatorio en que la ateromatosis origina la lesión más grave. Son zonas vitales porque el cerebro, corazón, riñones y piernas se nutren cada una, por una arteria principal y carecen de otras fuentes de riego.

El desarrollo de la ateromatosis depende de muchos factores vinculados entre sí, (figura 1.6). De acuerdo a estudios estadísticos los hombres son más susceptibles que las mujeres, pero esto varía con la edad. El porcentaje de ateromatosis de los hombres entre 35 y 39 años es 47 % mayor que el de las mujeres. Entre 80 y 84, el del varón es sólo de 34%.

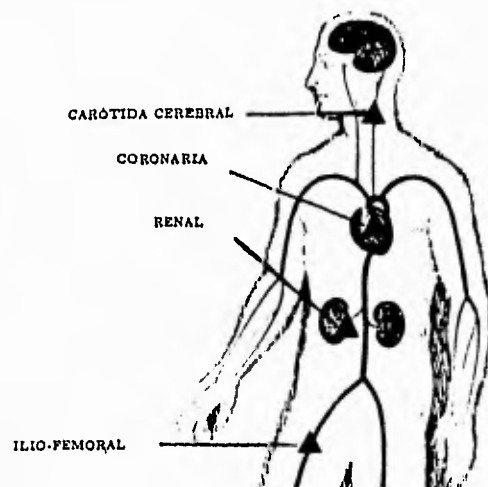


Fig. 1.5 Principales zonas ateromatosicas

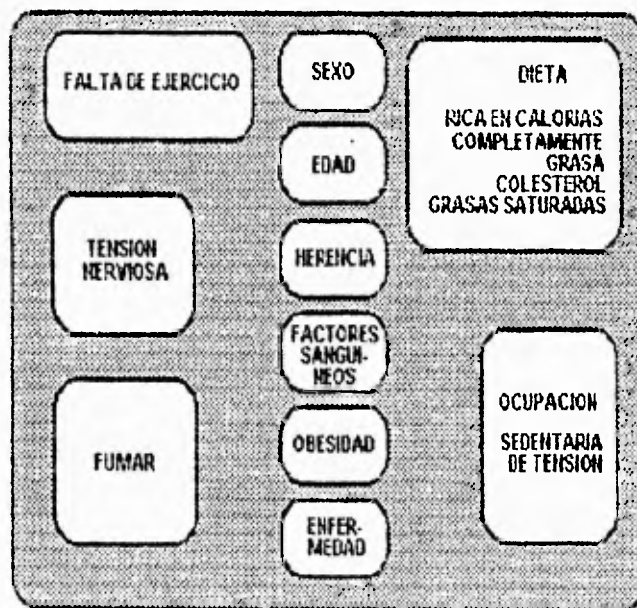


Fig. 1.6 Puntos peligrosos afectados.

En la siguiente tabla se señala dramáticamente la gran mortalidad a causa de la aterosclerosis, entre las personas de edad madura y más avanzada. Cada cifra de la tabla representa 10 000 personas. En 1968 fue causa de más del 45 % de la mortalidad total en E.U.

La aterosclerosis es enfermedad lenta y progresiva que comienza casi al nacer y se caracteriza por la formación de número cada vez mayor de ateromas en aorta y arterias de calibre mediano y grueso.

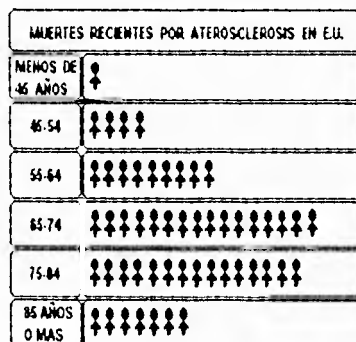


Fig. 1.7 Una amenaza para el anciano.

La lesión básica, el ateroma, consiste en una placa fibroadiposa focal elevada dentro de la túnica íntima, que tiene un centro de lípidos (principalmente colesterol, por lo regular en complejo con proteínas y ésteres de colesterol) y una cubierta fibrosa de revestimiento. Estos ateromas en

---

etapa inicial están distribuidos escasamente, pero, al avanzar la enfermedad, se tornan más y más numerosos y a veces cubren prácticamente toda la superficie íntima de las arterias con ataque grave. Al aumentar de tamaño las placas por acumulación de lípidos y por cicatriz fibrosa, invaden progresivamente el interior de la arteria y también la túnica media subyacente. En consecuencia, los ateromas dificultan el riego sanguíneo y debilitan las arterias afectadas, lo cual posiblemente origine aneurismas. Muchos ateromas experimentan diversas complicaciones, por ejemplo: 1) calcificación, 2) hemorragias internas, 3) úlceras por la superficie endotelial con expulsión de restos embólicos hacia la corriente circulatoria y 4) formación suprayacente de trombo en la superficie de la placa (por lo regular ulcerada). En el progreso de esta enfermedad vascular, quizá no se produzcan síntomas durante 20, 40, o más años y, a menos que las lesiones desencadenen manifestaciones clínicas por virtud de daño de órganos, pueden permanecer ignoradas hasta la necropsia. Cuando la aterosclerosis no ha producido esta lesión de órganos, puede identificarse durante la vida únicamente, por radioangiografía o, en algunos casos, al advertir depósitos de calcio en los ateromas avanzados.

Los datos epidemiológicos y de frecuencia merecen atención especial porque la distribución y la gravedad

---

variables de la enfermedad entre individuos y grupos brindan orientaciones importantes acerca de la patogenia. Los datos epidemiológicos se expresan principalmente en términos de número de muertes causadas por cardiopatía coronaria, pues las lesiones arteriales son casi imposibles de descubrir hasta que provocan fenómenos ateroscleróticos ( morbilidad o mortalidad relacionadas con la presencia de aterosclerosis). En 1937, en Estados Unidos de Norteamérica, ocurrieron en total 1 450 427 muertes, y sólo 204 570 (14 %) fueron causadas por enfermedades cardiovasculares. En 1967, ocurrieron 1 851 323 muertes en total, y entre ellas 1 002 111 (54 %) fueron causadas por enfermedad cardiovascular (casi siempre relacionada con aterosclerosis ). El gran aumento del problema en el lapso de 30 años justifica la palabra epidémica. En 1967 la mortalidad por cardiopatía coronaria (casi por completo aterosclerótica) en Estados Unidos de Norteamérica fue aproximadamente de 350. En cambio, estuvo alrededor de 150 en Suecia, Italia y Suiza. Solo Finlandia tuvo mayor índice de mortalidad que Estados Unidos de Norteamérica ( Organización Mundial de la Salud, 1970).

Los datos comparados se tornan aún más notables cuando se consideran grupos específicos de edad. En Dinamarca, Noruega y Suecia, la mortalidad para varones menores de 55 años de edad es menor de la mitad que para el mismo grupo de edad en



---

Estados Unidos de Norteamérica. Para varones entre los 35 y los 64 años de edad, la mortalidad en Japón es de 64 en comparación con 400 en Estados Unidos de Norteamérica.

Rigen la gravedad de la aterosclerosis en el individuo edad, sexo y antecedentes familiares, al igual que un grupo de los llamados factores de riesgo, esto es: ingreso alimentario y concentración sérica de lípidos, obesidad, hipertensión, tabaquismo, estructura de la personalidad, enfermedad metabólica subyacente y ejercicio físico.

El ingreso de grasas no saturadas, las cifras altas de colesterol en la dieta, la hiperlipoproteinemia se han relacionado con la gravedad de la aterosclerosis y con la frecuencia de cardiopatía coronaria. La hipertensión es factor mayor de riesgo, cuanto más alta sea la presión arterial, tanto mayor será el peligro.

La personalidad agresiva y orientada hacia realizaciones de la vida llena de tensiones se acompañan de aumento del peligro de cardiopatía coronaria y de predisposición a la aterosclerosis. Es patente que estos factores son más frecuentes en la vida urbana y en las naciones industrializadas. Cabe suponer que todos los sujetos sedentarios son más susceptibles a muerte repentina por ataque cardíaco que los hombres físicamente activos.

---

La patogenia de esta enfermedad se comprende mejor si se tienen conocimientos acerca de la morfología. Las arterias más comúnmente atacadas son coronarias y cerebrales y aorta con sus ramas principales, esto es, tronco arterial braquiocefálico, carótidas primitivas e ilíacas primitivas. Sin embargo, cualquier arteria de calibre grande o mediano, y a veces incluso arterias menores, puede experimentar ataque. En el corte mostrado en la figura 1.8. se advierte acumulación central de material grasoso, granular y blando; el endotelio suprayacente está intacto.

Al desarrollarse más los ateromas fibroadiposos en el progreso de la aterosclerosis grave, experimentan diversas alteraciones que producen lo que se llaman lesiones complicadas: 1) la hemorragia en un ateroma puede causar formación globosa repentina de la placa; 2) pueden aparecer grietas o hendiduras en el recubrimiento endotelial pero, más a menudo, el ateroma se ulcera y se desprende gran parte del revestimiento endotelial; 3) los ateromas ulcerados pueden expulsar sus restos en la corriente circulatoria y producir microémbolos ( émbolos de colesterol ); 4) la trombosis sobre añadida, la complicación más temible puede ocurrir sobre lesiones agrietadas y más a menudo ulceradas; 5) casi siempre en la enfermedad avanzada los ateromas experimentan calcificación irregular o masiva. En la enfermedad



Fig.1. 8 a) Aterosclerosis; periodo temprano con placas ampliamente esparcidas y apenas elevadas en la túnica íntima. b) Aterosclerosis; lesiones más extensas, con deformación de la superficie endotelial.

ateroesclerótica grave, las arterias de pequeño calibre se convierten prácticamente en boquillas de pipa y la aorta puede adquirir fragilidad de cáscara de huevo.

Cuando la aterosclerosis es florida, los trombos pueden fusionarse y formar masas extensas de muchos centímetros de longitud. Sin embargo, la corriente sanguínea de movimiento rápido en el centro de la aorta suele impedir la oclusión completa de este vaso. En arterias de calibre más pequeño, particularmente las de corazón y cerebro, la trombosis casi siempre es oclusiva y puede ser el fenómeno último que cause

infarto miocárdico y apoplejía, respectivamente.

La aterosclerosis es un proceso complejo que puede considerarse como interacción dinámica entre lo siguiente: a) las propiedades estructurales y metabólicas de la pared arterial, b) los componentes de la sangre y c) las fuerzas hemodinámicas.

Las manifestaciones clínicas de la aterosclerosis son tan variadas como los vasos que ataca, y como el carácter y extensión del cambio ateromatoso. Las lesiones no causan por sí mismas síntomas ni signos. Originan enfermedad clínica por los siguientes motivos: 1) estrechamiento de la luz vascular que causa isquemia; 2) oclusión brusca de los vasos por trombosis o hemorragia agregadas en el ateroma, lo cual produce infarto manifiesto; 3) brindan un sitio para la formación de trombos y de embolias, y 4) debilitan la pared vascular, seguido posiblemente de formación de aneurisma o rotura. Aunque teóricamente cualquier órgano o tejido del cuerpo puede participar la aterosclerosis sintomática suele localizarse en corazón, cerebro, riñón, extremidades inferiores e intestino delgado.

## C A P I T U L O    2

### CONCEPTOS BASICOS

#### 2.1 FUNDAMENTOS DE LOS MICROPROCESADORES

Aunque los microprocesadores aparecieron no hace mucho tiempo, se están imponiendo con inusitada fuerza tendiendo a revolucionar al mundo de la electrónica.

En efecto, los microprocesadores están abriendo nuevos caminos y facilitando el diseño de sistemas complejos, ofreciendo una gran flexibilidad y posibilitando la introducción de nuevas opciones en los sistemas ya construidos.

Entre las muchas ventajas que proporcionan estos dispositivos, tenemos, la reducción de costos en innumerables aplicaciones. La reducción del cableado y minimización del circuito supone una mayor fiabilidad, menor consumo de potencia y por último una gran facilidad para el diagnóstico de averías, reparación y mantenimiento de los equipos.

---

Los dispositivos con microprocesador están siendo utilizados en numerosas y muy variadas aplicaciones, cubriendo un amplio espectro que abarca desde las comunicaciones a la industria, los productos de consumo, la instrumentación y los ordenadores. Dentro de esta gama de aplicaciones se pueden citar sistemas tan variados como el control de procesos, control numérico, terminales inteligentes, sistemas de venta, juegos electrónicos, instrumentos autocalibradores, equipos biomédicos, aplicaciones militares, control de vehículos, proceso de datos, electrodomésticos, etc.

La forma más elemental de definir a un microprocesador es como un circuito integrado capaz de ejecutar un programa y controlar las unidades necesarias para dicha ejecución. Parte del control y procesamiento de una pequeña computadora que puede construirse con circuitería LSI MOS (alta escala de integración-semiconductor de óxido metálico), por lo general en un circuito integrado (chip). Maneja datos tanto aritméticos como lógicos, en forma de bits paralelos (un byte o palabra de computadora a la vez bajo control de un programa), consume poca energía y cuesta menos que los procesadores de minicomputadora. Es como una Computadora contenida en un sólo chip, que funciona como procesador central para ejecutar instrucciones, que tiene memoria volátil para almacenar datos, que tiene una interfaz de

entrada/salida a través de la cual se transmiten datos e instrucciones.

El microprocesador es un control programable, que utiliza memoria y puertos de E/S externos para realizar su función, como se muestra en la figura 2.1.

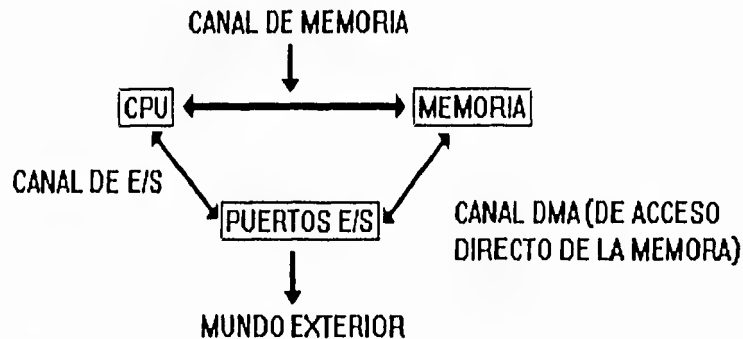


Fig. 2.1. Canales de comunicación.

Cada microprocesador puede direccionar una cierta cantidad de memoria, que depende del número de líneas de dirección que tenga el bus de datos.

La cantidad de puertos que maneja un microprocesador, generalmente es mucho menor que el número de direcciones en memoria.

Existen otros dispositivos llamados microcontroladores que son microprocesadores que incluyen la Unidad Central de

Proceso (CPU), memoria RAM y ROM, puertos de entrada/salida y los decodificadores de memoria y puertos, reduciendo con esto la decodificación de el control de puertos y memoria con dispositivos externos, convertidores A/D, puertos de comunicación serial, etc.

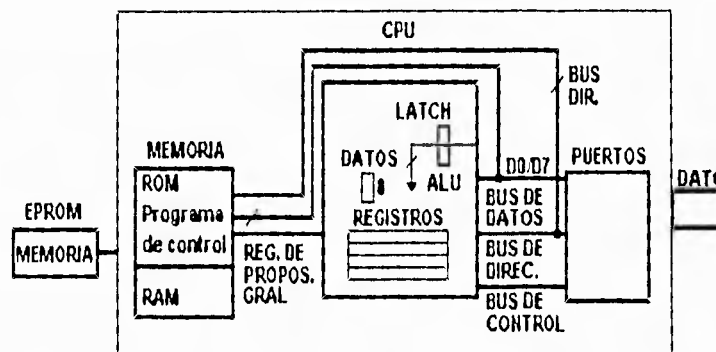


Fig. 2.2. Organización interna del microcontrolador.

El CPU contiene registros internos (pequeñas memorias) que sirven tanto para controlar internamente al CPU, para guardar temporalmente la información, realizar cálculos aritméticos y lógicos.

El tamaño de palabra del registro depende del tamaño del bus de datos internos del CPU. Las longitudes de palabra más comunes de los microprocesadores actuales son 8 y 16 bits, aunque también existen algunos que trabajan con palabras



---

de 4 ó 32 bits. Cuanto más largas son las palabras tratadas, mayor será la precisión de cálculo del microprocesador y su capacidad de direccionamiento. Por lo tanto, si hablamos de un microprocesador de 8 bits, el bus de datos interno será de 8 bits, también si la ALU realiza operaciones de 8 bits sabremos que el microprocesador es de 8 bits.

El microprocesador cuenta con registros especiales, tales como un acumulador en la Unidad Aritmético-Lógica, aunque existen microprocesadores que incluyen dos acumuladores, con lo que se amplía su potencia y velocidad de operación.

Asimismo, existen dos tendencias en cuanto al resto de los registros internos: una consiste en utilizar parte de la memoria RAM como registros propios del microprocesador, la otra opta por incluir varios registros de trabajo dentro del propio microprocesador.

El microprocesador contiene un conjunto de instrucciones (set de instrucciones) que indican las operaciones que puede realizar el microprocesador. Se clasifican en 3 categorías:

1. Transferencia de datos. Puede ser entre memoria y CPU ó entre CPU y puertos.
2. Operaciones aritméticas y lógicas.
3. Transferencia de control-saltos.

---

Para que el microprocesador pueda ejecutar completamente una instrucción invierte cierto tiempo, al cual se le llama ciclo de instrucción, quien determina la velocidad de ejecución del microprocesador.

Otra característica de los microprocesadores es la capacidad de interrupción, es decir que la ejecución de un programa puede ser interrumpida en algunas circunstancias. Mediante estas interrupciones se pueden establecer las comunicaciones necesarias, tanto con el usuario como con otras unidades del microordenador, sin que ello afecte a la correcta ejecución del programa en curso.

Una interrupción en un microprocesador puede ser generada por hardware (circuitos electrónicos y dispositivos electromecánicos que constituyen el sistema) o por software (programas y rutinas, instrucciones secuenciales).

La forma de trabajar un microprocesador es directamente en lenguaje de máquina, no obstante, si disponemos del correspondiente traductor, podemos utilizar determinados lenguajes de programación más evolucionados. Los lenguajes a utilizar se clasifican en:

- Lenguaje de máquina: Las instrucciones del programa se construyen directamente en binario y son interpretables por

---

el microprocesador. En algunos casos, en vez de utilizar un lenguaje binario se puede usar una codificación octal o hexadecimal. Cuando un programa se ha codificado directamente en lenguaje máquina se le suele denominar programa objeto.

- Lenguajes simbólicos: se trabaja con instrucciones y direcciones simbólicas. A este tipo de programas se les denomina fuente, y necesitan ser traducidos a lenguaje objeto por un ensamblador.

- Lenguaje de alto nivel: representan un paso más en la normalización de los lenguajes próximos a los hablados convencionalmente y fáciles de interpretar por el usuario.

Un microprocesador trabaja con dos tipos de información: las que serán interpretadas por la unidad de control y los datos, de cuyo tratamiento se ocupa la unidad aritmético-lógica, de acuerdo a lo indicado por las instrucciones.

Los programas y la información se encuentra almacenada en memoria, en donde las diversas zonas de memoria están identificadas por una dirección específica. Para acceder a la posición de memoria adecuada en cada instante, el microprocesador cuenta con un registro especializado en esta tarea, denominado contador de programa o contador de direcciones; en cada instante, el contenido del citado

---

registro coincide con la dirección correspondiente a la posición de memoria a la que accederá el microprocesador, bien sea para extraer o para almacenar en ella una palabra de información.

El proceso de ejecución empieza con la lectura por parte del microprocesador del contenido de una posición de memoria, posición de memoria que, por supuesto, será direccionada por el contador de programa. Para que la ejecución se desarrolle de forma automática, es necesario que la primera palabra extraída de memoria coincida con un código de operación, puesto que al ser ésta una orden indicará al microprocesador cuál es la naturaleza (código de operación o dato) de la próxima palabra a la que accederá. La operación que llega de la memoria puede ser tanto una instrucción como un dato.

La primera palabra de información que se extrae de la memoria es ingresada en el microprocesador a través del denominado bus de datos, y pasa al interior de un registro denominado registro de instrucciones. A continuación, la unidad de control interpretará la citada palabra que, como sabemos, coincide con un código de operación u orden a ejecutar. A raíz de su interpretación, la unidad de control conocerá qué operación debe ejecutar y cuál será la naturaleza de la próxima palabra que debe leer en la memoria.

En la figura 2.3. se muestran las 4 fases para que el microprocesador realice el procesamiento de una instrucción.



Fig. 2.3 Procesamiento de una instrucción.

El flujo de información se establece a través de 3 buses:

- El bus de datos, que se encargará de traer y llevar la información desde o hacia la memoria.
- El bus de direcciones, que apuntará (direccionará) la posición de memoria de la que se leerá o en la que se escribirá la palabra de información.
- El bus de control, que transmitirá las órdenes (microinstrucciones) generadas a raíz de la interpretación de los códigos de operación de las instrucciones.

En el comienzo del programa el dato debe ser almacenado y solicitado en un momento exacto a fin de que el

microprocesador pueda realizar sus funciones. La función de almacenamiento es la tarea de un elemento de memoria. De acuerdo a la forma de su operación, la memoria puede ser dividida principalmente en dos clases:

- a) Read Only Memory (ROM)
- b) Random Access Memory (RAM)

La memoria ROM es usada para almacenar un programa o pasos del programa y valores constantes de datos. La memoria RAM es usada para almacenar datos variables en el transcurso de las operaciones del microprocesador, o incluso programas que estén constantemente variando.

Una vez que se graba información en las memorias ROM, ésta no puede ser alterada, y no pierde su contenido cuando se quita la alimentación. Las memorias RAM pueden ser grabadas y regrabadas y pierden su contenido cuando se quita la alimentación.

Las memorias ROM pueden ser grabadas por el fabricante durante la confección de su máscara. Existen clasificaciones de las memorias ROM, dentro de ellas encontramos:

Las memorias PROM (Programable Read Only Memory), las cuales son una variante de las ROM y pueden ser grabadas por

---

el usuario a través de un dispositivo propio, aunque conservan sus reglas básicas, o sea, una vez grabadas no pueden ser alteradas.

Memorias EPROM (Erasable Programable Read Only Memory). Es otra variante de la ROM, son programables por el usuario, pero pueden alterar su contenido innumerables veces, a través del apagado de los bits con rayos ultravioleta. Estos rayos penetran en la pastilla LSI y colocan todos los bits en cero.

Memorias EEPROM (Electrically Alterable Programable Read Only Memory). Es una variación más sofisticada de las ROM y pueden apagar su contenido a través de tensiones eléctricas, en lugar de los rayos ultravioleta.

## 2.2 FUNDAMENTOS DE ULTRASONIDO

Ultrasonido es el nombre que se le da al estudio y aplicación de las ondas sonoras de frecuencias superiores a las que el oído humano puede percibir. El objetivo de la física y la técnica del ultrasonido consiste en el estudio del efecto de las vibraciones de amplitud finita sobre los líquidos, gases y sólidos, así como la creación de los principios de las tecnologías ultrasónicas. Por su naturaleza, las vibraciones y ondas ultrasonoras elásticas de una frecuencia mayor de 16 kHz no se distinguen de las vibraciones

---

elásticas de la banda audible y del infrasonido, cuya frecuencia es menor que 10 Hz. Las ondas ultrasonoras definen un intervalo tremendamente extenso en frecuencia y en longitud de onda.

En el intervalo de frecuencia mínima, la longitud de las ondas ultrasónicas en los sólidos es de aproximadamente 20 cm; en los líquidos de 6 cm, y en el aire de 1.6 cm.

En el intervalo máximo de frecuencia, las longitudes de onda se aproximan a un valor en los sólidos de .0008 cm, en los líquidos de 0.00025 cm, y en los gases de 0.00006 cm. Es posible que en el futuro se produzcan ondas de mayor frecuencia todavía y, por consiguiente, de menor longitud de onda.

Las frecuencias de 10 kHz a 100 kHz se usan para aplicaciones industriales, sondeo sonoro, señalización submarina y comunicaciones. Las de 10 kHz a 20 kHz se usan en ensayo de materiales para buscar fisuras, para tratamientos químicos, terapia médica, etc. En la tabla se muestra un espectro más completo de frecuencia y fenómenos.

El diminuto valor de la longitud de onda de los ultrasonidos es el factor que ha hecho posible en muchos casos la aplicación de estas ondas.



## ESPECTRO ULTRASONICO

**Frecuencia, kHz.** Por debajo de 1 kHz.

**Acción.** Altímetro sónico, primitiva navegación submarina, hélice de navíos.

**Frecuencia, 16-20 kHz.**

**Acción.** Límite superior de la audición humana media: Frontera entre sonoro y ultrasonoro; frecuencia usual para las unidades de magnetoestricción en trabajos subacuáticos, la agitación de los líquidos ocurren a, o por debajo de esta frecuencia; además se aplica en el manejo de taladros y soldadura, limpieza industrial, silbato, etc.

**Frecuencia, 19-25 kHz.**

**Acción.** Sistemas de alarma para detección de robos, Aparatos ultrasónicos de control, etc.

**Frecuencia, 30 kHz.**

**Acción.** Límite superior producido por fricción.

**Frecuencia, 40 kHz.**

**Acción.** Común para señalización subacuática, limpieza, etc.

**Frecuencia, 60 kHz.**

**Acción.** Límite práctico para la generación mediante magnetoestricción, dispositivos para guiar a ciegos.

**Frecuencia, 90 kHz.**

**Acción.** Límite superior de los diapasones.

**Frecuencia, 100 kHz.**

**Acción.** Límite para el silbato de Galton.

**Frecuencia, 120 kHz.**

**Acción.** Límite para los silbato de gas en el aire (cavidad resonante).

**Frecuencia, 330 kHz.**

**Acción.** Límite de espesor en pruebas de resonancia por medios fundamentales; límite de la generación por descarga de chispa, formación de emulsión.

**Frecuencia, 400 kHz.**

**Acción.** Frecuencia común para los trabajos de emulsión y de agitación.

**Frecuencia, 500 kHz.**

**Acción.** Límite inferior, comprobación de materiales por impulsos; límite superior de la señalización subacuática; ensayo de materiales de grano grande y de pobre homogeneidad; silbato de hidrógeno.

**Frecuencia, 1000 kHz.**

**Acción.** Frecuencia común de comprobación para materiales de estructuras metálicas ordinarias; producción de chorros de aceite, terapia médica, mezclado, limpieza, etc.

**Frecuencia, 1000 000 kHz.**

**Acción.** La más alta frecuencia ultrasónica que se ha comunicado. (Obtenida en la actualidad)

Las ondas ultrasónicas son movimientos ondulatorios en las que la condición que se propaga es un desplazamiento de las partículas del medio en el que la onda viaja. Las ondas ultrasónicas no viajan, a menos que exista un medio a través del cual puedan ser propagadas, por lo que la presencia de un medio es esencial para la transmisión de ondas ultrasónicas.

La propagación toma la forma de un desplazamiento de elementos sucesivos del medio. Si la sustancia es elástica hay una fuerza recuperadora que tiende a devolver cada elemento del material a su posición original. Como todos estos medios tienen también inercia, la partícula continúa moviéndose después de volver a la posición en que comenzó su movimiento y, finalmente, alcanza otra posición diferente, más allá de la original. Desde este segundo punto vuelve a su posición original, alrededor de la cual continúa oscilando con amplitud

---

constantemente decreciente. Por consiguiente, los elementos del material realizarán diferentes movimientos u órbitas, mientras la onda pasa a través de ellos.

Mientras la onda viaja a través del material, los elementos sucesivos dentro de éste, sufren estos desplazamientos, moviéndose cada uno de tales elementos en el trayecto de la onda un poco más tarde que su vecino, es decir, la fase de la onda, o la vibración, cambia a lo largo del trayecto de transmisión de la onda. En un medio material la velocidad de propagación del ultrasonido se determina por las características de elasticidad y densidad del mismo.

Una onda ultrasónica que está siendo transmitida a través de una sustancia puede ser de uno de los diferentes tipos existentes. Cada uno de los tipos ocasiona un movimiento específico de los elementos del medio, y las trayectorias que éstos siguen, según se mueven en respuesta a la onda, se llaman sus órbitas. Estas órbitas pueden ser esencialmente paralelas a la línea de propagación, en cuyo caso la onda es longitudinal. Por otra parte, pueden ser ejecutadas normalmente a la dirección de propagación, tales ondas se llaman transversales o de cizalladura. Pueden viajar dentro de una distancia muy corta de la superficie y, entonces, se llaman ondas de superficie. En un diafragma delgado pueden existir ondas de

---

flexión. El movimiento de la partícula en ellas es análogo al de las ondas de cizalladura o superficiales, pero se extiende a través del medio.

Las ondas longitudinales son el tipo de onda más frecuentemente usados, ya que viajan en líquidos, sólidos o gases y se genera y detecta fácilmente. Las ondas longitudinales tienen una elevada velocidad de desplazamiento en la mayoría de los medios, y las longitudes de onda en los materiales comunes son habitualmente muy pequeñas en comparación con la superficie de corte del transductor, elemento que produce las ondas. Las ondas longitudinales pueden ser generadas dentro de un medio, mediante la vibración de cualquiera de sus superficies en una dirección normal y con una frecuencia ultrasónica. Si la energía ha de permanecer en un haz, la frecuencia y por lo tanto la longitud de onda, deberá estar en una relación apropiada con el área de la superficie que está vibrando.

Las ondas longitudinales se usan exclusivamente para la limpieza y para otras aplicaciones industriales de potencia.

Las ondas longitudinales comunes a los ultrasonidos se definen como aquellas en que la velocidad de la partícula está restringida a un movimiento en la dirección de la propagación de la onda. Son de dilatación e irrotacionales, es decir, hay

un variación en el volumen del cuerpo; y para decirlo simplemente, el movimiento de la partícula consiste en un esfuerzo sin rotación.

Las ecuaciones para estas ondas en la dirección x se reducen a:

$$(x+2G) \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}$$

Físicamente, esta ecuación establece que el desplazamiento de la partícula es una función de x y una función de t. En otras palabras, si se representase como una función de x para un valor constante de t, la forma del desplazamiento sería proporcional a la representación de u como función del tiempo, la proporción es  $\lambda + 2G : \rho$ . Los términos  $\lambda$  y G son constantes elásticas, es decir, se determinan a partir de las características del material, y  $\rho$  es la densidad másica, es decir, la masa por unidad de volumen. Esencialmente, esta ecuación establece que la única velocidad posible de la partícula es en la dirección x. Esta es la condición ideal en la propagación de las ondas longitudinales.

Dentro de las propiedades básicas de las ondas, la relación habitual entre frecuencia, longitud de onda y velocidad está dada por la ecuación:

$$\lambda = c / f$$

donde  $\lambda$  = longitud de onda,  
 c = velocidad,  
 f = frecuencia.

---

Otra propiedad de las ondas ultrasónicas es que se pueden considerar habitualmente como esencialmente planas, es decir, la amplitud del movimiento sobre un plano perpendicular a la dirección de propagación de la onda es uniforme. Como consecuencia, las órbitas de los elementos están en una línea recta en lugar de elíptica o circular. El tamaño de la zona vibrante y la distancia que las ondas han recorrido afectan a la forma del frente de onda. Generalmente, cuando la distancia de propagación crece, la onda se va haciendo cada vez más plana. Una onda de ultrasonido se propaga a través de un material con muy poca divergencia, que se puede considerar como un haz confinado a la proyección de la cara de un transductor, en donde siempre hay alguna expansión. Esta expansión es función de la razón  $\lambda / D$ , donde  $\lambda$  es la longitud de onda de la onda ultrasónica y  $D$  es la distancia a través de la cara del transductor. De acuerdo a esto, las aplicaciones de las ondas ultrasónicas de alta energía incluyen técnicas de limpieza, barrenado, procesos químicos y producción de emulsiones. Estas se llevan a efecto, bien directamente por la agitación de las ondas o a través del fenómeno de la cavitación. El fenómeno de cavitación se define como la formación y destrucción de cavidades en líquidos, llenas de gas o de vapor. Algunas de las operaciones en alta energía se pueden realizar a frecuencias

---

audibles, y en bastantes casos la única razón para la utilización de los ultrasonidos es que el proceso es inaudible. Una ventaja importante del empleo de ondas de frecuencia más elevadas es que se enfocan más fácilmente.

Durante la cavitación en el líquido aparecen burbujas de vapor y gas, las que vibran de modo no lineal y se cierran formando ondas de choque y chorros cumulativos.

Las burbujas de cavitación se pueden dividir, en general, en varias formas:

1. Las formadas por varias burbujas más pequeñas al juntarse;
2. Las formadas al desgasificar el líquido;
3. Las formadas al añadir gas (previamente disuelto en el líquido) a causa de las presiones alternas (cavitación gaseosa);
4. Las formadas por disminución de la presión (tipo vapor).

Como las burbujas llenas de vapor causan erosión y están en la base de muchos fenómenos sónicos, tales como la limpieza, son más importantes.

Según las ondas ultrasónicas de alta intensidad van pasando a través de un líquido, se puede observar que las burbujas se reúnen en ciertos puntos. Estas burbujas parecen ser debidas al gas expulsado del medio.

---

Las burbujas tienden a formarse donde las ondas ultrasónicas tienen sus nodos y pueden ser muy bien definidas. Generalmente, cuanto más volátil sea el líquido, mayor es el volumen de burbujas que se pueden juntar. La presión hidrostática parece ser un factor controlador de acción. La acción no parece indicar ninguna ruptura real del líquido en sí, sino que la formación y destrucción de estas burbujas tiene un efecto muy fuerte sobre los sistemas de agitación y constituyen la base de muchos fenómenos asociados a ellos. Cuando las cavidades son pequeñas y están esencialmente vacías, su rotura produce ondas de choque de gran intensidad. La cavitación puede destruir objetos sólidos como hélices de navío, o causar acción química, o de otro tipo, en los líquidos.

Cuando la cavitación es producida por ultrasonido, frecuentemente ocasiona la formación de burbujas en la cara del transductor. Cuando los transductores son del tipo de enfoque, la cavitación puede también aparecer en el foco. Estas burbujas pueden interferir con la transferencia de energía del transductor al líquido. Según va ocurriendo la cavitación, se van formando corrientes de burbujas. Aparece un ruido característico de siseo que es fácilmente audible. Además, los ruidos se pueden recoger con un hidrófono.



La cavitación es un fenómeno que se ha logrado en el agua hirviendo, y también en el agua del mar, en las proximidades de la hélice de un barco en funcionamiento. Se produce en aquellas regiones de un líquido que se encuentran sometidas a presiones rápidamente alternativas de alta amplitud. Por ello, es lógico que tenga lugar la cavitación en un líquido irradiado con ultrasonidos de alta energía.

La intensidad o amplitud mínima requerida para producir la cavitación se denomina Umbral de cavitación. La cantidad de energía desprendida en la cavitación se puede determinar a partir de la pérdida de peso debida a la erosión de una muestra sólida colocada en el líquido.

Los efectos de los ultrasonidos de alta energía sobre la materia viva incluyen la destrucción de células por cavitación, la lesión del tejido del cuerpo por agitación y el calentamiento de huesos y músculos. Los ultrasonidos se han empleado con pleno éxito para aniquilar bacterias suspendidas en líquidos.

### 2.3 CRISTALES PARA USO EN ULTRASONIDO

Hay varios medios posibles de producir ondas ultrasónicas. De éstos, uno de los más comunes es el transductor de cristal, donde la palabra cristal se refiere a

---

una cantidad de materiales naturales y sintéticos que presentan piezoelectricidad u otros fenómenos análogos.

Los tipos más populares de sistemas de conversión de energía de manera electromecánica son los piezoeléctricos y magnetostrictivos, aunque también hay otros tipos, como, por ejemplo, el mecánico, electromagnético, electrostático, etc. El primero de los efectos se presenta en distintos cristales naturales y artificiales y se define como un cambio de las dimensiones cuando una carga eléctrica es aplicada a las caras de un cristal.

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. Las frecuencias producidas por los bloques de cuarzo cubren un margen desde unos cuantos cientos de kHz, hasta aproximadamente 25 MHz. El cristal de cuarzo tiene la propiedad de aumentar de volumen y transmitir una onda ultrasónica cuando se aplica sobre él una tensión eléctrica, y también puede producir una señal eléctrica cuando se le hace vibrar mecánicamente.

Además del cuarzo, la sal de Rochelle, 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.

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 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 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.

Al efecto de que en ciertos cristales aparece una carga eléctrica cuando se aplica una tensión o presión mecánica se le llama EFECTO PIEZOELECTRICO. El efecto está presente en muchos tipos de cristal, pero es más útil en el cuarzo y en la sal de Rochelle.

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 porque las placas usadas en ultrasonidos se cortan perpendicularmente a él para obtener el máximo efecto.

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 producirá la presión sobre el eje X, pero resultará como consecuencia de la tensión en el eje Y.

Cuando la tensión se cambia a presión, o viceversa, el signo del efecto varía, pero no hay ningún otro cambio eléctrico. Por consiguiente, si se aplica una carga alterna de alta frecuencia al cristal, y si el cristal está diseñado apropiadamente para oscilar a esa frecuencia, éste seguirá al campo aplicado. Las caras del cristal se moverán cada una respecto a la otra; y si una cara ejerce presión sobre la superficie de un medio se producirán ondas ultrasónicas, entrarán en el medio y, entonces, se propagarán 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 reseñadas las resonancias en el medio, sin influir la resonancia en el cristal. Los cristales de cuarzo se pueden sintonizar de manera muy aguda a una frecuencia particular. El decremento logarítmico es aproximadamente de 0.0001. 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 éstas de su corte. Estos modos se han estudiado ampliamente y se representan en la figura 2.4. El primer diagrama muestra cómo 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.

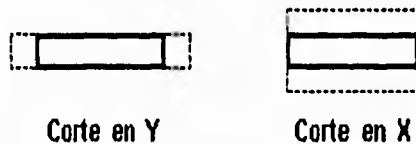


Fig. 2.4. Movimiento del cristal.

Como el efecto piezoeléctrico únicamente puede ocurrir cuando aparecen en los electrodos cargas opuestas, sólo se pueden generar los armónicos impares. Esto se puede explicar mediante la figura 2.5. Cuando se excita un cristal a su armónica  $n$ , su espesor se divide en  $n$  partes iguales, teniendo lugar compresiones y expansiones en las secciones adyacentes. Si  $n$  es par, se producen compresiones en  $n/2$  de las secciones, y expansiones en las restantes, por tanto, no hay deformación neta en el cristal. En cambio, si  $n$  es impar,  $(n-2)/2$  compresiones neutralizan idéntico número de expansiones, permaneciendo sujeta la sección restante a una compresión o

una expansión.

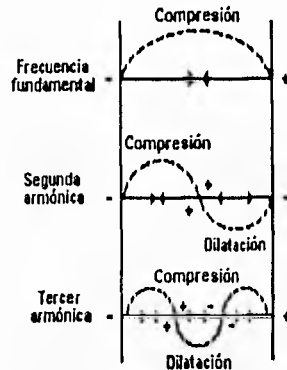


Fig. 2.5 Distribución de la presión y la carga para un cristal que oscila a la frecuencia fundamental y al segundo y tercer armónicos.

El circuito eléctrico equivalente que permite estudiar el comportamiento de un cristal se compone de valores de  $L$ ,  $C$  y  $R$  que, sustituyen al cristal, actúan lo mismo que él. Debido a la naturaleza de los cristales, esto solamente es posible para márgenes de frecuencia limitados y habitualmente se escogen cerca de la resonancia. En general, es necesario un circuito diferente para cada modo de vibración (o al menos, diferentes valores para las constantes del circuito). La figura 2.6, muestra el circuito equivalente de un cristal.

Si el cristal se activa ahora por medio de un generador de baja impedancia interna, vibrará a dos frecuencias, las de resonancia en serie y en paralelo (antirresonancia). Estas frecuencias están determinadas esencialmente por los valores

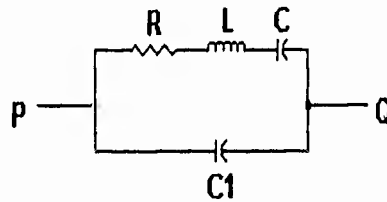


Fig. 2.6 Circuito equivalente del cristal de cuarzo.

de C y de C1.

$$W_s = 2\pi f_s = \frac{1}{\sqrt{LC}} \left( 1 + \frac{R^2 C_1}{2L} \right)$$

$$W_p = 2\pi f_p = \frac{1}{\sqrt{LC}} \left( 1 + \frac{C}{2C_1} - \frac{R^2(C_1 + C)}{2L} \right)$$

En otras palabras, a medida que  $C_1/C$  se hace menor, las dos frecuencias resonantes se aproximan la una a la otra.

#### 2.4 GENERADORES DE ULTRASONIDO

Las ondas sonoras se generan o captan mediante un aparato denominado transductor, éste convierte una forma de energía en otra. Por tanto, los transductores acústicos se utilizan para transformar la energía acústica en otras formas de energía, tales como eléctrica, mecánica y térmica, o a la inversa. Un transductor reversible es aquel que puede realizar la conversión de energía en ambas direcciones.



---

Los diferentes tipos de osciladores de ultrasonido de acuerdo al transductor empleado son los siguientes:

- 1) Osciladores cristalinos. Estos utilizan el efecto piezoeléctrico, que es reversible. El intervalo de frecuencias utilizado es muy amplio, siendo el límite superior mayor de 10 000 MHz.
- 2) Osciladores magnetostrictivos. Estos aparatos hacen utilización del fenómeno de la magnetostricción, que es también reversible. Para la mayoría de las aplicaciones el límite de frecuencia superior es del orden de 100 kHz, pero utilizando transductores de película delgada se han logrado generar frecuencias de decenas de miles de MHz. El fenómeno de magnetostricción consiste en la deformación de sólidos al variar su estado magnético. Es propio de los metales y aleaciones ferromagnéticas y de las ferritas.
- 3) Generadores y receptores totalmente mecánicos. Bajo este título se encuadran instrumentos como los silbatos y sirenas, que se utilizan como generadores, y los radiómetros y discos de Rayleigh, que actúan como receptores. El límite superior de frecuencia para los transductores mecánicos es también de unos 100 kHz.
- 4) Transductores electromagnéticos. Estos transductores se han

---

utilizado en el extremo inferior del intervalo de frecuencia ultrasonora para la generación de alta potencia y frecuencias superiores a 50 kHz para las aplicaciones de rozamiento interno.

- 5) Transductores electrostáticos. Se utilizan únicamente para el trabajo a baja potencia. Los límites superiores de frecuencia se encuentran en el extremo superior de kHz para los transmisores y en el extremo inferior de MHz para receptores.
- 6) Transductores diversos. En éstos se incluyen los transductores térmicos, químicos y ópticos.
- 7) Transductores de ultra alta frecuencia. Estos son los transductores diseñados para el trabajo a frecuencias de microondas.
- 8) Transductores de electrostricción. Se refiere a la distorsión que es proporcional al cuadrado del desplazamiento eléctrico.

Los generadores de ultrasonidos , son en esencia osciladores de alta potencia, tales como los que se usan comúnmente en radio. Además las frecuencias de 15 a 40 kHz son las mejores para la mayor parte de los usos industriales.

---

Los transductores piezoeléctricos son los más comúnmente usados hoy, especialmente para frecuencias comprendidas entre 0.1 y 1 MHz. Los sistemas magnetostrictivos habitualmente se construyen para cualquier zona por debajo de ésta, en que el tamaño del transductor se hace demasiado pequeño para ser manejado convenientemente.

El titanato de bario se utiliza más comúnmente que el cuarzo. Se puede aplicar a frecuencias desde unos 20 kHz hasta 1 MHz. Como la tensión eléctrica necesaria para la potencia equivalente es mucho menor para este material que para el cuarzo, muchas de las preocupaciones contra la chispa de ruptura no necesitan ser tomadas.

El transductor se acopla normalmente al oscilador a través de un transformador, o a tomas intermedias en la bobina del oscilador. La potencia de salida del oscilador deberá ser tan grande como sea posible, y normalmente tener unos pocos cientos de vatios. Un tamaño común del bloque de titanato de bario es de 2.5 X 5 X 2.5 cm a 40 kHz y se le pueden aplicar unos 20 W. Si la potencia de salida es muy pequeña, no se producirá en absoluto el efecto deseado. En la actualidad se utilizan extensamente dos tipos de generadores: a transistores y a tiristores, que corresponden a los requisitos tecnológicos por el nivel de fiabilidad, rendimiento, potencia, etc.

## C A P I T U L O     3

### DISEÑO DEL EQUIPO DE ULTRASONIDO

#### 3.1 DISEÑO DEL EQUIPO DE ULTRASONIDO PARA SONOPLASTIA

Dentro de las técnicas de diseño de cualquier sistema electrónico existen tres niveles de proyecto o de diseño, los cuales son: compra total, en el cual se compra el sistema electrónico completo para únicamente ser instalado; compra modular, en este nivel se compran diferentes módulos ya contruidos que al integrarse forman a todo el sistema electrónico, esta técnica de diseño se llama "**Funcional Ascendente**"; y el diseño especial, para el cual se parte desde cero, es decir, se realiza el diseño a nivel componente, desarrollando cada parte del sistema electrónico, esta técnica de diseño se llama "**Funcional Descendente**". Para la realización de este proyecto nos basamos en el nivel de diseño especial, para el cual tenemos que tomar en cuenta los factores que lo pueden afectar, tales como el medio ambiente, rango y resolución de variables, ergonomía, condiciones de falla, mantenimiento, precisión, etc.

---

Para el diseño especial se manejan 4 principios: modularidad, basado en módulos operativos al particionar el problema en tareas más simples; regularidad, referente a las semejanzas de 2 ó más módulos, es decir, que se utilicen los mismos tipos de familia de componentes; localidad, relacionado con la ubicación espacial con el ente de análisis para la adaptación con el medio ambiente; y por último conectividad, que se refiere a la manera en la cual se establece la comunicación en los diferentes módulos que integran el sistema.

La técnica de diseño funcional descendente a utilizar se puede resumir en el diagrama de bloques de la figura 3.1, en donde se puede observar que debido a que el dispositivo central del equipo es un microcontrolador, el diseño se divide en la parte de *hardware* y en *software*, y una vez finalizadas las 2 partes, se unen para obtener el sistema final.

El equipo de ultrasonido para sonoplastía consistirá en un sistema electrónico que se basa en el funcionamiento de un microcontrolador. Este sistema debe generar como salida una señal senoidal, controlada en amplitud y frecuencia por el mismo sistema, para tener un sistema en lazo cerrado. La señal senoidal generada será aplicada a un transductor que

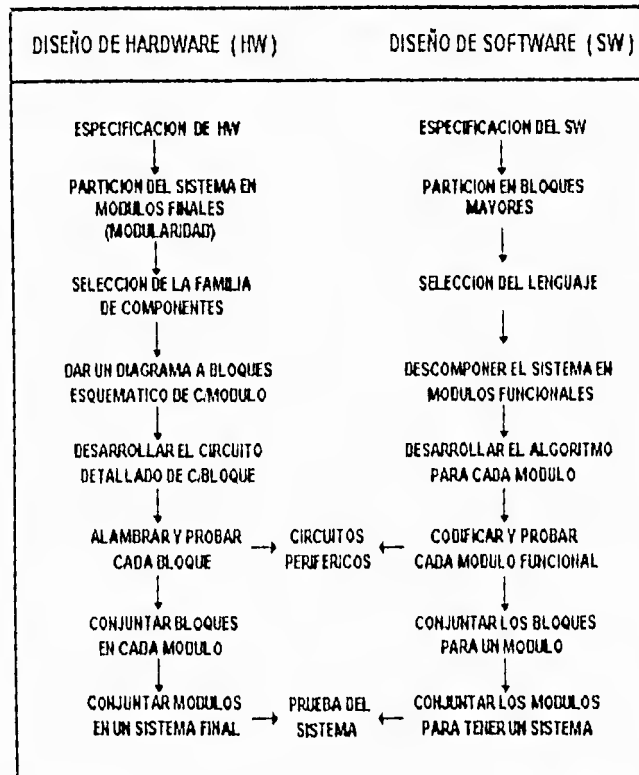


Fig. 3.1. Técnica de diseño Funcional Descendente.

tendrá una punta o corneta metálica. La frecuencia de la señal senoidal generada por el sistema, será la frecuencia de vibración del transductor. El transductor convertirá la señal senoidal en movimientos ondulatorios que se reflejarán en la punta o corneta metálica, la cual transmitirá estos movimientos a una cuerda de acero de aproximadamente 2 metros de largo.

Esta cuerda será introducida al cuerpo humano, a través de la arteria femoral hasta llegar a las arterias coronarias.

Primero describiremos el desarrollo del *Hardware* y posteriormente el de *software*. El sistema se particionará en ocho módulos que se representan en la figura 3.2.

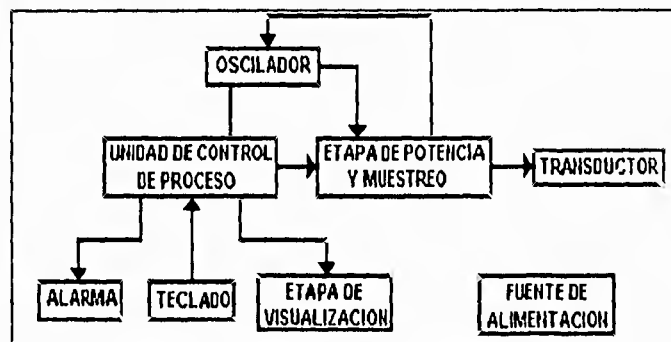


Fig. 3.2. Diagrama de bloques del sistema electrónico.

La unidad de control de proceso es el módulo encargado de controlar el funcionamiento del sistema, a través de un algoritmo predeterminado.

El oscilador proporcionará una señal de salida en forma cuadrada, cuya frecuencia podrá ajustarse en un intervalo dado.

En la etapa de potencia y muestreo, se amplificará la señal generada por el oscilador, para proporcionar la potencia necesaria de salida. Se filtrará la señal cuadrada, una

vez que ha sido amplificada, para convertirla en una señal senoidal de alta potencia, y se tomará una muestra de la señal de salida para formar junto con el oscilador un sistema en lazo cerrado.

El transductor será un dispositivo electrónico que convertirá la energía de una forma en otra, para este caso convertirá de energía eléctrica (señal senoidal) a energía mecánica (movimientos ondulatorios).

Los módulos de alarma, teclado y de visualización, permitirán la interacción del usuario con el sistema en funcionamiento.

La fuente de alimentación es el módulo encargado de proporcionar los voltajes de alimentación de los demás módulos para su buen funcionamiento.

### **El Transductor**

De acuerdo al espectro ultrasónico, mencionado en el capítulo anterior, el proceso de sonoplastía es identificado como una aplicación de limpieza industrial y, de equipo médico, lo cual nos indica que el generador ultrasónico que se va a diseñar, y especialmente el transductor deben cumplir con las siguientes características básicas:



---

La frecuencia del equipo de ultrasonido debe estar en el rango de frecuencias de 10 kHz a 20 kHz, el proceso ultrasónico debe basarse en la generación de ondas de tipo longitudinal ya que su uso es exclusivamente para limpieza y para aplicaciones industriales de potencia, el transductor debe ser de tipo piezoeléctrico, siendo recomendable que los cristales que vaya a usar el transductor sean de algún compuesto de titanato de bario, que se puede usar a frecuencias desde unos 20 kHz hasta 1 MHz, también su empleo se justifica por que el titanato de bario es menos quebradizo que el cuarzo, y que otros cristales siendo un material que puede ser moldeado, prensado o troquelado en muchas formas, la potencia de salida del oscilador deberá ser de 25 Watts aproximadamente, ya que el titanato de bario puede trabajar a un máximo de 30 Watts, y si la potencia de salida es muy pequeña, no se producirá en absoluto el efecto deseado. Por estos motivos y después de haber visitado y realizado investigaciones en diferentes instituciones y empresas, dedicadas al desarrollo de transductores y generadores ultrasónicos, en la empresa " MORGAN MATROC INC. " en los Estados Unidos, cuyo giro comercial es la fabricación de transductores y cristales cerámicos, se encontró un transductor, cuyas especificaciones se apegan a las antes descritas. El funcionamiento de este transductor se basa en

el efecto piezoeléctrico. Emplea cristales cortados en x, para producir ondas longitudinales, cuyas dimensiones son de 3.5 cm de diámetro, y un espesor de 6 mm. Los cristales son de tipo cerámico duro, fabricados con zirconato titanato de plomo, que es capaz de producir largas amplitudes mecánicas. Pueden manejar altos niveles de campos eléctricos y de tensión mecánica, el voltaje límite de operación es entre 500 V/mm y 1000 V/mm, con una potencia máxima de 27 Watts para aplicaciones continuas, la frecuencia de resonancia es de 22.5 kHz. Los cristales tienen una cubierta de cobre sobre plata, se encuentran colocados en apilamiento, es decir, conectados mecánicamente en serie y electricamente en paralelo (figura 3.3). El desplazamiento de cada elemento del transductor es sumado para la obtención del desplazamiento total. La forma geométrica de los cristales es en forma de anillo. Entre cada par de cristales cerámicos, existen electrodos de disco de latón, haciendo que la energía se refleje en fase y se creen las oscilaciones.

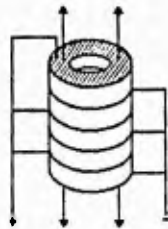


Fig. 3.3. Apilamiento de cristales cerámicos.

El apilamiento de los cristales se inicia con un contrapeso de titanio, cuyo fin es hacer que las vibraciones producidas sólo se desplacen en un solo sentido, y dirigidas a la punta del transductor. Después del contrapeso se coloca el primer cristal cerámico, inmediatamente después un electrodo con polaridad positiva y así sucesivamente se intercalan los 3 cristales restantes con electrodos con polaridades alternas, provocando que cada cristal en el apilamiento tengan el campo eléctrico, y la dirección de vibración que se muestra en la figura 3.4

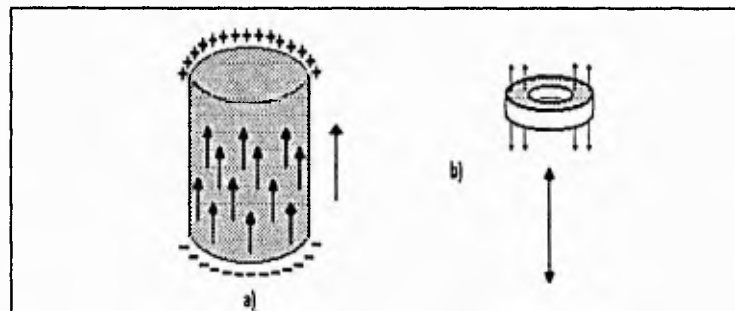


Fig. 3.4. a) Campo aplicado, b) Desplazamiento de un cristal cerámico.

El último electrodo será seguido por la punta del transductor que también es de titanio. El apilamiento de los cristales será atornilla con la punta, y se encontrará revestido por un cilindro de aluminio (figura 3.5).

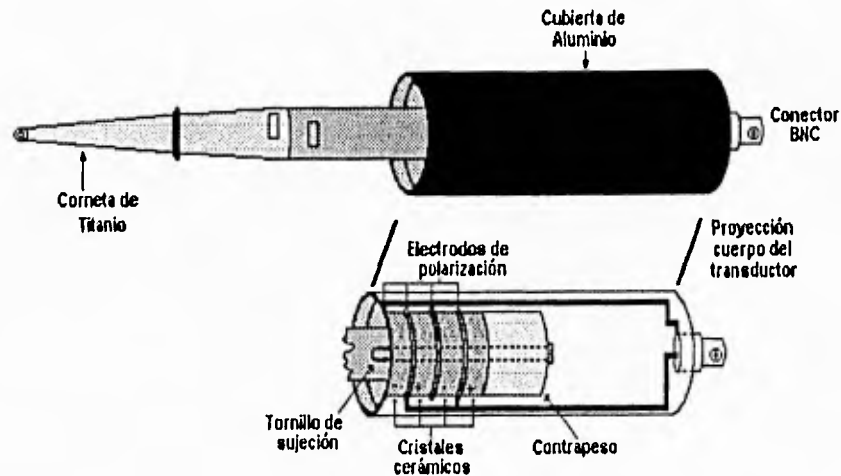


Fig. 3.5. Transductor del equipo de ultrasonido.

#### La unidad de control de procesos

Como el dispositivo base para el funcionamiento de la unidad de control de procesos es el microcontrolador, implica que el primer paso en el diseño de este módulo es la selección del microcontrolador que se va a usar. Para la selección del microcontrolador se deben analizar los siguientes puntos:

- Definición del problema
- Definición del tipo de variables que intervienen en el problema, analógicas y digitales.
- Definición del rango y resolución de las variables

- 
- Velocidad de variación de las variables y/o del proceso
  - Cantidad de datos que el sistema manejará
  - Interacción del sistema con el mundo exterior
  - Definición de la frecuencia de operación del microcontrolador
  - Definición de la resolución del microcontrolador
  - Definición de la capacidad de direccionamiento que requiere el microcontrolador
  - Definición de la interacción con puertos que requiere el sistema
  - Definición de la familia de procesadores que mejor convenga al sistema
  - Evaluación de un análisis económico y comercial de las familias propuestas
  - Análisis del soporte técnico que ofrece cada familia de procesadores propuesta
  - Elección de la familia de procesadores que mejor satisfaga los requerimientos del proyecto

Siguiendo estos puntos para seleccionar al microcontrolador, y considerando que el estudio del microcontrolador visto en las asignaturas correspondientes, de la carrera de ingeniería electrónica, y con la idea de querer conocer más a fondo otras características de operación del microcontrolador que no se ven en la carrera, además de contar con cierta experiencia en

---

el manejo del mismo, con la literatura necesaria para su manejo, con el ensamblador y simulador para el manejo del software de éste microcontrolador, con la amplia disponibilidad del mismo y bajo costo, y principalmente por el hecho de ser un microcontrolador, se decidió seleccionar al microcontrolador **MC68HC11A1** de Motorola.

Las características generales del microcontrolador son las siguientes:

1. Microcontrolador de 8 bits.
2. Voltaje de polarización de 5 volts.
3. Memoria RAM interna de 256 bytes.
4. Memoria EEPROM interna de 512 bytes.
5. Convertidor A/D de 8 canales (Puerto E).
6. Puerto A de entradas y salidas.
7. Puerto D bidireccional.
8. Puerto C bidireccional.
9. Puerto B de salida.
10. Microcontrolador de 8 bits.
11. Contiene 2 registros de 8 bits que pueden ser concatenados para formar uno de 16 bits.
12. Alta capacidad de interrupción.
13. Interface de comunicación serial (SCI).
14. Computador de operación apropiada (COP), sistema *Watchdog*.
15. Circuito interruptor en tiempo real.

## 16. Acumulador de pulsos.

En la siguiente figura se muestra la organización interna del microcontrolador.

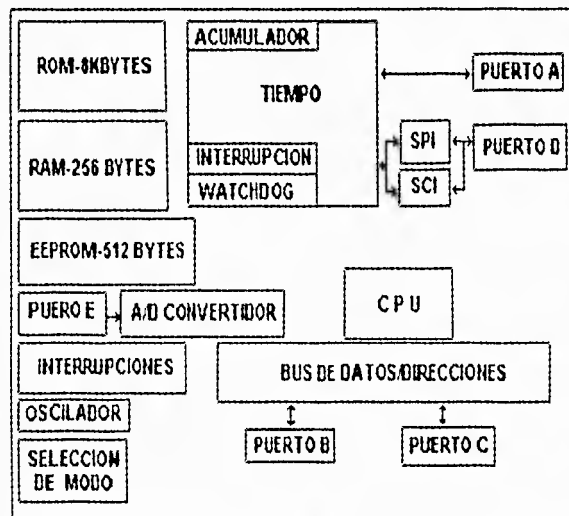


Fig. 3.6. Organización interna del microcontrolador.

El voltaje de polarización del microcontrolador es aplicado en las terminales 48 (VDD-V+) y 23 (VSS-tierra). Entre estas terminales se colocarán capacitores, para amortiguar los picos de corriente ocasionados durante la conmutación del sistema, para eliminar señales de ruido de alta frecuencia, y para eliminar señales de ruido de baja frecuencia.

Para poder utilizar al microcontrolador, se debe

seleccionar el modo en que va a trabajar. El mecanismo de la selección del modo de trabajo inicia con los niveles lógicos en las terminales MODA (terminal 25) y MODB (terminal 24), mientras el microcontrolador está en estado de reset. Los niveles lógicos son capturados por el microcontrolador, y en ellos determina el estado lógico de los modos de trabajo del microcontrolador. Los modos de trabajo son:

## ENTRADAS

MODB	MODA	DESCRIPCION DEL MODO
1	0	Normal, modo básico
1	1	Normal, expandido
0	0	Special <i>bootstrap</i>
0	1	Special prueba

En el modo de trabajo Normal modo básico, el microcontrolador no tiene líneas de datos o de direcciones externas. Los puertos B y C y las terminales STRB y STRA están disponibles para entradas y salidas en paralelo.

En el modo de trabajo expandido, el microcontrolador puede expandir la memoria por medio de líneas de datos y direcciones que trabajan multiplexando los puertos B y C.

En el modo de trabajo Special *bootstrap*, la ROM interna del microcontrolador es habilitada en las direcciones \$BF00-\$BFFF. La ROM habilita a un programa que contiene, llamado *bootloader* y un juego especial de vectores de interrupción y



---

de restablecimiento.

El modo de trabajo Special prueba, es una variante del modo expandido, es usado durante las pruebas de producción del microcontrolador, también es accesado para la programación del registro CONFIG.

Para el caso del presente trabajo el modo en que se manejará al microcontrolador será en modo expandido. En este modo se podrá emplear memoria externa y dispositivos periféricos por lo que para modo expandido las terminales MODA y MODB deben estar en nivel alto, para lo cual se utilizarán 2 resistencias a V+ de *pullup* (4.7 Kohms), conectadas a estas terminales, para reducir la corriente de entrada.

En la terminal de restablecimiento (terminal 39) se proporciona una señal de entrada para inicializar al microcontrolador. Para que el microcontrolador se inicialice la terminal de restablecimiento debe tener un nivel bajo, por lo que a esta terminal se conectará una resistencia de *pullup* a V+, y un *push boton* conectado a tierra, así, presionando el *push boton* se establece un nivel bajo en la terminal de restablecimiento para inicializar al microcontrolador.

Las terminales "Interrupt Request" (IRQ) y "Non-Maskable

---

interrupt" se conectarán a V+, para poder atender las peticiones de interrupción que se vayan a involucrar en el sistema.

En las terminales VREFH y VREL se aplica el voltaje de referencia para el convertidor A/D. Estas terminales se conectarán a V+ mediante un regulador lineal para garantizar la estabilidad del voltaje de referencia.

En las terminales EXTAL y XTAL del microcontrolador, se conectará el circuito oscilador que usará el microcontrolador para su funcionamiento. El circuito que se usará es un oscilador controlado por un cristal piezoeléctrico, llamado circuito Pierce, o también conocido como de cristal resonante en paralelo para alta frecuencia (figura 3.7b). El circuito Pierce controlado por cristal que se muestra en la figura 3.7b, se usa con frecuencia porque consta de muy pocos componentes y tiene buena estabilidad para alta frecuencia, en este circuito se observa un oscilador resonante que está conectado entre las terminales de entrada y salida de la compueta NAND, el cristal del circuito rónonante determina la frecuencia del oscilador. C1 y C2 forman un divisor capacitivo de voltaje para la realimentación del circuito. El voltaje del oscilador (alterno) a través de C1 constituye una realimentación

positiva a la entrada de la NAND. Los voltajes en C1 y C2 tienen polaridades opuestas a tierra. Al aplicarse el voltaje alterno del oscilador al cristal, se establecen vibraciones mecánicas (estas vibraciones tienen una frecuencia resonante natural que depende del cristal). Aunque el cristal tiene resonancia electromecánica, podemos representar su acción mediante un circuito resonante eléctrico equivalente, como se muestra en la figura 3.7a. El inductor L y el capacitor C representan equivalentes eléctricos de la masa del cristal y de la docilidad, en tanto que R es un equivalente eléctrico de la fricción interna de la estructura del cristal. La capacitancia en paralelo  $C_m$  representa la capacitancia debida al montaje mecánico del cristal.

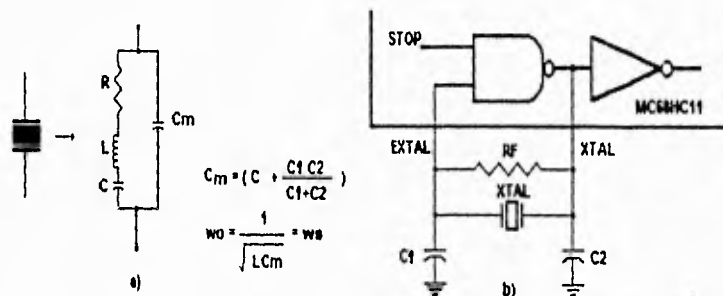


Fig. 3.7. a) Circuito equivalente eléctrico de un cristal.  
b) Conexiones del cristal para alta frecuencia.

como se puede ver en la figura 3.7a, se presentan las fórmulas del circuito oscilador *Pierce*, de donde se pueden obtener los valores de los capacitores C1 y C2. El manual del Microcontrolador HC11, nos proporciona los valores de los capacitores C1 y C2 requeridos para el circuito oscilador: C1 y C2 deben estar en un rango de 5 a 25 pF. En el manual del microcontrolador se incluye una resistencia RF (1 a 20 Mohms) en paralelo al cristal, como estabilizadora en la polarización del circuito oscilador, el valor del cristal lo proponemos de 4 MHz, ya que el equipo de ultrasonido no requiere de una alta velocidad de procesamiento (la velocidad de procesamiento del microcontrolador es la cuarta parte de la frecuencia de operación del reloj).

En la siguiente figura se muestran las conexiones básicas del microcontrolador para modo expandido.

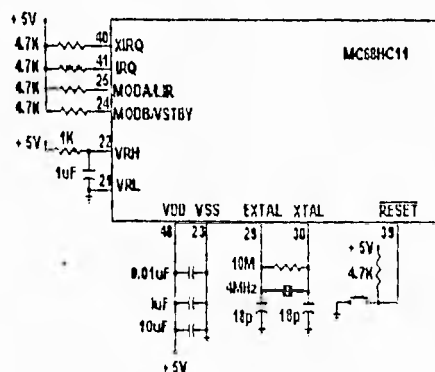


Fig. 3.8. Conexiones básicas para modo expandido.

En base al modo expandido, externamente al microcontrolador se utilizará una memoria EPROM de 8K para almacenar todo el programa y una memoria RAM de 2K para almacenar los datos y resultados generados durante el proceso de sonoplastía. Dentro de los dispositivos externos se considera un *display* alfanumérico de cristal líquido, un circuito de teclado, ambos para la interacción del usuario con el sistema, y un puerto paralelo para desplegar un reporte final de los resultados del proceso de sonoplastía a través de una impresora. Todos ellos se decodificarán a través de un decodificador 74LS138 (1 a 8), utilizando así una etapa de decodificación muy sencilla. La decodificación de estos dispositivos externos al microcontrolador se obtuvo de acuerdo al siguiente mapa de memoria (figura 3.9).

0000	RAM	STACK
00FF	256 BYTES	
1000	EEPROM	RESERVADO PARA REGISTROS DE CONFIGURACION
103F	64 BYTES	
2000	DISPLAY	
3000	TECLADO	
4000	RAM DATOS	
5000	PUERTO IMPRESORA	
0400	EEPROM	PROGRAMA
07FF	512 BYTES	
E000	EPROM EXTERNA	
FFFF		

Fig. 3.9. Mapa de memoria del sistema.

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

Como memoria externa se utilizará una de tipo **EPROM 2764** de 8 Kbytes. Esta memoria es de tecnología *CMOS*, y se polariza con 5 volts, al igual que todos los dispositivos involucrados en la unidad de control de procesos. En esta memoria se almacenará todo el programa.

La memoria RAM que se usará es del tipo **estática 6116** de 2 Kbytes, de tecnología *CMOS*, en ella se almacenarán todos los datos que se obtendrán durante el proceso de sonoplastía.

Para que el microcontrolador se pueda comunicar con una impresora, se utilizará un puerto paralelo, controlador de E/S en paralelo, con nombre comercial **8255** de **INTEL**, que es compatible con el microcontrolador empleado. El controlador de E/S cuenta con 3 puertos que pueden ser programados desde el software, uno de estos puertos se utilizará únicamente para transmisión de datos, mientras los otros 2 restantes se usarán para manejar señales de control de la impresora con la que se establecerá comunicación. Como interface con la impresora se usará un conector **DB25**, cuyas conexiones deberán ser compatibles con dicha impresora. La impresora que se puede conectar debe ser de tipo de matriz de puntos. Con éste dispositivo concluimos con la descripción de la unidad de control.

### El módulo de alarma

El sistema contará con una alarma audible, que se usará para dos funciones:

- Se activará cuando el microprocesador detecte alguna falla eléctrica en el sistema o, para indicarnos que el transductor no está conectado, o presenta alguna falla en su conexión.
- Como en el proceso de sonoplastía es muy importante el tiempo de su aplicación, el sistema empleará un reloj que llevará el tiempo de duración del proceso de sonoplastía, avisando que ha transcurrido el intervalo de tiempo predeterminado por el usuario para la aplicación del proceso.

El módulo de alarma se basa en el funcionamiento del dispositivo NE555, que se utilizará como generador del zumbido de alarma. La configuración del NE555 será como oscilador astable. La figura 3.10 muestra un circuito astable que usa un resistor y un capacitor externo para fijar el intervalo de tiempo de la señal de salida. El capacitor C se carga hasta llegar a  $2/3$  de  $V_{cc}$  mediante los resistores externos  $R_a$  y  $R_b$ . Este voltaje es el voltaje de umbral de la terminal 6, la cual excita al comparador 1 para disparar al *flip-flop*, de manera que haya un estado bajo a la salida de la terminal 3.

---

En ese momento, el transistor de descarga se pone en el estado de conducción, ocasionando que la salida de la terminal 7 descargue al capacitor a través del resistor Rb. El voltaje del capacitor desciende entonces hasta que su valor es menor que el nivel de disparo ( $V_{cc}/3$ ), entonces el *flip-flop* se dispara, provocando que la salida de nuevo se vaya a un estado alto y el transistor de descarga se corte, de manera que el capacitor puede nuevamente cargarse a través de los resistores Ra y Rb hasta  $2/3$  de Vcc.

De acuerdo a la ecuación que se muestra en la figura 3.10 los valores de los componentes son los siguientes: La frecuencia la consideraremos de 6 KHz, ya que después de haber realizado algunas pruebas en diferentes frecuencias de zumbidos, ésta frecuencia resultó de cierta forma llamativa y al mismo tiempo agradable para el oído humano. Como comercialmente no hay una gran variedad de valores de los capacitores, proponemos su valor de .01uF, proponiendo el valor de la resistencia Rb de 10 K ohms, despejando y calculando Ra se obtuvo  $R_a=4$  Kohms. La terminal 4 del Ci 555 se conectará a una de las líneas del puerto A del microcontrolador (PA7), para poder activar al oscilador estable.



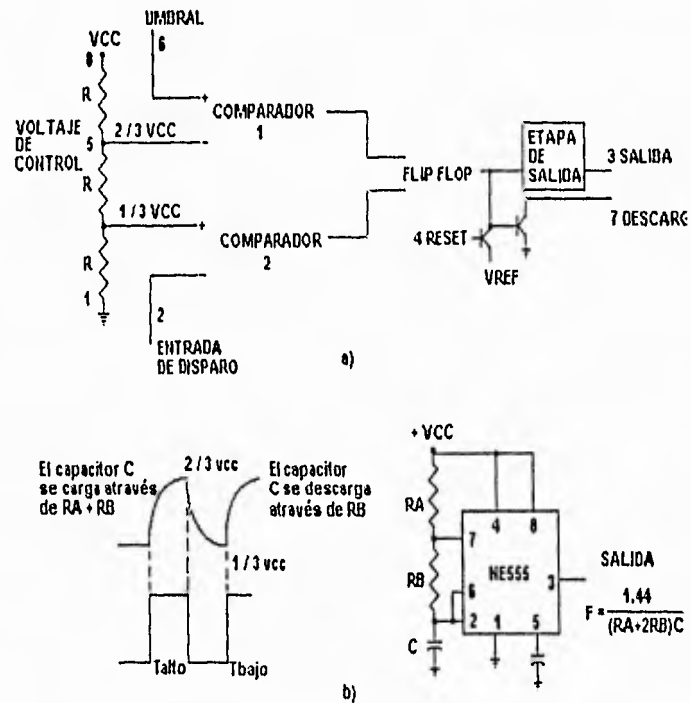


Fig. 3.10. a) Detalles del CI temporizador 555  
b) Oscilador astable que emplea al 555

### El módulo de visualización

El módulo de visualización será dividido en 4 partes. Las 4 partes se comunicarán con el usuario, enviando mensajes y señales luminosas de control cuando el equipo este en operación.

Como el equipo de sonoplastia se podrá operar tanto

---

manualmente como por medio de un pedal, la primer parte del módulo de visualización estará formada por un par de *leds* de color verde, que señalarán la selección del modo de trabajo (manual o pedal) que el usuario haya determinado.

La segunda parte del módulo de visualización corresponde a los indicadores de la presencia de fallas, tanto mecánicas como electrónicas, para cada falla se usará un led bicolor, cuando el equipo trabaje sin ningún problema el color de los *leds* permanecerá en verde, pero una vez detectada una de las fallas, el color del *led* correspondiente cambiará a rojo. Cuando la unidad de control de procesos detecte la existencia de alguna de las fallas, por medio del puerto A del microcontrolador (terminales PA6 y PA5), mandará un nivel de voltaje alto al módulo de visualización, para poner en rojo al *led* correspondiente, y al mismo tiempo activará al módulo de alarma ya citado.

La tercer parte del módulo corresponde a un *display* alfanumérico de cristal líquido, de 16 caracteres por una línea. Este dispositivo tiene tanto líneas de control como líneas de datos. Las líneas de datos se conectarán al *bus* de datos de la unidad de control de procesos, mientras que las líneas de control se conectarán como sigue: La línea A0 se conectará a A0 del *bus* de direcciones, R/W se conectará al R/W

---

del microcontrolador y la línea E se conectará a la terminal correspondiente del decodificador, de acuerdo al mapa de memoria. Además el *display* tiene una terminal que se usa para el brillo de la pantalla del *display*, que se conectará por medio de un preset a Vcc.

Por último, la cuarta parte corresponde a una barra de *leds* que mostrará la intensidad de potencia del ultrasonido. La barra de *leds* esta formada por un arreglo de 10 *leds* de color verde y 10 *leds* de color rojo. La parte de los *leds* de color rojo indican zona crítica o máxima intensidad de potencia que se esta aplicando.

Para manejar al *display* de barras se utilizará un par de circuitos integrados **LM318**, que se conectarán en cascada. De acuerdo al voltaje que reciban en su entrada, proporcionarán alimentación al número correspondiente de *leds*, es decir, se iluminarán un cierto número de *leds*. Este circuito permite tener una muestra visual de la intensidad de la potencia que se está aplicando al transductor en el proceso de sonoplastía.

#### **El teclado**

El teclado lo formará un conjunto de 10 teclas, cada tecla estará compuesta por un interruptor *push boton* de tipo

---

miniatura, que se conectará por medio de una resistencia de de *pull-up* (4.7K ohms) a Vcc. Del teclado saldrán 10 líneas que se conectarán a un arreglo de CI's, codificadores de prioridad. Los codificadores de prioridad son de tecnología CMOS, de 8 bits, capturando sólo una tecla a la vez, de acuerdo con la prioridad de uso, de las teclas, es decir, que la primer tecla que haya sido presionada será capturada por los codificadores. Los 2 codificadores de prioridad, junto con 3 compuertas OR, proporcionarán una salida de 4 bits, que formarán el código de la tecla seleccionada. Este código se entregará a un *LATCH* de 8 entradas. Las entradas restantes del *LATCH* se conectarán a tierra, formando así un dato de 8 bits. La salida del *Latch* se conectará al bus de datos de la unidad de control de procesos. Como el *LATCH* tiene una terminal de habilitación, ésta se conectará a la terminal correspondiente del decodificador **74HC138**, de la unidad de control, de acuerdo al mapa de memoria, para tener control en la habilitación del teclado. La polarización de los circuitos del teclado será de 5 volts. Los componentes que se usarán son: 2 Codificadores de prioridad **MC14532B**, 1 CI de compuertas OR **MC14071**, 1 *LATCH* **74LS373**, 10 interruptores *push boton* miniatura y 10 resistencias de *pull-up* de 4.7 K ohms, conectadas a los interruptores.

### El oscilador

Como la oscilación de la señal de ultrasonido, y sobre todo la frecuencia de oscilación debe ser severamente controlada, y considerando que este control se realizará en lazo cerrado, debido a que se tomará la muestra de la señal entregada al transductor, y que será comparada con la de oscilación para corregir cualquier anomalía en desplazamiento de frecuencia o de alguna variación en amplitud, se determinó usar un circuito PLL (*PHASE LOCKED LOOP*), que se apega a estas características de oscilación. En general los PLL contienen un detector de fase, un filtro pasabajos y un oscilador controlado por voltaje, conectados como se ilustra en la figura 3.11.

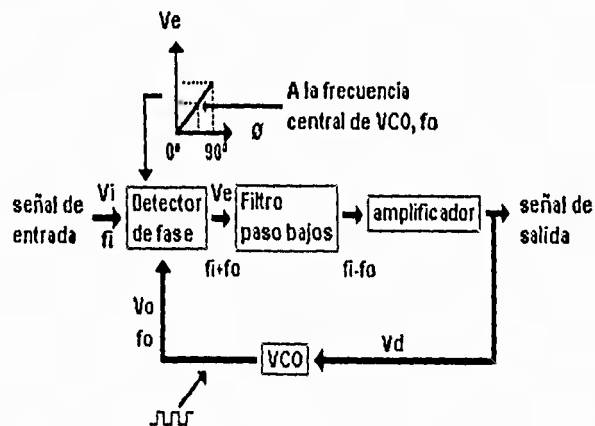


Fig. 3.11. Diagrama de bloques de un ciclo de fase cerrada (PLL).

---

La señal de entrada,  $V_i$ , y la proveniente de un VCO,  $V_o$ , se comparará mediante el comparador de fase, el cual proporcionará como salida un voltaje,  $V_e$ , que representa la diferencia de fase entre las dos señales. Después, este voltaje se alimenta a un filtro pasabajos que proporcionará un voltaje de salida que puede tomarse como el voltaje de salida del PLL y se empleará internamente como el voltaje para modular la frecuencia del VCO. La operación de lazo cerrado del circuito es para mantener la frecuencia del VCO cerrada a la fase de la señal de entrada. Cuando la frecuencia de la señal de entrada es la misma que la del VCO, el comparador proporciona el voltaje,  $V_d$ , tomado como salida, cuyo valor es el necesario para mantener al VCO en lazo cerrado con la señal de entrada. El VCO proporciona en su salida una señal de onda cuadrada de amplitud fija a la frecuencia de entrada. La mejor operación se obtiene si la frecuencia central del VCO,  $f_o$ , se ajusta con el voltaje de polarización DC a la mitad de su intervalo de operación lineal. El amplificador permite este ajuste en el voltaje DC, en base a que se obtiene como salida del circuito filtro. Cuando el lazo está cerrado, las 2 señales para el comparador son de la misma frecuencia, aunque no están necesariamente en fase. Una diferencia de fase fija entre las dos señales para el comparador produce un voltaje de DC fijo para el VCO.

---

Los cambios en la frecuencia de la señal de entrada producen el cambio del voltaje de DC para el VCO. Dentro de un rango de frecuencia de captura y amarre, el voltaje de DC activará la frecuencia del VCO para igualarla con la de la entrada. En tanto que el ciclo trata de lograr el amarre, la salida del comparador de fase contiene las componentes de frecuencia en la suma y diferencia de las señales comparadas. Un filtro pasabajos deja pasar sólo las componentes de baja frecuencia de la señal, de modo que el lazo pueda quedar cerrado entre las señales de entrada y del VCO. Debido al intervalo limitado de operación del VCO y a la conexión de retroalimentación del circuito PLL, hay dos bandas de frecuencia importantes que se especifican para un PLL, el rango de captura y el rango de amarre. El rango de captura de un PLL es el intervalo de frecuencia centrado en torno a la frecuencia libre de oscilación del VCO,  $f_0$ , sobre el cual el ciclo puede adquirir la condición de amarre con la señal de entrada. Una vez que el PLL ha logrado la captura, puede mantener la condición de amarre con la señal de entrada sobre un intervalo un poco más amplio de frecuencia denominado rango de amarre.

El PLL que se empleará es el **MC14046 de Motorola**, que contiene 2 comparadores de fase, un oscilador controlado por voltaje, una fuente seguidora, y un diodo zener. Los

comparadores tienen 2 entradas de señal común, PCAin y PCBin (figura 3.12). Su entrada PCAin puede ser usada en conexión directa a señales grandes, o acoplada con un capacitor en serie a pequeñas señales de voltaje. El mismo circuito de polarización ajusta pequeñas señales de voltaje en la región lineal del amplificador. El comparador de fase 1 provee una señal digital de error PC1out, y mantiene un desplazamiento de 90 grados de la frecuencia central entre las señales PCAin y PCBin. El comparador de fase 2 provee una señal digital de error, PC2out y LD, y mantiene a 0 grados de desplazamiento entre las señales PCAin y PCBin. El VCO produce una señal de salida VCOout mientras la frecuencia es determinada por el voltaje de entrada VCOin y el capacitor y resistencias conectados a las terminales C1a, C1b, R1 y R2.

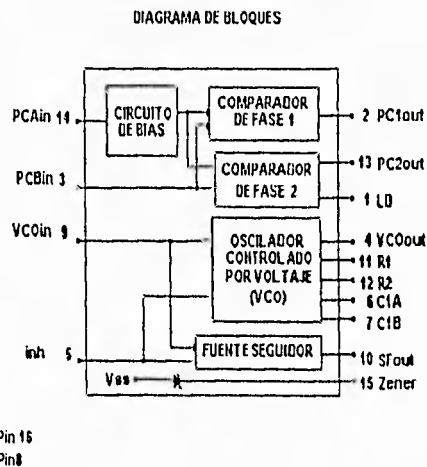


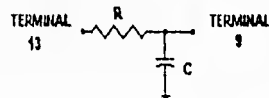
Fig. 3.12. Configuración interna del CI-MC14046.



Las terminales del PLL se conectarán como sigue:

- Las terminales 3 y 4 se conectarán a la entrada de un inversor.
- La terminal 5 se conectará a tierra, ya que por medio de esta terminal se habilita el funcionamiento del VCO.
- Entre las terminales 6 y 7 se conectará un capacitor, para determinar la frecuencia de trabajo. De acuerdo a indicaciones del manual el capacitor debe ser del rango  $100\text{pF} < C1 < 0.01\mu\text{F}$ . El capacitor propuesto es de 7.8 nF.
- La terminal 8 se conectará a tierra, para polarizar al CI.
- Entre las terminales 9 y 13 se conectará un filtro paso bajas, para dejar pasar sólo la frecuencia de amarre como se muestra a continuación.

Filtro paso-bajas



Para calcular los componentes del filtro se hace uso de la siguiente ecuación:

$$2 F_c = [ (2 F_L) / (3.1416 \times R \times C) ] / 2 \quad (3.1)$$

Donde

2 F<sub>c</sub> = Rango de frecuencia de captura,

2 F<sub>L</sub> = Rango de frecuencia de amarre,

$$2 F_L = F_{\text{máxima}} - F_{\text{mínima}} \quad (3.2)$$

Al usar el comparador de fase 2,  $F_c = FL$

Reduciendo la ecuación 1, y despejando FL tenemos:

$$2 FL = 1 / (3.1416 \times R \times C) \quad (3.3)$$

Considerando una variación del 2% de la frecuencia central  $f_o = 22\,500$  Hz, cuyo valor es requerida para el funcionamiento del transductor, tenemos:

$$F \text{ máxima} = 23\,000 \text{ Hz}$$

$$F \text{ mínima} = 22\,000 \text{ Hz}$$

De la ecuación 3.2, calculamos  $2 FL$

$$2 FL = 23\,000 - 22\,000 = 1\,000 \text{ Hz}$$

Proponiendo el valor del capacitor

$$C = 0.33 \text{ uF}$$

Despejando y calculando R, de la ecuación 3.3 tenemos:

$$R = 1 / (1\,000 \times 3.1416 \times 0.33 \text{ E-6})$$

$$R = 964 \text{ ohms}$$

- En la terminal 11 se conectará un preset para ajuste de la frecuencia máxima, el valor de la resistencia será:

Ecuación para calcular F máxima,

$$F \text{ máxima} = 1 / [R' \times (C + 32 \text{ pF})] + F \text{ mínima} \quad (3.4)$$

Considerando los siguientes valores:

$$F \text{ máxima} = 23\,000 \text{ Hz}$$

$$C = 7.8 \text{ nF}$$

Despejando y calculando R', tenemos:

$$R' = 1 / [(F \text{ máxima} - F \text{ mínima}) \times (C + 32 \text{ pF})]$$

$$R' = 1 / 1\ 000 \times [(7\ 800 + 32) \times 10E-12]$$

$$R' = 127\ 681 \text{ ohms}$$

- En la terminal 12 se conectará un preset para ajuste de la frecuencia mínima, el valor de la resistencia será:

Ecuación para calcular F mínima,

$$F \text{ mínima} = 1 / [R \times (C + 32 \text{ pF})] \quad (3.5)$$

Considerando los siguientes valores:

$$F \text{ mínima} = 22\ 000 \text{ Hz}$$

$$C = 7.8 \text{ nF}$$

Despejando y calculando R, tenemos:

$$R = 1 / [F \text{ mínima} \times (C + 32\text{pF}) \times 10E-12]$$

$$R = 1 / 22\ 000 \times [(7\ 800 + 32) \times 10E-12]$$

$$R = 5\ 804 \text{ ohms}$$

- La terminal 16 se conectará a VCC (15 volts) para polarizar al CI.
- En la terminal 14 se aplicará una muestra de la señal generada, por medio de un capacitor en serie, ya que la señal será pequeña.

Como el oscilador tiene que entregar la señal generada a la etapa de potencia y como veremos más adelante, que para que la etapa de potencia pueda amplificar la señal generada, requiere de dos señales de igual magnitud, de la misma

---

frecuencia, pero defasadas 180 grados entre ellas, la salida generada por el PLL se aplicará a un inversor, de esta forma podemos generar 2 señales, de igual amplitud y frecuencia, y defasadas 180 grados entre sí. El CI inversor que se usará es el MC14069 de Motorola, de tecnología CMOS, para que pueda trabajar con el mismo voltaje del PLL también se polarizará con 15 volts. Como dispositivo de enlace entre el oscilador y la etapa de potencia, se utilizará un *buffer* de 3 estados (MC14503 de Motorola), que será controlado por el microcontrolador, para permitir el manejo de la etapa de potencia, es decir, el microcontrolador decide si permite o no el paso de la señal generada a la etapa de potencia, si es así la señal será amplificada y recibida por el transductor, permitiendo desarrollar el proceso de sonoplastía, en caso contrario la señal no pasará a la etapa de potencia y por lo tanto no será amplificada ni recibida por el transductor.

El objetivo de este control de la señal es para permitir que el desarrollo y aplicación del proceso de sonoplastía sólo se lleve a cabo en el preciso instante de su aplicación, y no se pueda aplicar en el momento que se alimente la información del paciente al equipo de ultrasonido.

El uso y objetivo de las dos señales generadas por el oscilador se verá más claramente en el siguiente apartado.

---

### La etapa de potencia

La etapa de potencia estará formada por un circuito amplificador clase B, tipo *push pull*. En el circuito *push pull* se necesita desarrollar el voltaje de salida a través de la carga, de tal manera que las dos etapas que operan en la clase B proporcionen un ciclo completo de señal conduciendo en medios ciclos alternos. Este circuito se puede apreciar más claramente en la figura 3.13, en donde las 2 etapas que operan en *push pull* están formadas por Q1 y Q2, los cuales deben conducir en medios ciclos alternos, es decir, Q1 opera en la mitad del ciclo y Q2 opera en la mitad restante del ciclo. Para lograr que Q1 y Q2 trabajen alternadamente se requiere que las señales que reciban en sus *gates* sean iguales en amplitud y frecuencia pero defasadas 180 grados entre sí. Es por ello que se necesita que el oscilador genere dos señales. Para asegurar el trabajo alternado de Q1 y Q2 se conectarán en sus *gates* un arreglo RC para provocar un ligero retraso en la entrada de la señal (figura 3.14).

El circuito amplificador de potencia funciona de la siguiente manera: Durante el primer medio ciclo de operación, el *Mosfet* Q1 se lleva al estado de conducción, en tanto que el *Mosfet* Q2 está en corte. La corriente  $I_1$  que fluye

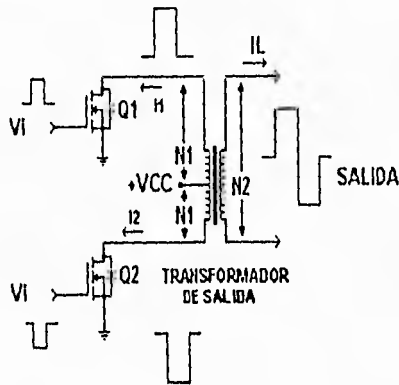


Fig. 3.13. Circuito Push Pull.

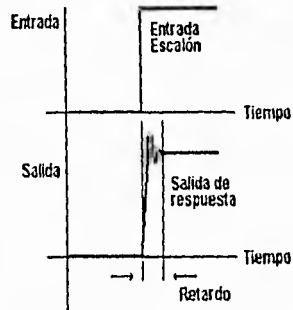


Fig. 3.14. Efecto del tiempo de retraso en la respuesta de salida a una entrada escalón.

a través del transformador produce el primer medio ciclo de señal hacia la carga.

Durante el segundo medio ciclo de la señal de entrada, Q2 conduce, en tanto que Q1 permanece en corte, y la corriente  $I_2$  que fluye a través del transformador produce el segundo medio ciclo hacia la carga. La señal de carga total

---

varía en todo el ciclo de la señal de operación.

Las dos señales generadas por la etapa de oscilación serán aplicadas directamente a los *gates* de los *Mosfets* Q1 y Q2. Es importante hacer notar que se emplearán *Mosfets* en lugar de *TBJ's* porque son dispositivos que nos permiten obtener señales más limpias, la velocidad de conmutación para altas frecuencias, es muy alta y eficiente. Como entre las terminales *gate* y *source* se tiene una impedancia muy alta, los *Mosfets*, pueden conectarse directamente a circuitos integrados de tecnología *CMOS* o *TTL*.

Los *Mosfets* se conectarán directamente al inversor y al *PLL* que proporcionan la señal generada, se incluyen los filtros paso bajas para producir un pequeño retraso en la señal, para eliminar distorsiones en los *Mosfets* al usar la configuración de *push pull*, y altos picos al realizar la conmutación alternada de saturación y corte.

La parte final de la etapa de potencia está formada por el transformador de salida, el cual será de tipo elevador de voltaje, para poder obtener el voltaje máximo de operación del transductor (500 Vpp). Además, como el transductor debe operar a una frecuencia de 22 500 Hz, el amplificador de potencia debe operar a esta frecuencia y por lo tanto el transformador de salida también, por este motivo el

---

transformador de salida debe tener núcleo de ferrita, en lugar de núcleo laminado, para tener una buena respuesta a esta frecuencia, ya que al usar un núcleo laminado, con esta frecuencia relativamente alta, éste se saturaría provocando distorsiones en la señal.

Para que el transductor tenga un voltaje de operación variable, que nos permita al mismo tiempo variar la intensidad de vibración, hace indispensable que la etapa de potencia pueda variar la amplitud de la señal que será aplicada al transductor. De acuerdo al circuito amplificador de potencia de la figura 3.13, se puede observar que el voltaje de polarización VCC de Q1 y Q2 que se aplica a través del tap central del devanado primario del transformador, nos genera una señal con un voltaje de pico de VCC, teniendo así una amplitud fija de la señal que será aplicada al transductor, directamente relacionada con el voltaje de polarización VCC. Por lo tanto para hacer variar la amplitud de la señal aplicada al transductor se necesita que el voltaje VCC varíe de 0 a VCC. La obtención del voltaje variable de VCC será analizada en la etapa de la fuente de alimentación.

La empresa fabricante de los cristales del transductor recomienda que el transductor se acople a la etapa de



---

potencia de un generador ultrasónico, por medio de un filtro paso bajas LC, para obtener una señal senoidal y una máxima ganancia, al operar a una frecuencia de resonancia, para este caso de 22 500 Hz que es correspondiente al transductor. De acuerdo a la hoja de especificaciones proporcionada por esta empresa, en la cual contenía una tabla de valores del capacitor y del inductor relacionados con la frecuencia y el voltaje máximo de operación del transductor, se obtuvieron los siguientes valores: Inductor de 15 mH, Capacitor de .33 uF.

Entre el filtro paso bajas y el transductor, se conectará el devanado primario de un toroide, que al circular corriente a través de su embobinado, habrá una caída de voltaje que se inducirá al devanado secundario del toroide, para obtener una muestra de la señal que esté recibiendo el transductor. Esta muestra será aplicada a la terminal 14 del circuito del PLL de la etapa de oscilación, para formar un sistema en lazo cerrado, como se mencionó en el apartado del oscilador.

Con motivo de que el microcontrolador sepa si el transductor está o no conectado al equipo, y en el caso que el transductor no esté conectado, el microcontrolador debe detectarlo para no permitir que se genere la señal

ultrasónica (este caso se relaciona con el uso del *buffer* mencionado en el enlace del oscilador con la etapa de potencia), la señal obtenida por el toroide se aplicará a un amplificador operacional, para compararla con un voltaje pequeño de DC de .005 volts. En la salida del operacional se tendrá un nivel de voltaje alto cuando el transductor esté recibiendo la señal generada, y un nivel bajo si el transductor no recibe la señal generada, detectando así, si el transductor está bien conectado, y determinar si existe o no una falla mecánica. La salida del operacional se conectará al puerto A del microcontrolador. (figura 3.15)

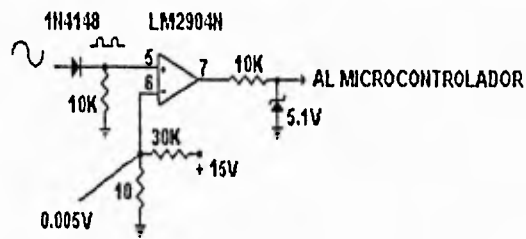


Fig. 3.15. Detector de conexión del transductor.

---

### La fuente de alimentación

En la figura 3.16 se muestra un diagrama de bloques que contiene las partes de la fuente de alimentación y los voltajes en diversos puntos de la unidad. El voltaje AC es de 120 VAC, que se conecta a un transformador que reduce el nivel de voltaje para la salida deseada. Un rectificador con diodos proporciona después un voltaje rectificado de onda completa que se aplica a un filtro para suavizar la variación de la señal. A menudo, un simple filtro de capacitor es suficiente para proporcionar esta acción de suavizamiento. El voltaje resultante de DC, con algún rizo o variación de voltaje AC, se proporciona después como entrada a un regulador de voltaje que produce como salida un nivel de DC bien definido, con un voltaje de rizo extremadamente bajo, sobre un intervalo de carga. En algunas ocasiones y en algunas fuentes, se utiliza la etapa de protección, la cual detecta el aumento del voltaje en la carga cuando ocurre algún corto circuito en la etapa de regulación de la fuente, desconectando así la alimentación de la carga.

Una vez que se ha analizado el diseño de todos los módulos operativos, resaltaremos los diferentes valores de voltaje que requiere el equipo que se está diseñando. Los voltajes necesarios son 40 VDC, 5 VDC y 15 VDC.

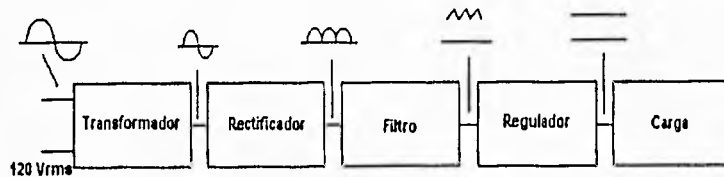


Fig. 3.16. Diagrama de bloques de las partes de la fuente de alimentación.

Como punto de partida en el diseño de la fuente de alimentación, tomaremos en cuenta las recomendaciones que proporcionó la empresa "MORGAN MATROC INC. ", con relación al transductor. Se aconseja que el voltaje que alimenté a la etapa de potencia del transductor sea totalmente independiente de los voltajes que polaricen al resto del sistema, para evitar que la señal de ruido que llegué a generar las vibraciones del transductor afecten al funcionamiento de todo el sistema. Una de las especificaciones que proporcionó esta empresa fue la corriente máxima que consume el transductor, la cual es de 3 amperes en operación continua. De acuerdo a estos datos y siguiendo el diagrama a bloques de la figura 3.16, el bloque del transformador estará formado por 2 transformadores, uno de 127-40 Volts de 5 amperes, que se usará para obtener el voltaje de alimentación de 40 VDC de la etapa de potencia, y otro de 127-24 V de 3 amperes, para obtener los voltajes de alimentación de 5 VDC y 15 VDC del resto de los dispositivos.

Antes de continuar con el diseño de la fuente, seleccionaremos el interruptor de encendido general, y los fusibles que se conectarán en los devanados primarios de los transformadores que se van a usar. El interruptor se seleccionará de acuerdo a la suma de las corrientes máximas de los devanados primarios de los transformadores, esto es:

Relación de transformación:  $r = V_1/V_2 = I_2/I_1$

Transformador de 127-40 Volts, 5 amperes.

$$V_1 = 127, I_1 = ?$$

$$V_2 = 40, I_2 = 5$$

$$r = 127/40 = 3.175 \quad (3.6)$$

por lo tanto,

$$I_1 = I_2/r \quad (3.7)$$

$$I_1 = 5/3.175 = 1.57 \text{ Amp.}$$

dando un 10% al valor obtenido de la corriente, como un margen de seguridad, tenemos que el valor del fusible es de  $1.57 \times 1.1 = 1.73$  Amp. de fusión rápida.

Transformador de 127-24, 3 ampers.

$$V_1 = 127, I_1 = ?$$

$$V_2 = 24, I_2 = 3$$

$$r = 127/24 = 5.29 \quad (3.8)$$

por lo tanto,

$$I_1 = I_2/r \quad (3.9)$$

$$I_1 = 3/5.29 = 0.57 \text{ Amp.}$$

---

dando un 10% al valor obtenido de la corriente, como un margen de seguridad, tenemos que el valor del fusible es de  $0.57 \times 1.1 = 0.63$  Amp. de fusión rápida.

Sumando las 2 corrientes:  $I_t = I_{1'} + I_1$  (3.10)

$$I_t = 0.57 + 1.57$$

$$I_t = 2.14 \text{ Amp.}$$

dando un 10% al valor obtenido de la corriente, como un margen de seguridad, tenemos que el valor del interruptor será de  $2.14 \times 1.1 = 2.35$  Amperes, pero comercialmente no existen interruptores de este valor, por lo cual el interruptor más cercano será el de 3 Amperes.

El juego de fusibles protegen de sobrecarga a todo el equipo.

Continuando con el diagrama a bloques, el bloque de rectificación para ambas fuentes estará formada por un puente de diodos con número **SB604**, cuyas especificaciones son las siguientes: Corriente de 6 Amp. y voltaje de inversa de 600 V.

El bloque de filtrado para la fuente de 40 VDC, estará formada por un capacitor, siendo su valor elegido de acuerdo a los siguientes cálculos:

Tomando las siguientes consideraciones:

V<sub>máx.</sub> = 40 Volts  
 V<sub>mín.</sub> = 27 Volts  
 I<sub>c</sub> = 4 amp  
 F = 60 Hz

y considerando las ecuaciones:

donde T: Periodo  
 f: Frecuencia  $T = 1/F$  (3.11)

$$I = C \, dV/dt \quad (3.12)$$

$$V(t) = A \, \text{sen } \omega t \quad (3.13)$$

y despejando C, tenemos:  $C = I \, dt/dV$  (3.14)

para la frecuencia de 60 Hz, el periodo es:

$$T = 1/60 = 0.016 \text{ seg.}$$

como la amplitud máxima del ciclo positivo de una señal senoidal se encuentra en la cuarta parte del periodo, tenemos:

$$T/4 = 0.004166 \text{ seg.}$$

Despejando t de la ecuación 3.13, y considerando que la razón de variación del voltaje es  $V(t) = (V_{\text{mín}}/V_{\text{máx}})$ , tenemos:

$$t = [1/(2 \times 3.1416 \times F)] \text{ arc sen } (V_{\text{mín}}/V_{\text{máx}})$$

sustituyendo datos

$$t = [1/(2 \times 3.1416 \times 60)] \text{ arc sen } (27/40)$$

$$t = 0.001965$$

De la ecuación 3.14 tenemos

$$C = 4 \times [(0.00416 + 0.001965)/(40 - 27)]$$

$$C = 1884 \text{ uF}$$

Continuando con el diseño de la fuente de 5 y 15 Volts. Tenemos que el bloque de filtrado estará formado también por un capacitor con valor de:

Tomando las siguientes consideraciones:

Vmáx. = 24 Volts  
 Vmín. = 20 Volts  
 Ic = 1 amp  
 F = 60 Hz

y considerando las ecuaciones:

$$I = C \, dV/dt \quad (3.15)$$

$$V(t) = A \, \text{sen } \omega t \quad (3.16)$$

despejando C  $C = I \, dt/dV \quad (3.17)$

Despejando t de la ecuación 3.16, y considerando que la razón de variación del voltaje es  $V(t) = (V_{\text{mín}}/V_{\text{máx}})$ , tenemos:

$$t = [1/(2 \times 3.1416 \times F)] \, \text{arc sen } (V_{\text{mín}}/V_{\text{máx}})$$

sustituyendo datos

$$t = [1/(2 \times 3.1416 \times 60)] \, \text{arc sen } (20/24)$$

$$t = 0.00261$$

De la ecuación 3.17 tenemos:

$$C = 1 \, \text{X} \, [(0.00416 + 0.00261)/(24 - 20)]$$

$$C = 1692 \, \mu\text{F}$$



El bloque de regulación estará formado por una etapa de preregulación con su circuito de protección y por un par de reguladores lineales. La etapa de preregulación se usa con el fin de entregar un voltaje menor de los 24 volts a los reguladores lineales, sobre todo para el regulador de 5 volts para evitar una reducción de un voltaje de 24 a 5 volts que pueda producir un sobrecalentamiento en el dispositivo. El preregulador será del tipo de transistores en serie (figura 3.17), el transistor se comporta como un simple resistor variable ( $R_T$ ) cuya resistencia se determina mediante las condiciones de operación. Para variaciones de  $R_L$ , si  $V_L$  debe permanecer constante, la proporción entre  $R_L$  y  $R_T$  debe permanecer fija. Aplicando la regla del divisor de voltaje se obtiene:

[fijo para  $V_L$  constante]

$$V_L = [R_L / (R_L + R_T)] \times V_i \quad (3.18)$$

Para  $R_L / R_T = k_1$  o  $R_L = k_1 R_T \quad (3.19)$

$$R_L / (R_L + R_T) = k_1 \times R_T / (k_1 R_T + R_T) \quad (3.20)$$

Si llamamos  $k = R_L / (R_L + R_T)$ , tenemos:

$$k = k_1 \times R_T / [R_T \times (k_1 + 1)]$$

$$k = k_1 / (k_1 + 1) \quad (3.21)$$

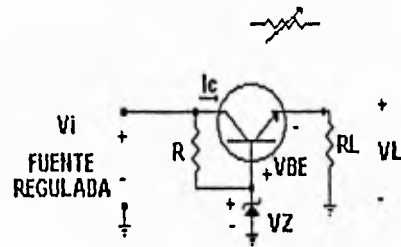


Fig. 3.17 Regulador de voltaje en serie transistorizado.

Para una carga creciente o decreciente ( $R_L$ ),  $R_T$  debe cambiar en la misma forma y a la misma velocidad para mantener la misma división de voltaje. Recordando que la regulación de voltaje se determina observando las variaciones en el voltaje terminal frente a la demanda de corriente de carga. En este circuito una demanda creciente de corriente asociada con una disminución de  $R_L$  producirá la tendencia en la parte de  $V_L$  para decrecer también en magnitud. Sin embargo, si aplicamos la ley de voltaje de Kirchoff alrededor del circuito de salida de la figura 3.17, tenemos:

$$V_{BE} = V_z - V_L \quad (3.22)$$

$V_z$ , fijo

Una disminución en  $V_L$  (puesto que  $V_z$  es de magnitud fija) producirá un incremento de  $V_{BE}$ . Este efecto, a su vez, incrementará el nivel de conducción del transistor, produciéndose una reducción en la resistencia de sus terminales (colector a emisor). El valor de la resistencia  $R$  y el valor de la potencia del diodo zener se calcula a continuación.

Considerando que:

$$I_{Lm\acute{a}x} = 2 \text{ amp.}$$

$h_{fe}$  del transistor TIP110 es igual a 1000

$$I_E = I_C = I_{Lm\acute{a}x} = 2 \text{ amp.}, \quad I_C = h_{fe} I_B$$

$$\text{Tenemos:} \quad I_B = I_C / h_{fe} \quad (3.23)$$

$$I_B = 2 / 1000$$

$$I_B = 0.002 \text{ Amp.}$$

considerando que  $I_R = I_B$  y calculando la resistencia  $R$ , tenemos:

$$R = (V_i - V_z) / I_B \quad (3.24)$$

$$R = (24 - 20) / 0.002$$

$$R = 2 \text{ K ohms}$$

Tomando  $I_z = 0.002 \text{ amp.}$ , la potencia del zener es:

$$P = V_z \times I_z \quad (3.25)$$

$$P = 20 \times 0.002 = 40 \text{ mWatts}$$

Después del bloque de regulación se tendrá una etapa de protección para todo el sistema (figura 3.18). La protección estará formada por un divisor de voltaje que se conectará a la base de un TBJ, el cual estará en el estado de conducción, a consecuencia de un corto circuito en el transistor TIP110, activando un relevador que cortará la alimentación al sistema, al mismo tiempo se encenderá un led que indicará que hay problemas en la fuente, los cálculos de los valores de las resistencias usadas se muestran a continuación. Proponiendo para  $R2'$  un valor de 2 Kohms, y tomando los valores de  $V_{be}$  de  $Q1 = .7$  y de  $V_{led} = 1.6$ , de las hojas de especificaciones, tenemos:

$$V1 = V_{be} + V_{led} \quad (3.26)$$

$$V1 = .7 + 1.6$$

$$V1 = 2.3 \text{ V}$$

Tenemos

$$V1 = [R2' / (R1 + R2)] \times V_i \quad (3.27)$$

Despejando  $R1+R2$

$$R1+R2 = R2' \times (V_i / V1) \quad (3.28)$$

$$R1+R2 = 2 \times (24 / 2.3)$$

$$R1+R2 = 20.87 \text{ Kohms}$$

De este resultado podemos considerar que  $R2 = 5 \text{ K ohms}$ , por lo que  $R1 = 20.87 - 5 = 15.87 \text{ K ohms}$

Cálculo de la corriente del relevador, cuya resistencia del embobinado es 150 ohms:

$$I_r = V/r \quad \text{si } r = 150 \text{ ohms, y } V = 12V \quad (3.29)$$

$$I_r = 12/150 \quad (3.30)$$

$$I_r = 80 \text{ mA.}$$

Para calcular el voltaje en la resistencia R3 tenemos,

$$24 = V_r + V_{R3} + V_{CE} + V_{led} \quad (3.31)$$

Despejando VR3

$$V_{R3} = 24 - V_r - V_{CE} - V_{led} \quad (3.32)$$

$$V_{R3} = 24 - 12 - 0.2 - 1.6$$

$$V_{R3} = 10.2 \text{ V}$$

$$R3 = V_{R3}/I_r \quad (3.33)$$

$$R3 = 10.2/80$$

$$R3 = 127 \text{ ohms}$$

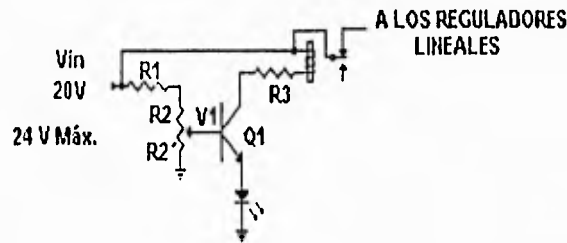


Fig. 3.18. Circuito protector de la fuente.

Una vez protegida la fuente se reducirá el voltaje a 5 y 15 VDC, por medio de dos CI (reguladores de voltaje). Para obtener el voltaje de 15 VDC se usará el CI LM7815, que proporcionará un voltaje regulado fijo de + 15 VDC, para una corriente máxima de 1 ampere. Para obtener el voltaje de 5 VDC se usará otro regulador de la misma familia, el CI LM7805, que proporcionará un voltaje fijo de + 5 VDC, para una corriente máxima de 1 ampere. Para ambos CI's se conectarán en su salida un capacitor de 10 uF para eliminar señales de

ruido de baja frecuencia, y uno de 0.1 uF para señales de ruido de alta frecuencia.

Es importante determinar si estos reguladores de voltaje necesitan un disipador de calor, para mantener la temperatura de juntura de estos dispositivos dentro de los límites especificados por el fabricante. Como ambos reguladores de voltaje tienen un montaje de tipo TO 220, sus especificaciones son las mismas, las cuales son:

TJmáx. = 150 °C	Temperatura máxima de juntura.
RJA = 45 °C/W	Resistencia térmica de juntura.
TA = 25 °C	Temperatura ambiente.

empleando la siguiente ecuación vista en las clases de electrónica de potencia, para obtener la máxima potencia permisible que pueda disipar un dispositivo semiconductor con montaje TO 220, tenemos:

$$P_{\text{máx dis.}} = (T_J - T_A) / R_{JA} = (150 - 25) / 45 = 2.77 \text{ W} \quad (3.34)$$

Y considerando que los reguladores trabajarán a su corriente máxima de 1 ampere, tenemos:

Potencia máxima de los CI's

7815
$P = (V_i - V_o) / I_{\text{máx.}}$
$P = (20 - 15) / 1$
$P = 5 \text{ Watts}$

7805
$P = (V_i - V_o) / I_{\text{máx.}}$
$P = (20 - 5) / 1$
$P = 15 \text{ Watts}$

Los valores obtenidos de la potencia máxima de los 2 CI's son mayores que la potencia máxima permisible de 2.77 W, lo que nos indica que los dos dispositivos requieren el empleo de disipadores de calor.

Con base a una tabla de características de los disipadores, proporcionada por la empresa Switchcraft, fabricante de disipadores, se obtuvieron las siguientes especificaciones para los disipadores de los reguladores de voltaje:

Para el circuito integrado LM7815, tenemos:

Datos.

Montaje TO 220.

Potencia máxima 5 watts.

Especificaciones.

Resistencia térmica del disipador 7.35 °C/W

Espacio físico: Largo 2.5 cm, Alto 4 cm, Espesor 1 mm.

Material Aluminio Anodizado.

Características físicas: Peine de 3 aletas.

Eficiencia 95 %.

Para el circuito integrado LM7805, tenemos:

Datos.

Montaje TO 220.

Potencia máxima 15 watts.

Especificaciones.

Resistencia térmica del disipador 3.20 °C/W

Espacio físico: Largo 2.5 cm, Alto 5.2 cm, Espesor 1 mm.

Material Aluminio Anodizado.

Características físicas: Peine de 3 aletas.

Eficiencia 95 %.

---

Las aletas que traen los disipadores son usadas con el fin de aumentar el área activa de disipación de los dispositivos. El disipador debe ser puesto en posición vertical para lograr una convección natural, además los disipadores se deben posicionar de tal forma que no absorban energía de otros cuerpos.

Cuando se analizó la etapa de potencia, se hizo mención de un voltaje variable de 0 a VCC (30 Volts), que alimenta dicha etapa, este voltaje se obtendrá de la siguiente manera: El circuito que se utilizará para obtener el voltaje variable de 0 a 30 Volts, es un circuito regulador de voltaje de tipo discreto, como se muestra en la figura 3.19. Este circuito emplea un transistor Q1 como regulador de voltaje en serie con un segundo transistor Q2 de control. El potencial base a emisor ( $V_{BE2}$ ) del transistor de control Q2 se determina a partir de la diferencia entre  $V_1$  y el voltaje de referencia  $V_D$ . El nivel de voltaje  $V_1$  es sensible a los cambios en el voltaje terminal  $V_L$ . Cualquier tendencia por aumentar en la parte de  $V_L$  dará como resultado un aumento en  $V_1$  y, por tanto, en  $V_{BE2}$  ya que  $V_{BE2} = V_1 - V_D$ . La diferencia de potencial se amplifica mediante el transistor de control Q2 y se lleva al transistor Q1 que trabajará como un elemento variable resistivo. Un incremento en el voltaje  $V_{BE2}$  corresponde a un incremento en  $I_{B2}$  y por tanto en  $I_{C2}$  que producirá un valor



decreciente de  $I_{B1}$  (suponiendo que  $I_{R3}$  será relativamente constante o que disminuye ligeramente). El resultado neto es una disminución de la conductividad de  $Q1$  correspondiente a un aumento en su resistencia terminal y una estabilización de  $V_L$ . La variación del voltaje se hará a través de  $R1$ .

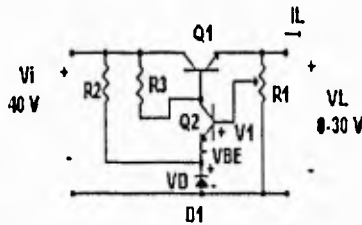


Fig. 3.19. Regulador en serie con dos transistores.

Q1- 2N6284	Q2- 2N5682
$I_c = 20 \text{ Amp.}$	$I_c = 1.5 \text{ Amp.}$
$h_{fe} = 2500$	$h_{fe} = 90$

Para calcular el valor de las resistencias primero analizaremos el caso en el que el voltaje de salida sea el máximo de VCC (30 Volts). Como se puede observar en la figura al tener un voltaje de 30 Volts en la salida, la base del transistor  $Q2$  quedaría conectada a tierra por lo que el transistor  $Q2$  se encontraría en corte, quedando por analizar la malla del transistor  $Q1$ , y así poder obtener el valor de  $R3$ .

Proponiendo para  $R1$  un valor de 500 ohms, tenemos:

$$I_{R1} = V_L / R1 = 30 / 500 = 0.06 \text{ Amp.} \quad (3.35)$$

$$ICQ1 = IL + IR1 = 3 + 0.06 = 3.06 \text{ Amp.} \quad (3.36)$$

$$IB1 = ICQ1 / hfe = 3.06 / 2500 = 1.22 \text{ ma} \quad (3.37)$$

$$VR3 = Vcc - VbeQ1 - VL = 40 - 1.4 - 30 = 8.6 \text{ V} \quad (3.38)$$

$$R3 = VR3 / IR3 = 8.6 / 0.00122 = 7.05 \text{ K ohms} \quad (3.39)$$

Ahora para calcular el valor de la resistencia R2, consideraremos que el voltaje de salida es de 0 volts.

$$Vi = VR2 + VD \quad (3.40)$$

$$VR2 = Vi - VD = 40 - .7 = 39.3 \text{ V} \quad (3.41)$$

Y considerando que Q1 está en corte, tenemos:

$$IR3 = IR2 \quad (3.42)$$

$$VR3 = Vi - VCEQ2 - VD = 40 - .2 - .7 = 39.1 \text{ V} \quad (3.43)$$

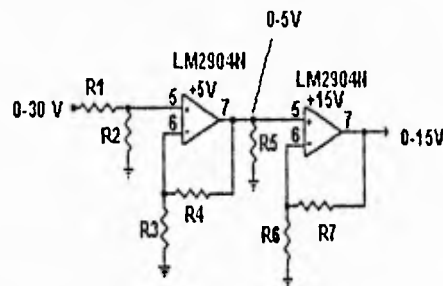
$$IR3 = VR3/R3 = 39.1 / 7050 = 5.55 \text{ ma} \quad (3.44)$$

$$R2 = VR2 / IR2 = 39.3 / 5.55 = 7.09 \text{ K ohms} \quad (3.45)$$

Se uso un regulador de tipo discreto, porque para operar a estos valores de corriente, el costo de los reguladores lineales aumenta considerablemente, haciendo que un regulador discreto sea más económico.

Como el voltaje de Vcc (0 - 30 VDC) que alimenta a la etapa de potencia debe ser usado por el convertidor A/D del microcontrolador, como referencia en el software para diferentes procesos (para disparar el reloj que marcará la duración del proceso de sonoplastía, ya mencionado, y para la detección de la falta del transductor a la salida), y

al no poderse aplicar directamente al microcontrolador, se requiere tener un voltaje equivalente a éste, que tenga una variación de 0 a 5 Volts en lugar de 0 a 30 Volts. También el voltaje variable de 0 a 30 Volts será usado en el circuito de la barra de leds de la etapa de visualización, ya que la barra de leds nos indicará la magnitud del voltaje variable. Al igual que con el microcontrolador se debe tener un voltaje equivalente, que en este caso tenga una variación de 0 a 15 volts. El circuito que se usará para obtener estos voltajes equivalentes se muestra en la figura 3.20.



$$VR2 = [R2 / (R1 + R2)] \times 30$$

$$VR2 = 1.5 \text{ V}, R2 = 10 \text{ K ohms}$$

Despejando y calculando R1

$$R1 = 285 / 1.5 = 190 \text{ Kohms}$$

Calculando R3 Y R4

$$R3 = 10 \text{ Kohms}$$

$$VR5 = VR2 \times (1 + R4 / R3)$$

$$5 / 1.5 = 1 + R4 / 10$$

$$R4 = 23.3 \text{ Kohms}$$

Calculando R5 Y R6

$$R6 = 15 \text{ Kohms}$$

$$Vo = VR5 \times (1 + R5 / R6)$$

$$15 / 5 = 1 + R5 / 15$$

$$R5 = 30 \text{ Kohms}$$

Fig. 3.20. Circuito reductor de voltaje de la etapa de potencia.

---

Los diagramas de los circuitos desarrollados se muestran en el apendice C. Con este último análisis se concluyen los diseños de los diferentes módulos que componen el sistema. A continuación se presenta el diseño de la parte del software.

#### **Diseño del software**

Siguiendo la técnica de diseño funcional descendente, ahora analizaremos el diseño del software del sistema. La edición del programa se realizará en el editor de TURBO C, mientras que el ensamblado del software se hará con el programa AVMAC11, además para realizar pruebas durante el desarrollo del software, tomaremos como programa de apoyo en la simulación del software al simulador AVSIM11 (simulador del microcontrolador HC11).

El diseño del programa se particionará en pequeños bloques, probándose cada uno. De acuerdo al avance que se vaya teniendo en el diseño, se irán anidando al programa del sistema. Todo el programa del sistema se almacenará, como ya se dijo, en una memoria EPROM externa al microcontrolador.

A continuación se presenta un diagrama de flujo del software del sistema, figura 3.21.

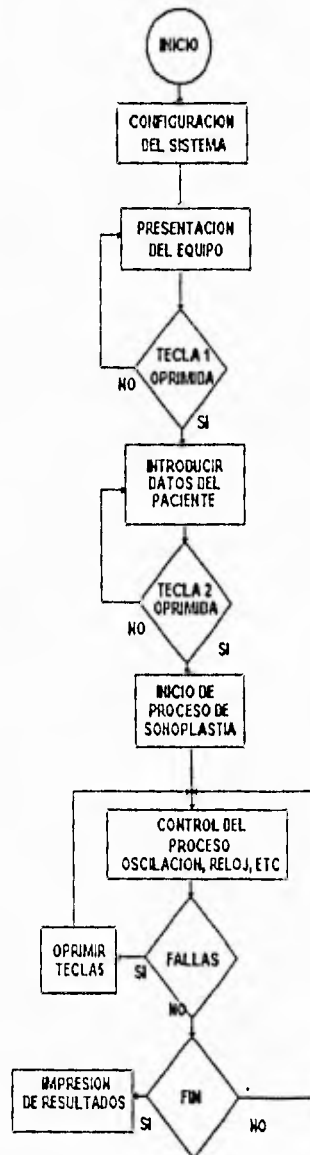


Fig. 3.21 Diagrama de flujo del software.

---

Los principales bloques del programa del sistema son:

- Como medio de interacción del sistema con el usuario, el microcontrolador utilizará un display alfanumérico, en donde se desplegará la información del proceso de sonoplastía. De acuerdo a esta función se tendrán 2 bloques de programación, uno que manejará las señales de control para que el display esté listo para desplegar la información y otro que enviará la información al display.
- También como medio de interacción entre el sistema y el usuario se contará con un teclado. En esta parte se desarrollarán varias subrutinas en la programación, las cuales realizarán: la introducción de datos al sistema por medio de un par de teclas, realizando un poleo del abecedario, y desplegando letra por letra en el display, y el empleo de alguna tecla en especial para el inicio o fin de algún proceso.
- Uno de los bloques del software realizará, durante la aplicación del proceso de sonoplastía, el desplegado del tiempo de duración del proceso, es decir, que se tendrá un reloj que llevará el control del tiempo, tanto parcial como final, de la aplicación de sonoplastía.
- El sistema debe realizar una verificación del hardware para

ver si existen o no fallas, tanto eléctricas como mecánicas, las mecánicas se refiere a la ausencia del transductor. Si existen fallas el sistema activará una alarma, con la que el usuario se enterará que ha ocurrido una falla.

- El sistema tendrá el control en la generación de la señal que se aplicará al transductor.
- El sistema emitirá los resultados del proceso de sonoplastía por medio de una impresora, por lo que el programa tendrá una rutina de control y sincronización de la impresora, así como la transmisión de la información.

De acuerdo al avance en el diseño del hardware, se realizarán pruebas con los bloques del software, en forma progresiva hasta tener la unión total del software con el hardware.

#### **Calibración y pruebas.**

Para la puesta a punto del equipo de ultrasonido se debe seguir el siguiente procedimiento de calibración:

1. Verificar el valor de los diferentes voltajes generados por la fuente de alimentación.
2. En la etapa de visualización, ajustar el control de brillo correspondiente al display de cristal líquido.

- 
3. En la etapa de visualización, ajustar la barra de leds, de manera que cuando todos los leds estén encendidos, corresponda a tener en la fuente de alimentación el voltaje máximo (30 Volts) del voltaje variable (0 a 30 Volts), que alimenta a la etapa de potencia, y tener todos los leds apagados cuando este voltaje sea el mínimo (0 Volts).
  4. En la etapa de oscilación, con el empleo de un osciloscopio visualizar la señal generada por el circuito PLL y, ajustar en el circuito PLL el preset correspondiente al ajuste de la frecuencia mínima para fijar el límite inferior del rango de la frecuencia de captura, también en el PLL ajustar el preset correspondiente al ajuste de la frecuencia máxima para fijar el límite superior del rango de la frecuencia de captura.

Una vez calibrado el equipo de ultrasonido, se deben realizar las siguientes pruebas antes de ser utilizado con personas.

1. En un osciloscopio, visualizar la señal ultrasónica .que se entrega al transductor. Verificar que esta señal sea de tipo senoidal, verificar que la amplitud de la señal ultrasónica pueda ser manipulada por el usuario por medio del potenciómetro correspondiente al ajuste de la intensidad de vibración, y además revisar que la máxima



---

amplitud de la señal ultrasónica corresponda a los 600 Vpp ya citados en el análisis de la etapa de potencia.

2. Realizar una prueba de licuefacción para el proceso de sonoplastía. Esta prueba es para simular que vamos a mezclar la sangre de una persona con los coágulos y ateromas que se presentan en la enfermedad de aterosclerosis. Se debe seguir el siguiente procedimiento:
  - a) Conectar el transductor al equipo de ultrasonido.
  - b) En un recipiente agregar agua (simula la sangre de una persona) y aceite automotriz (simula los coágulos y los ateromas).
  - c) Poner la punta del transductor dentro del recipiente.
  - d) Aumentar gradualmente la intensidad de vibración del transductor por medio de la perilla de control de la intensidad del equipo de ultrasonido.
  - e) Una vez aplicado el proceso de sonoplastía a la solución de agua y aceite, revisar que ambos líquidos hayan sufrido un proceso de licuefacción, de manera que tenga una solución blanquísima turbia, lo cual nos indica que el aceite y el agua quedaron mezclados. Si este resultado lo llevamos a la realidad, diríamos que los ateromas y los coágulos que se presentan en la enfermedad de aterosclerosis han sido destruidos después de haberse aplicado el proceso de sonoplastía.

3. Una vez que se hayan obtenido resultados satisfactorios de las pruebas anteriores, la aplicación del equipo de ultrasonido se debe probar con animales, preferentemente conejos y perros. Gracias a las facilidades que nos proporcionará el Hospital Centro Médico Siglo XXI, estas pruebas se podrán realizar en esta institución, en su laboratorio de patología, donde se proporcionarán algunos animales (conejos y perros) para realizar las pruebas de aplicación del equipo de ultrasonido.
  
4. Cuando los resultados obtenidos de la prueba anterior hayan sido excelentes, el equipo de sonoplastía se debe presentar en las oficinas de **CANIECE**, donde se realizarán todas las pruebas de calidad y operatividad, para ser aceptado por las **Normas Oficiales Mexicanas de Calidad (NOM)**. Una vez realizadas estas pruebas, el equipo de sonoplastía se podrá usar con personas que padezcan la enfermedad de aterosclerosis.

## C A P I T U L O      4

### APLICACION DEL EQUIPO DE ULTRASONIDO

#### 4.1 APLICACION CLINICA DEL EQUIPO DE ULTRASONIDO

Las primeras aplicaciones clínicas del equipo de ultrasonido se realizarán en el hospital de Cardiología del Centro Médico Siglo XXI, en su unidad de Coronaria, por el Médico Cardiólogo Cesar Monteverde, quien ha realizado todas las investigaciones hechas en México referentes al tratamiento de estos problemas cardíacos a nivel médico.

Antes de aplicar el proceso de sonoplastía a pacientes con problemas vasculares, se realizarán pruebas en perros y conejos. Una vez que los resultados obtenidos de estas pruebas hayan sido satisfactorios, se procederá a la aplicación de sonoplastía a este tipo de pacientes.

Para aplicar el proceso de sonoplastía con el equipo de ultrasonido, se elegirá que sean pacientes que tengan oclusión en la circulación sanguínea, en las arterias de las extremidades inferiores, ya que el diámetro de dichas

---

arterias es más grande que el de las arterias coronarias, además que la trayectoria de estas arterias es más recta que la trayectoria de las coronarias.

Para la realización del proceso de sonoplastia se tendrá que contar con el siguiente equipo:

Equipo	Componentes
Equipo de sonoplastía.	Generador ultrasónico sinusoidal Transductor Cuerda de acero 1.5 m. longitud Tubo capilar de enfriamiento Bomba de infusión
Equipo de angioscopia.	Catéter de fibras ópticas Juego de lentes ópticos Microcámara Fuente de luz Bomba de infusión Monitor de video Videograbadora

Equipo de angiografía.

Proceso de sonoplastía. La cuerda de acero se colocará por

---

medio de un tubo capilar (de enfriamiento) en la punta del transductor. También en el tubo capilar se insertará una manguera proveniente de la bomba de infusión, con objeto de inyectar agua destilada para enfriar a la cuerda y a la punta del transductor, durante la aplicación de sonoplastía. El transductor se conectará al generador ultrasónico. Para proceder a la aplicación del equipo de ultrasonido, la cuerda de acero, de 1mm de diámetro, se introducirá al cuerpo humano, a través de la arteria femoral, hasta el sitio donde se encuentra la oclusión. Cuando la cuerda se encuentre ya en el lugar afectado, se procederá a la aplicación de energía hacia el transductor, aplicando gradualmente potencia a las vibraciones de la cuerda, hasta la necesaria, para destruir el trombo que tiene ocluida a la arteria, disminuyéndolo en partículas muy pequeñas, que podrán ser absorbidas por la pared arterial. Este proceso deberá tener una duración aproximadamente de 1.5 a 3 minutos.

El equipo de angiografía se empleará para observar a través de rayos X, el avance que se tenga en la aplicación de sonoplastía, de la arteria ocluida.

El equipo de angioscopia también servirá de apoyo para seguir un correcto desarrollo del proceso. El equipo de angioscopia usa un catéter de tres orificios capilares, uno

---

posee unas 3000 fibras ópticas para extracción de imágenes, otro orificio transporta otro paquete de fibras ópticas para aplicar luz y el otro orificio está libre para aplicar agua destilada para lavar la punta del catéter. Este catéter se introducirá por la arteria femoral por medio de una guía, el catéter tendrá un diámetro de 5 mm y estará acoplado por medio del juego de lentes ópticos a la microcámara, llevando las imágenes extraídas del interior de la arteria hacia a un monitor de video, teniendo la facilidad de poder grabar todo el proceso con la videograbadora, para hacer un análisis posterior al proceso.

Después de haber realizado satisfactoriamente las primeras aplicaciones de ultrasonido a personas con oclusión a nivel de extremidades inferiores, se iniciará con las primeras aplicaciones de sonoplastía a nivel coronario de personas con afecciones cardíacas, como infarto al miocardio, debiéndose aplicar en las primeras horas del infarto. El manejo del equipo de sonoplastía en las arterias coronarias es muy delicado, ya que la trayectoria de las arterias es bastante curvilínea y de un diámetro muy pequeño.

## RESULTADOS Y CONCLUSIONES

### RESULTADOS

Los resultados del trabajo de tesis, obtenidos de la construcción y aplicación del equipo para sonoplastía, serán descritos a nivel de ingeniería, y de medicina, de manera independiente.

Como mencionamos en el transcurso del trabajo de tesis, que el funcionamiento del equipo electrónico para sonoplastía, estaría basado en el uso de un microcontrolador, y que el diseño del sistema se dividiría en la parte de hardware y de software. El diseño del software se realizó independientemente al del hardware, y de acuerdo al avance que se tenía en la construcción del sistema, se fueron incorporando y probando los bloques que se tenían del programa, hasta que se llegó a la conjunción total del software y hardware del sistema.

Durante la construcción del equipo de sonoplastía, pocos fueron los ajustes y modificaciones realizados al diseño del sistema, sobre todo en ajustes de valores comerciales de resistencias y capacitores. Dentro de las modificaciones realizadas, cabe mencionar, que se incluyeron capacitores de 0.1uF en la alimentación de voltaje de cada tarjeta del

---

sistema, para eliminar señales de ruido de alta frecuencia que se producían, con el uso del transductor.

Es importante mencionar que todo el diseño del equipo giró entorno a las especificaciones del transductor.

De los dispositivos internos del microcontrolador, sólo se usaron los siguientes: el control de modo, el timer, la EEPROM de 512 bytes interna, la RAM interna, el convertidor A/D, y los puertos de entrada/salida.

Uno de los aspectos importantes que se debe mencionar es la variabilidad del tipo de circuitos y configuraciones que se usaron, como es en el caso de los circuitos de regulación de voltaje, en ellos se usaron tanto CI's lineales como circuitos discretos de regulación. Dentro de las mejoras al sistema sería conveniente usar puros CI's lineales, ya que disminuiríamos el espacio de los circuitos, además que muchos de los CI's cuentan con protección interna para sobre carga.

El equipo de ultrasonido que se construyó como trabajo de tesis consta de dos gabinetes. El uso de dos gabinetes en lugar de uno sólo se debe a que cerca de la cama de operaciones de un hospital se debe tener el menor número de aparatos posibles que puedan entorpecer la labor del médico, teniendo cerca solamente los transductores de los aparatos



---

médicos y la instrumentación necesaria para el desarrollo quirúrgico, ya que si dejáramos todo el sistema en un sólo gabinete, sus dimensiones de espacio serían muy grandes, y podrían entorpecer la labor médica, es por ello que la parte operativa se deja en un gabinete que se puede colocar cerca de la cama de operaciones, y la fuente de alimentación en otro gabinete que se colocará lejos de la cama de operaciones. El gabinete principal contiene en su parte frontal al selector del modo de trabajo (manual o pedal), la perilla del modo de trabajo manual, el teclado, el display alfanumérico, la barra de leds que indica la intensidad de las vibraciones del transductor y los leds de falla. La parte posterior de este gabinete tiene 4 conectores, los cuales son para: la fuente de alimentación, la impresora, el transductor y el control para modo de trabajo con pedal.

A continuación se muestran algunas fotografías del equipo de ultrasonido desarrollado.

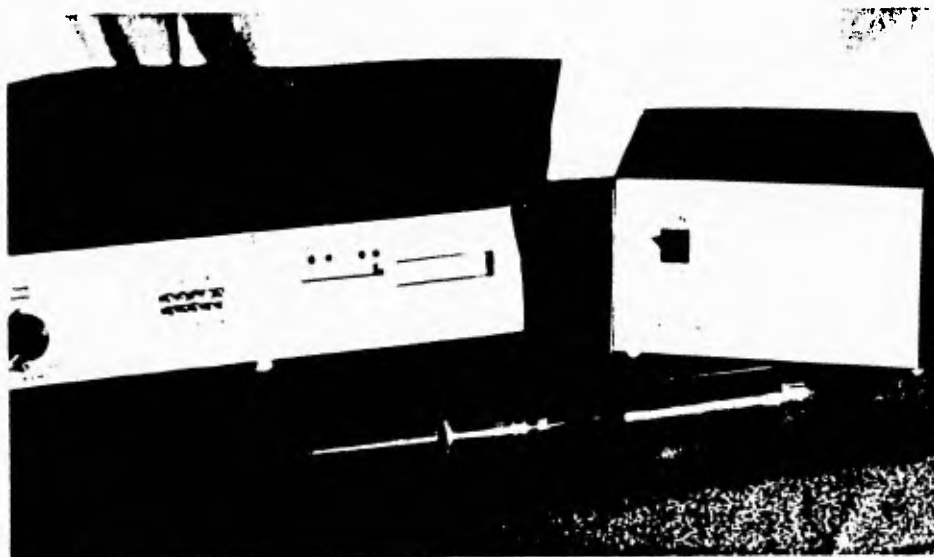


Figura 1. Equipo de ultrasonido para sonoplastía. Se muestra el gabinete primario y secundario, y transductor.



Figura 2. Vista posterior del gabinete secundario.

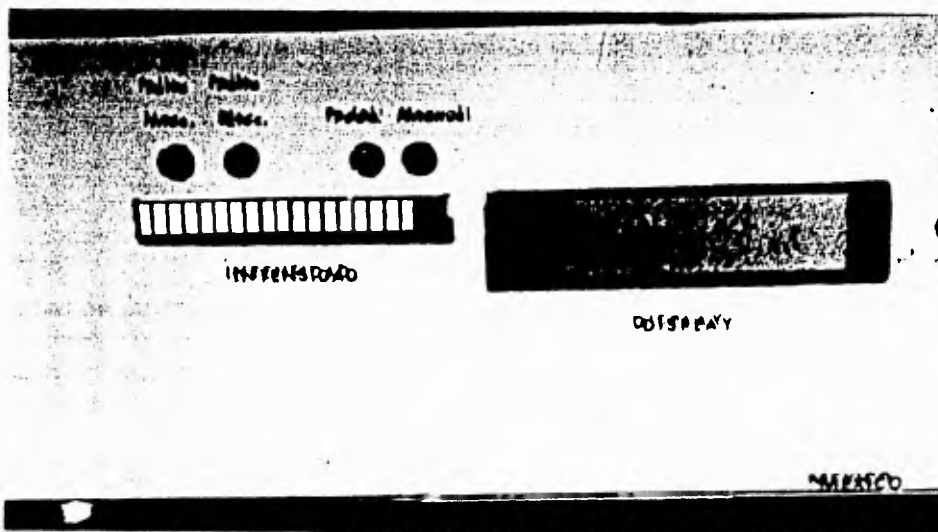


Figura 3. Vista frontal del gabinete primario.

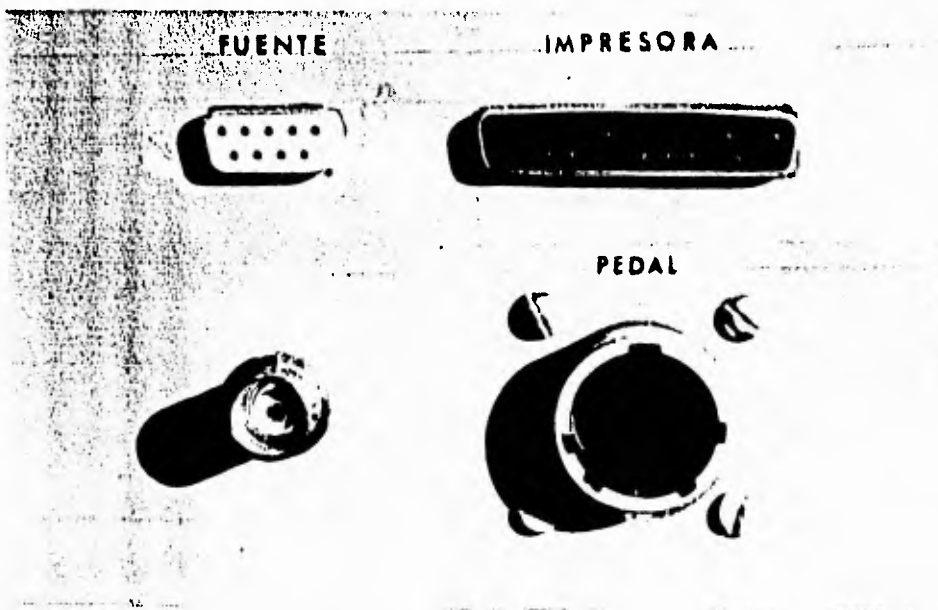


Figura 4. Vista posterior del gabinete primario.

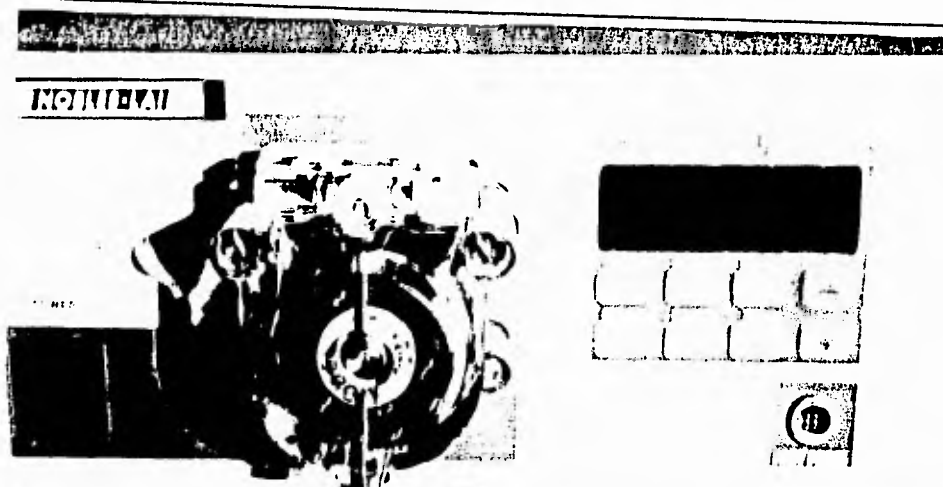


Figura 5. Bomba de infusión auxiliar.

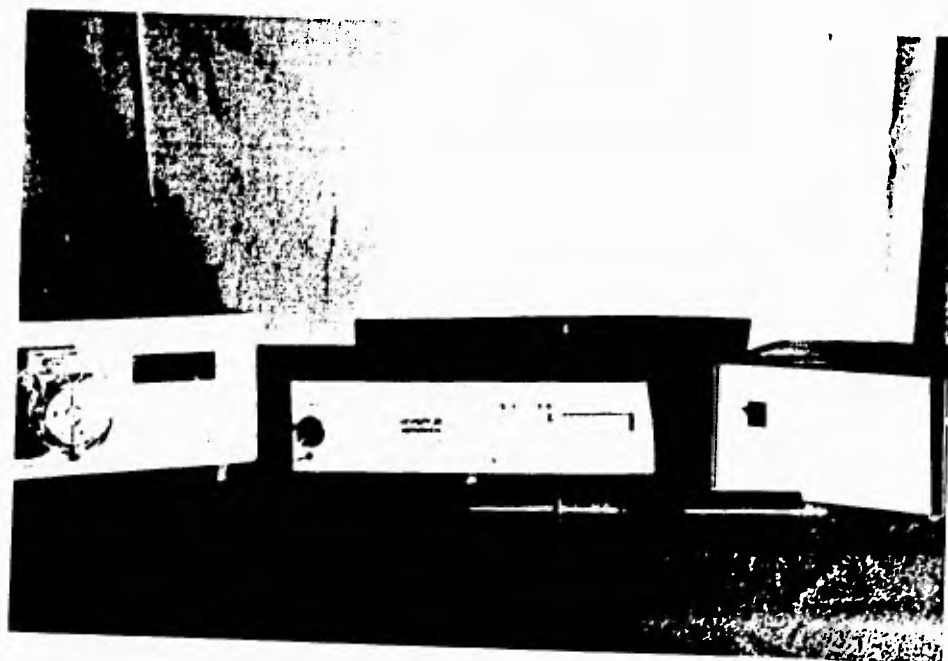


Figura 6. Equipo de sonoplastía.

Los resultados médicos que se obtuvieron fueron satisfactorios, ya que de 11 personas, con problemas de obstrucción en arterias de las extremidades inferiores, que se les realizó el proceso de sonoplastía, sólo 1 presentó un alto nivel de estenosis, impidiendo que el equipo de ultrasonido no pudieran destruir completamente la obstrucción. Esta persona ya había recibido varios tratamientos de láser, por lo que se le aplicó el estudio de sonoplastía como última alternativa, antes de llegar a una cirugía. El riesgo de la cirugía es que esta persona era de edad avanzada, y presentaba alto riesgo en la anestesia general para la cirugía.

De acuerdo a estos resultados obtenidos se puede ver que la aplicación de sonoplastía reduce considerablemente los niveles de estenosis a un 15%, y que de 11 pacientes, 10 resolvieron su problema.

#### CONCLUSIONES

Con la aplicación de este equipo de sonoplastía podemos ver claramente que se cumple el objetivo del ingeniero, de resolver o de cubrir las necesidades de la sociedad, para este caso a nivel de salud.

Con los resultados que se obtuvieron se puede ver la gran utilidad que presenta el equipo de sonoplastía, para

---

resolver este tipo de problemas cardíacos, y que presenta alta eficiencia en conjunto con el cuerpo médico que lo utilice. A este equipo todavía se le pueden hacer muchas mejoras, como hacerlo más portátil, con la reducción de su tamaño físico y con el empleo de baterías recargables, además, internamente se puede reducir la circuitería utilizada. Todavía se puede explotar más el uso del microcontrolador.

Para la cardiología, el equipo de ultrasonido para sonoplastia, representa una buena alternativa para atacar la aterosclerosis, sobre todo que para la aplicación de esta técnica el paciente no requiere una anestesia general, sino únicamente local en el área donde se realice la punción para insertar la cuerda de acero, reduciendo y eliminando los riesgos que se corren en una anestesia general, sobre todo para personas de edad avanzada, además es una gran alternativa para evitar la realización de alguna cirugía. Es importante hacer notar que las personas que reciben la aplicación de este proceso pueden salir de hospitalización al otro día, sin ningún problema, mientras que cuando se les hace alguna cirugía pueden durar hospitalizadas hasta más de 15 días.

Este tipo de equipos puede ser una buena vía para que los

ingenieros mexicanos y en lo personal, para incursionar en el diseño, mantenimiento y fabricación de equipos médicos, y entrar al área de ingeniería biomédica, que en México no ha sido todavía explotada.

B I B L I O G R A F I A



**TESIS SIN PAGINACION**

**COMPLETA LA INFORMACION**

Agranat, B. Dubroin  
FUNDAMENTOS DE LA FISICA Y LA TECNICA DE LOS ULTRASONIDOS  
Ed. Mir Moscú  
Segunda Edición

Blitz Jack  
FUNDAMENTOS DE LOS ULTRASONIDOS  
Ed. Alhambra  
Primera Edición

Boylestad Robert  
ELECTRONICA TEORIA DE CIRCUITOS  
Ed. Prentice Hall  
Cuarta Edición

Colección Científica TIME LIFE  
SALUD Y ENFERMEDAD

Gail Linda Christie  
ENCICLOPEDIA DE TERMINOS DE MICROCOMPUTACION  
Ed. Prentice Hall  
Primera Edición

Grob Bernard  
FUENTES DE ALIMENTACION ELECTRONICA  
Ed. Mc Graw Hill  
Segunda Edición

H. Geoffrey White & Rodney A. White  
ANGIOSCOPY  
Year Book Medical Publishers, Inc.  
Primera Edición

L. Stanley Robbins  
PATOLOGIA ESTRUCTURAL Y FUNCIONAL  
Ed. Interamericana, S.A.  
Primera Edición

Motorola  
MANUAL DEL MICROCONTROLADOR HC11

Motorola  
TMS POWER MOSFET

N. Earl Silber  
ENFERMEDADES DEL CORAZON  
Ed. Interamericana, S.A.  
Primera Edición

NTE  
TECHNICAL GUIDE & CROSS REFERENCE  
1990-1991

S. Thomas Leeson  
HISTOLOGIA  
Ed. Interamericana, S.A.  
Segunda Edición

Salvat Mexicana de ediciones, S.A.  
DICCIONARIO TERMINOLOGICO DE CIENCIAS MEDICAS  
Undecima Edición

Steren  
LISTA DE PRECIOS DE COMPONENTES ELECTRONICOS

W. Arthur Ham  
TRATADO DE HISTOLOGIA  
Ed. Interamericana, S.A.  
Septima Edición

A P E N D I C E     A

Glosario de términos

**Anastomosarse.** Unirse formando Anastomosis.

**Anastomótico.** Comunicación entre 2 vasos o nervios. Formación quirúrgica o patológica de una comunicación entre 2 espacios u órganos separados normalmente.

**Aneurisma.** Bolsa formada por la dilatación o rotura de las paredes de una arteria o vena y llena de sangre circulante.

**Ateroma.** Quiste sebáceo.

**Ateromatosis.** Degeneración de las paredes arteriales, con producción de masas amarillentas de induración y reblandecimiento.

**Estenosis.** Estrechez patológica congénita o accidental de un orificio o conducto.

**Hiperlipoproteinemia.** Exceso de los complejos de lípidos y proteínas en la sangre.

**Hipertensión.** Aumento del tono o tensión en general, especialmente aumento de la presión vascular o sanguínea.

**Isquemia.** Detención de la circulación arterial en una parte y estado consecutivo de la misma.

**Líquido tisular.** Líquido extracelular que baña las células y circula lentamente.

**Necropsia.** Examen de los cadáveres, autopsia, examen post mortem.

**Nódulo.** Pequeña eminencia o vegetación, nudosidad.

**Placa fibroadiposa.** Acumulación de grasa.

**Revestimiento endotelial.** Capa o cubierta delgada membrana compuesta de un solo estrato de células planas, poligonales, que constituye la superficie libre de las membranas serosas y sinoviales y la túnica interna de los vasos.

**Senos de Valsalva.** Espacio o cavidad hueca. Senos aórticos y pulmonares.

**Sistema vascular sanguíneo.** Conjunto de todos los vasos del cuerpo, sanguíneos y linfáticos, o sólo sanguíneos, respectivamente.

**Tabique interventricular.** Pared divisora entre los ventrículos del corazón.

**Trombo in situ.** Coágulo sanguíneo en el interior de un vaso que permanece en el punto de su formación.

**Trombosis intravascular.** Formación de trombos en las arterias, corazón o venas, respectivamente.

**Túnica íntima.** Capa o membrana, la más interna de las 3 capas de una arteria.

**Volúmen sistólico.** Cantidad de sangre expulsada por los ventrículos en cada contracción.

A P E N D I C E      B

Listado del programa desarrollado

**PAGINACION VARIA**

**COMPLETA LA INFORMACION**



DEFSEG DIS,START=\$E000  
SEG DIS

	LDS	#\$FF	COLOCACION DEL STACK
	LDY	#\$4000	SE LIMPIA LA RAM DE DATOS
	LDAA	#\$C0	
	LDAB	#''	
RAMDA:	STAB	\$00.Y	
	INY		
	DECA		
	BNE	RAMDA	
	LDAA	#\$00	SE LIMPIA LA LOCALIDAD DE LA POTENCIA
	STAA	\$0007	
	STAA	\$0008	POTENCIA
	STAA	\$0009	
	LDAB	#'0'	RELOJ
	STAB	DTP1	RELOJ
	STAB	DTP2	RELOJ
	STAB	DTP3	RELOJ
	STAB	DTP4	RELOJ
	LDAA	#\$80	MANDO UN 80 AL REGISTRO 1026 PARA CONFIGURAR COMO SALIDA AL BIT 7
	STAA	\$1026	
	LDAA	#\$90	SE MANDA UN 1 AL BIT 7 DEL REGISTRO 1039
	STAA	\$1039	PARA PONER EL PUERTO E COMO ENTRADAS ANALOGICAS
	LDAA	#\$00	
	STAA	\$1000	
	JSR	INDIS	INICIALIZA DISPLAY
	JSR	INTR	DESPLIEGA PRESENTACION
	JSR	TARDA2	RUTINA DE RETARDO
	JSR	PACIE	OPCION 1 DATOS DEL PACIENTE
	JSR	NOMBRE	REVISION DE LA TECLA 1/NOMBRE
	JSR	DATO1	PROPORCIONAR NOMBRE DEL PACIENTE
	JSR	TARDA2	
	LDY	#NOMRAM	
	JSR	ESDAT1	ESCRIBE EL NOMBRE DEL PACIENTE
	JSR	TARDA4	
	JSR	EDADP	PROPORCIONA LA EDAD DEL PACIENTE
	JSR	TARDA2	
	LDY	#EDARAM	
	JSR	ESDAT1	ESCRIBE LA EDAD DEL PACIENTE
	JSR	TARDA4	
	JSR	SEXO	PROPORCIONA EL SEXO DEL PACIENTE
	JSR	TARDA2	

	LDY	#SEXRAM	
	JSR	ESDAT1	ESCRIBE EL SEXO DEL PACIENTE
	JSR	TARDA4	
	JSR	ENFER	PROPORCIONA EL PADECIMIENTO
	JSR	TARDA2	
	LDY	#PADRAM	
	JSR	ESDAT1	ESCRIBE EL PADECIMIENTO
	JSR	TARDA4	
	JSR	FECHA	PROPORCIONA LA FECHA
	JSR	TARDA2	
	LDY	#FECRAM	
	JSR	ESDAT1	ESCRIBE LA FECHA
	JSR	TARDA4	
	JSR	HORA	PROPORCIONA LA HORA
	JSR	TARDA2	
	LDY	#HORRAM	
	JSR	ESDAT1	ESCRIBE LA HORA
	JSR	TARDA4	
	JSR	MEDICO	PROPORCIONA EL NOMBRE DEL MEDICO
	JSR	TARDA2	
	LDY	#MEDRAM	
	JSR	ESDAT1	ESCRIBE EL NOMBRE DEL MEDICO
	JSR	TARDA4	
	JSR	TIALAR	PROPORCIONA EL TIEMPO DEL BIP
	JSR	TARDA4	
	LDY	#\$000A	
	JSR	TOMATI	
	JSR	COMPLE	
	JSR	ARREG	
	JSR	TARDA2	
	JSR	PROCESO	INICIACION DEL PROCESO
	JSR	TARDA2	
	JSR	ULTRA	
	JSR	RELOJT	
	LDAA	#\$10	COMIENZA A OSCILAR
	STAA	\$1000	
XHG2:	LDX	#TECLADO	
	LDAA	%00000000.X	
	CMPA	;%00001001	CHECA LA TECLA 7 DE SALIDA
	BEQ	XHG112	
	LDAA	#\$10	SE MANDA UN 10 AL 1030 PARA DEF. CONV.
	STAA	\$1030	SOBRE LAS 4 TERM. PE0,PE1,PE2 Y PE3
	JSR	BANDERA	
	LDAA	\$1031	CARGO EL RESULTADO DE LA CONVERSION DEL
	STAA	\$0007	VOLTAJE APLICADO
	CMPA	#\$28	

```

      BGT   XHG1
      BRA   XHG2

XHG1:  LDAA  $1000
      ANDA  #$02
      CMPA  #$00
      BEQ   XHG3

      JSR   ALARMA
      JSR   TARDA4
      JSR   RELOJT
      BRA   XHG2

XHG3:  LDAA  $1000
      ANDA  #$04
      CMPA  #$00
      BNE  ALARELE
      JSR  VALORPO
      JSR  CHECATI
      LDAA DTP4
      CMPA #'9'
      BEQ  XHG4
      INC  DTP4
      JSR  RELOJT
      JSR  TARDA5
      BRA  XHG2

XHG4:  LDAA  #'0'
      STAA  DTP4
      LDAA  DTP3
      CMPA  #'5'
      BEQ  XHG5
      INC  DTP3
      JSR  RELOJT
      JSR  TARDA5
      BRA  XHG2

XHG5:  LDAA  #'0'
      STAA  DTP3
      INC  DTP2
      JSR  RELOJT
      JSR  TARDA5
      BRA  XHG2

XHG112: JSR  FINPROC
      JSR  TARDA2
RESULPRO: JSR  ACCION
      JSR  RESULPR5
      BRA  RESULPRO

RESULPR5: LDX  #TECLADO
      LDAA  %00000000,X

```

	CMPA	##00001000	TECLA 8 RESULTADOS
	BEQ	RESPROS1	
	CMPA	##00000111	TECLA 9 IMPRESION
	BEQ	RESPROS2	
	CMPA	##00000110	TECLA 10 FINAL
	BEQ	RESPROS3	
	BRA	RESULPR5	
RESPROS1:	PSHA		
	JSR	RESP1	
	PULA		
	RTS		
RESPROS2:	PSHA		
	JSR	RESP2	
	PULA		
	RTS		
RESPROS3:	JSR	RESP3	
SOLO:	BRA	SOLO	
RESP1:	LDX	#MENS16	
	JSR	MILES	
	JSR	WRITE	
	JSR	TARDA2	
	JSR	MILES	
	JSR	INTR	
	JSR	TARDA2	
	JSR	DATO1	
	JSR	TARDA2	
	JSR	MILES	
	JSR	SHADOW1	
	JSR	TARDA5	
	JSR	EDADP	
	JSR	TARDA2	
	JSR	SHADOW2	
	JSR	TARDA5	
	JSR	SEXO	
	JSR	TARDA2	
	JSR	SHADOW3	
	JSR	TARDA5	
	JSR	ENFER	
	JSR	TARDA2	
	JSR	MILES	
	JSR	SHADOW4	
	JSR	TARDA5	
	JSR	FECHA	
	JSR	TARDA2	
	JSR	SHADOW5	
	JSR	TARDA5	

```

JSR  HORA
JSR  TARDA2
JSR  SHADOW6
JSR  TARDA5
JSR  MEDICO
JSR  TARDA2
JSR  MILES
JSR  SHADOW7
JSR  TARDA5
JSR  REPTEC
JSR  TARDA2
JSR  SHADOW8
JSR  TARDA2
JSR  RELOJT
JSR  TARDA5
JSR  SHADOW9
JSR  TARDA2
LDY  #$0008
JSR  CONBCD
JSR  UDC
LDX  #MENS25
JSR  CAFE
JSR  TARDA2
RTS

RESP2:  LDX  #MENS17

JSR  MILES
JSR  WRITE

LDAA  #CW1
STAA  DIRCW1

JSR  INITX
JSR  RBLANK
LDX  #MENS1
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
JSR  RBLANK
JSR  RBLANK
JSR  RBLANK
LDX  #MENS3
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS5
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS6
JSR  IMPRIME

```

```

JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS7
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS8
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS10
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS11
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS16
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS22
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS23
JSR  IMPRIME
JSR  TARDA2
JSR  RBLANK
LDX  #MENS24
JSR  IMPRIME
RTS

```

```

INITX:  PSHX
        PSHA
        LDX  #PPI1.C
        LDAA #$DF
        STAA $00,X
        BSR  TEMPO1
        LDAA #$FF
        STAA $00,X
        PULA
        PULX
        RTS

```

PONE EN BAJO LA SENAL INIT

PONE EN ALTO LA SENAL INIT

```

RBLANK: PSHX
        PSHA
        BSR  CR
        BSR  LF
        PULA

```

```

        PULX
        RTS

CR:     LDAA  #$0A
        BSR   WDI
        RTS

LF:     LDAA  #$0D
        BSR   WDI
        RTS

WDI:    PSHX
        PSHA

ERROR:  LDX   #PPI1.A
        BRSET $00.X, $01, BESY

BESYC:  JSR   INITX
        BRSET $00.X, $01, BESY
        BRA  WDIERROR

BESY:   BRSET $00.X, $08, BESY
        PULA

WD:     LDX   #PPI1.B
        STAA $00.X
        PSHA
        BRN  $
        LDX  #PPI1.C
        LDAA #$EF
        STAA $00.X
        BRN  $
        BRN  $
        LDAA #$FF
        STAA $00.X
        BRN  $
        BRN  $
        BRA  WDIFIN

WDIERROR: LDAA  #$80
        STAA  $1000
        JSR   TARDA4
        LDAA  #$00
        STAA  $1000

        LDX   #MENS26

        JSR   MILES
        JSR   WRITE
        JSR   TARDA4

WDIFIN: PULA
        PULX
        RTS

IMPRIME: PSHA

```

```

IMPRIMEX: LDAA $00.X
          CMPA #$FF
          BEQ  FINIMP
          JSR  WDI
          INX
          BRA  IMPRIMEX
FINIMP:   PULA
          RTS

TEMPO1:   LDAA #$18
TEMPO11:  DECA
          BNE  TEMPO11
          RTS

RESP3:    LDX  #MENS18

          JSR  MILES
          JSR  WRITE
          RTS

CONTROL   EQU  $2000      DIRECCION PARA EL CONTROL DEL
DATO      EQU  $2001      DISPLAY
          DIRECCION DE CARACTERES DEL
          DISPLAY
TECLADO   EQU  $3000      DIRECCION DEL TECLADO
INPO      EQU  $0002
ABECE     EQU  $0001
DTP1      EQU  $0003
DTP2      EQU  $0004
DTP3      EQU  $0005
DTP4      EQU  $0006
NOMRAM    EQU  $4000
EDARAM    EQU  $4030
SEXRAM    EQU  $4040
PADRAM    EQU  $4050
FECRAM    EQU  $4080
HORRAM    EQU  $4090
MEDRAM    EQU  $40A0
BIPTIE    EQU  $000E
BIPTIEA   EQU  $000F
CW1       EQU  $91
DIRCW1    EQU  $5003
PPI1.A    EQU  $5000
PPI1.B    EQU  $5001
PPI1.C    EQU  $5002

```

\*\*\*\*\*INICIALIZA DISPLAY\*\*\*\*\*

```

INDIS:    LDAA #$0F      ENCIENDE EL DISPLAY
          JSR  WCOM

```

```

MILES:    LDAA #$01      LO LIMPIA
          JSR  WCOM

```



```

        LDAA  #$38          SELECCIONA 2 LINEAS
        JSR   WCOM
        LDAA  #$06          SELECCIONA DDRAM
        JSR   WCOM
        LDAA  #$02          MANDAR A HOME
        JSR   WCOM
        RTS

*****SUBROUTINAS*****
WCOM:   JSR   BUSYF          ESCRIBE UN COMANDO EN EL DISPLAY
        STAA CONTROL
        RTS

WDAT:   JSR   BUSYF          ESCRIBE UN DATO EN EL DISPLAY
        STAA DATO
        RTS

BUSYF:   PSHX
        LDX   #CONTROL      CARGA X CON 2000
AQUI:   BRSET $00,X, $80, AQUI  LEE BUSY FLAG EN EL BIT 7
        PULX
        RTS

*****
WRITE:   LDAA  #$80          SELECCIONA EL PRIMER RENGLON
        JSR   WCOM
        JSR   INMANDA
        RTS

*****MENSAJE DE INICIO*****
INTR:   LDX   #MENS1
        JSR   WRITE
        LDAB  #$01
        LDY   #6
AA1:    JSR   TARDA          RUTINA DE CORRIMIENTO DEL MENSAJE
        DEY                DE PRESENTACION 'ESTUDIO DE
                            SONOPLASTIA'
        LDX   #MENS1
        ABX
        JSR   MILES
        PSHB
        JSR   WRITE
        PULB
        INCB
        CPY   #$0000
        BNE  AA1
        RTS

*****
INMANDA: LDAB  #$10
MANDA:   LDAA  $00,X        RUTINA PARA ENVIAR LOS DATOS
        JSR   WDAT          AL DISPLAY
        INX
        DECB
        BNE  MANDA
        RTS

```

\*\*\*\*\*RUTINA DE ESPERA\*\*\*\*\*

```
TARDA:   PSHX
          PSHA
          LDAA  #02
DEL2:    LDX   #$FFFF
DEL1:    DEX
          BNE   DEL1
          DECA
          BNE   DEL2
          PULA
          PULX
          RTS
```

\*\*\*\*\*RUTINA DE RETARDO\*\*\*\*\*

```
TARDA4:  PSHX
          PSHA
          LDAA  #03
DLLL2:   LDX   #$FFFF
DLLL1:   DEX
          BNE   DLLL1
          DECA
          BNE   DLLL2
          PULA
          PULX
          RTS
```

\*\*\*\*\*RUTINA DE RETARDO RELOJ\*\*\*\*\*

```
TARDA5:  PSHX
          PSHA
          LDAA  #06
DXXL2:   LDX   #$FFFF
DXLX1:   DEX
          BNE   DXLX1
          DECA
          BNE   DXXL2
          PULA
          PULX
          RTS
```

\*\*\*\*\*RUTINA DE RETARDO 2\*\*\*\*\*

```
TARDA2:  PSHX
          PSHA
          LDAA  #08
DELL2:   LDX   #$FFFF
DELL1:   DEX
          BNE   DELL1
          DECA
          BNE   DELL2
          PULA
          PULX
          RTS
```

\*\*\*\*\*MENSAJE 1 DATOS PACIENTE\*\*\*\*\*

```
PACIE:   LDX   #MENS2
          JSR   MILES
          JSR   WRITE
```

```

RTS
*****REVISION SI LA TECLA 1 YA FUE PRESIONADA*****
NOMBRE:  LDX   #TECLADO
          LDAA  %00000000,X
          CMPA  %#00000001
          BNE   NOMBRE
          RTS

*****MENSAJE NOMBRE PACIENTE:*****
DATO1:   LDX   #MENS3
          JSR   MILES
          JSR   WRITE
          RTS

*****ENTRADA DE DATOS*****
ESDAT1:  JSR   MILES
          LDAA  #\$80
          STAA  INPO
TODAT:   LDAA  #'. '
          STAA  ABECE
          LDAA  INPO
          CMPA  #\$90
          BGE   SHIF
          BRA   SLET
SHIF:    LDAA  #\$18
          JSR   WCOM
SLET:    LDAA  INPO
          JSR   WCOM
          LDAA  ABECE
          JSR   WDAT
          LDAA  INPO
          JSR   WCOM
          JSR   TARDA4

MM1:     LDAB  \$3000
          CMPB  #\$00
          BNE   MM1
MM2:     LDAB  \$3000
          CMPB  #\$00
          BEQ   MM2
          CMPB  %#00000010
          BEQ   LETRA
          CMPB  %#00000011
          BEQ   FIJA
          CMPB  %#00000100
          BEQ   SALIR
          CMPB  %#00000101
          BEQ   CORRIGE
          BRA   MM1

LETRA:   INC   ABECE           CARGAMOS LA DIRECCION DE LA LETRA
          BRA   SLET           SIG.

```

FIJA: PSHB  
INC INPO  
LDAB ABECE  
STAB \$00,Y  
INY  
PULB  
BRA TODAT

CORRIGE: DEC INPO  
DEY  
BRA TODAT

SALIR: LDAA #\$0F  
JSR WCOM  
RTS

\*\*\*\*\*GUARDO VALOR MAXIMO DE POTENCIA\*\*\*\*\*

VALORPO: LDAB \$0007  
CMPB #200  
BHI MMM1  
BRA GGG1  
MMM1: LDAB #200  
GGG1: LDAA #\$00  
LDX #\$0002  
IDIV  
XGDY  
CMPB \$0009  
BLE MMM2  
STAB \$0009  
MMM2: RTS

\*\*\*\*\*MENSAJE DE LA EDAD\*\*\*\*\*

EDADP: LDX #MENS5  
JSR MILES  
JSR WRITE  
RTS

\*\*\*\*\*MENSAJE DEL SEXO\*\*\*\*\*

SEXO: LDX #MENS6  
JSR MILES  
JSR WRITE  
RTS

\*\*\*\*\*MENSAJE DEL PADECIMIENTO\*\*\*\*\*

ENFER: LDX #MENS7  
JSR MILES  
JSR WRITE  
RTS

\*\*\*\*\*MENSAJE DE LA FECHA\*\*\*\*\*

FECHA: LDX #MENS8  
JSR MILES  
JSR WRITE  
RTS

\*\*\*\*\*MENSAJE DE LA HORA\*\*\*\*\*

HORA: LDX #MENS10

```

        JSR  MILES
        JSR  WRITE
        RTS
*****MENSAJE DEL MEDICO*****
MEDICO:  LDX  #MENS11
        JSR  MILES
        JSR  WRITE
        RTS
*****MENSAJE TIEMPO DE ALARMA*****
TIALAR:  LDX  #MENS20
        JSR  MILES
        JSR  WRITE
        RTS
*****MENSAJE DE SEGUNDOS*****
COMPLE:  LDX  #MENS21
        LDAB # $09
ABC1:    LDAA $00,X
        JSR  WDAT
        INX
        DECB
        BNE  ABC1
        RTS
*****TOMA DEL TIEMPO DE LA ALARMA*****
TOMAT1:  LDX  #TECLADO
        LDAB # $00
TOMAT12: LDAA $00,X
        CMPA # $00
        BNE  TOMAT12
TOMAT2:  LDAA $00,X
        CMPA # $00
        BEQ  TOMAT2
        CMPA # $07      TECLA DE SALIDA (9)
        BEQ  TOMAT10
        CMPA # $06      TECLA DE CONVERSION DE 0 (10)
        BEQ  TOMAT3
        CMPA # $07
        BGT  TOMAT2
        BRA  TOMAT4
TOMAT3:  LDAA # $00
TOMAT4:  STAA $00,Y
        INY
        ADDA # $30
        JSR  TOMAT5
        CMPB # $00
        BEQ  TOMAT8
        BRA  TOMAT9
TOMAT8:  PSHA
        JSR  MILES
        LDAA # $80
        JSR  WCOM
        PULA
TOMAT9:  JSR  WDAT

```

```

                INCB
                BRA    TOMAT12
TOMAT10:      RTS
TOMAT5:      PSHB
TOMAT7:      LDAB    $00,X
                CMPB   #$00
                BEQ    TOMAT6
                BRA    TOMAT7
TOMAT6:      PULB
                RTS
*****ARREGLA EL TIEMPO DE LA ALARMA*****
ARREG:      LDX    #$000C
                LDY    #$000A
                LDAA   $00,Y
                LDAB   #10
                MUL
                STD    $00,X
                INY
                LDAA   $00,Y
                LDAB   #1
                MUL
                ADDD   $00,X
                DECB
                STD    $00,X
                STD    BIPTIE
                RTS
*****BIP DEL TIEMPO DE ALARMA*****
CHECATI:    PSHA
                PSHX
                LDX    BIPTIE
                CPX    #$0000
                BEQ    CHECATI2
                DEC    BIPTIEA
                LDAA   #$10
                STAA   $1000
                BRA    CHECATI3
CHECATI2:   LDAA   #$90
                STAA   $1000
                LDX    $000C
                STX    BIPTIE
CHECATI3:   PULX
                PULA
                RTS
*****MENSAJE DE INICIO*****
PROCESO:    LDX    #MENS9
                JSR    MILES
                JSR    WRITE
                RTS
*****MENSAJE DE FINAL *****
FINPROC:    LDX    #MENS14
                JSR    MILES
                JSR    WRITE

```

```

RTS
*****MENSAJE DE ACCION A SEGUIR*****
ACCION:  LDX  #MENS15
         JSR  MILES
         JSR  WRITE
         RTS
*****REVISION DE LA TECLA 6*****
ULTRA:   LDX  #TECLADO
         LDAA %00000000.X
         CMPA #%00001010
         BNE  ULTRA
         RTS
*****DESPLIEGUE DE RELOJ*****
RELOJT:  JSR  MILES
         LDAA #$85
         JSR  WCOM
         LDAA DTP1
         JSR  WDAT
         LDAA #$86
         JSR  WCOM
         LDAA DTP2
         JSR  WDAT
         LDAA #$87
         JSR  WCOM
         LDAA #';'
         JSR  WDAT
         LDAA #$88
         JSR  WCOM
         LDAA DTP3
         JSR  WDAT
         LDAA #$89
         JSR  WCOM
         LDAA DTP4
         JSR  WDAT
         LDAA #$0C
         JSR  WCOM
         RTS
*****ALARMA FALLA MECANICA*****
ALARMA:  LDAA #$C0          SE CARGA UN C0 PARA QUE SUENE LA
                                ALARMA
         STAA $1000
         JSR  TARDA2
         LDX  #MENS12
         JSR  MILES
         JSR  WRITE
         LDAA #$40
         STAA $1000
         JSR  TARDA2          SE CARGA UN 40 PARA CALLAR LA
                                ALARMA
         LDX  #MENS19
         JSR  MILES
         JSR  WRITE

```

```

LDX #TECLADO
LDAA %00000000,X
CMPA #%00000110 CHECA SI SE PRESIONO TECLA 10
SALIDA

BNE ALARMA
LDAA #$10
STAA $1000
RTS
*****

ALARELE: LDAA #$A0
STAA $1000
JSR TARDA2
LDX #MENS13
JSR MILES
JSR WRITE
LDAA #$20
STAA $1000
JSR TARDA2
LDX #TECLADO
LDAA %00000000,X
CMPA #%00000110
BNE ALARELE
LDAA #$00
STAA $1000
RTS
*****BANDERA DE CONVERSION*****
BANDERA: PSHA
BANDERA1: LDAA $1030
ANDA #$80
CMPA #$00
BNE BANDERA1
PULA
RTS
*****
SHADOW1: LDX #NOMRAM
JSR WRITE
LDAB #$01
PA1: JSR TARDA RUTINA DE CORRIMIENTO DEL MENSAJE
LDX #NOMRAM PARA SONOPLASTIA'
ABX
JSR MILES
PSHB
JSR WRITE
PULB
INCB
CMPA #' '
BEQ PA111
BNE PA1
PA111: RTS
*****
SHADOW2: LDX #EDARAM

```



```

                JSR   MILES
                JSR   WRITE
                RTS
*****
SHADOW3:      LDX   #SEXRAM
                JSR   MILES
                JSR   WRITE
                RTS
*****
SHADOW4:      LDX   #PADRAM
                JSR   WRITE
                LDAB  #$01
PA41:         JSR   TARDA      RUTINA DE CORRIMIENTO DEL MENSAJE
                LDX   #PADRAM  PARA SONOPLASTIA'
                ABX
                JSR   MILES
                PSHB
                JSR   WRITE
                PULB
                INCB
                CMPA  #'*'
                BEQ   PA411
                BNE   PA41
PA411:       RTS
*****
SHADOW5:      LDX   #FECRAM
                JSR   MILES
                JSR   WRITE
                RTS
*****
SHADOW6:      LDX   #HORRAM
                JSR   MILES
                JSR   WRITE
                RTS
*****
SHADOW7:      LDX   #MEDRAM
                JSR   WRITE
                LDAB  #$01
PA71:         JSR   TARDA      RUTINA DE CORRIMIENTO DEL MENSAJE
                LDX   #MEDRAM  PARA SONOPLASTIA'
                ABX
                JSR   MILES
                PSHB
                JSR   WRITE
                PULB
                INCB
                CMPA  #'*'
                BEQ   PA711
                BNE   PA71
PA711:       RTS
*****
REPTEC:      LDX   #MENS22

```

```

        JSR   MILES
        JSR   WRITE
        RTS
*****
SHADOW8:  LDX   #MENS23
          JSR   MILES
          JSR   WRITE
          RTS
*****
SHADOW9:  LDX   #MENS24
          JSR   MILES
          JSR   WRITE
          RTS
*****
UDC:      LDAA  $41D3
          ADDA  #$30
          LDAB  #$00
          JSR   GGG
          LDAA  $41D2
          ADDA  #$30
          LDAB  #$01
          JSR   GGG
          LDAA  $41D1
          ADDA  #$30
          LDAB  #$02
          JSR   GGG
          LDAA  $41D0
          ADDA  #$30
          LDAB  #$03
          JSR   GGG
          RTS
*****
GGG:      CMPB  #$00
          BEQ   PASE
          JSR   GON2
          BRA   MAYO
PASE:     JSR   GON1
MAYO:     RTS
GON1:     PSHA
          JSR   MILES
          LDAA  #$80
          JSR   WCOM
          PULA
GON2:     JSR   WDAT
          RTS
*****
CONBCD:   PSHA
          PSHB
          PSHX
          LDAA  #$00
          STAA  $41D0
          STAA  $41D1

```

```

STAA $41D2
STAA $41D3
LDD $00.Y
LDX #10
IDIV
STAB $41D0
LDD #10
XGDX
IDIV
STAB $41D1
LDD #10
XGDX
IDIV
STAB $41D2
LDD #10
XGDX
IDIV
STAB $41D3
PULX
PULB
PULA
RTS

```

\*\*\*\*\*

```

CAFE: LDAB #$04
TTTT: LDAA $00.X
      JSR  WDAT
      INX
      DECB
      BNE  TTTT
      LDAA #$C0
      JSR  WCOM
TITO: LDAB #$06
      LDAA $00.X
      JSR  WDAT
      INX
      DECB
      BNE  TITO
      RTS

```

\*\*\*\*\*

```

MENS1: DB 'ESTUDIO DE SONOPLASTIA'
MENS2: DB '1 DATOS PACIENTE'
MENS3: DB 'NOMBRE PACIENTE:'
MENS5: DB ' EDAD PACIENTE:'
MENS6: DB 'SEXO:'
MENS7: DB 'PADECIMIENTO:'
MENS8: DB 'FECHA:'
MENS9: DB '6 INICIO'
MENS10: DB 'HORA:'
MENS11: DB 'MEDICO:'
MENS12: DB 'FALLA MECANICA'
MENS13: DB 'FALLA ELECTRICA'
MENS14: DB 'FIN DEL PROCESO'

```

```
MENS15: DB ' ACCION A TOMAR '  
MENS16: DB ' RESULTADOS: '  
MENS17: DB ' IMPRIMIENDO '  
MENS18: DB 'XXXXXXXXXXXXXXXXXX '  
MENS19: DB ' '  
MENS20: DB ' TIEMPO DE ALARMA '  
MENS21: DB ' SEGUNDOS '  
MENS22: DB ' REPORTE TECNICO '  
MENS23: DB ' TIEMPO ESTUDIO '  
MENS24: DB ' POTENCIA MAXIMA '  
MENS25: DB ' % '  
MENS26: DB ' ERROR IMPRESION '
```

```
DEFSEG RESET, START=$FFFE  
SEG RESET  
DW $E000  
END
```

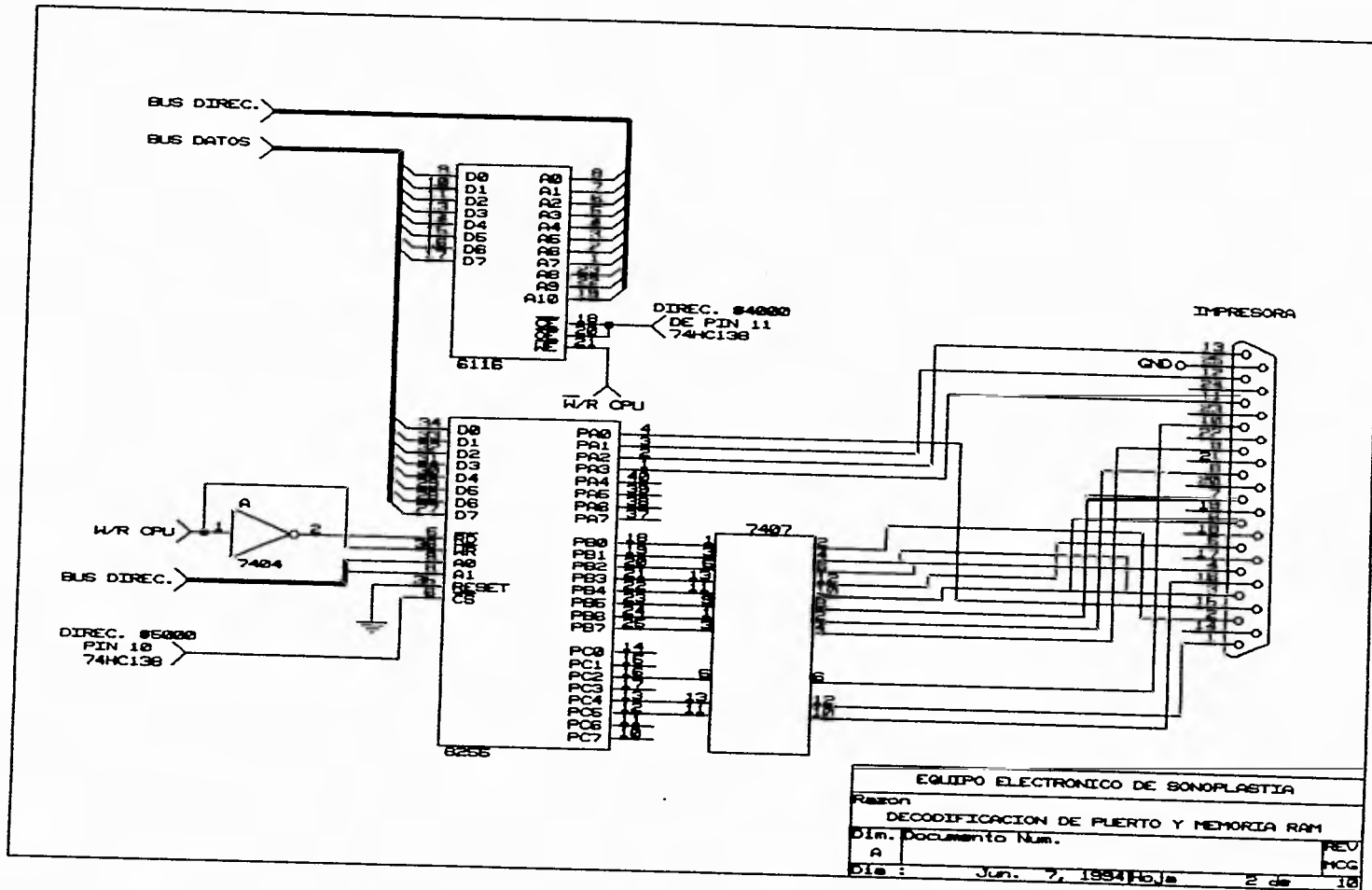
A P E N D I C E    C

DIAGRAMAS ELECTRONICOS

**TESIS SIN PAGINACION**

**COMPLETA LA INFORMACION**





EQUIPO ELECTRONICO DE SONOPLASTIA

Reason

DECODIFICACION DE PUERTO Y MEMORIA RAM

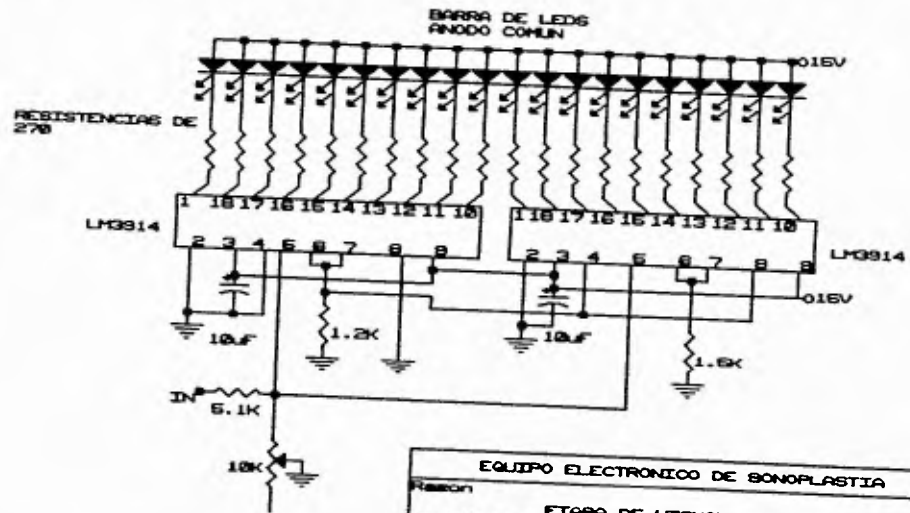
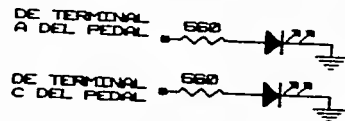
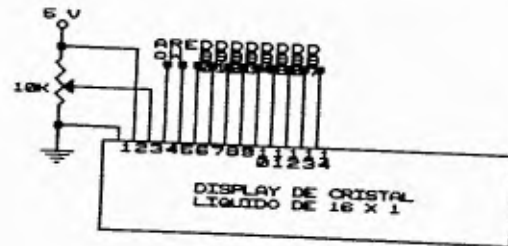
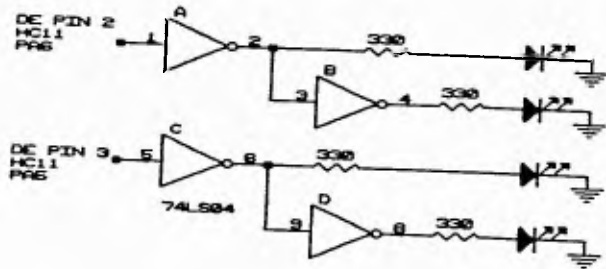
Dim. Documento Num.

A

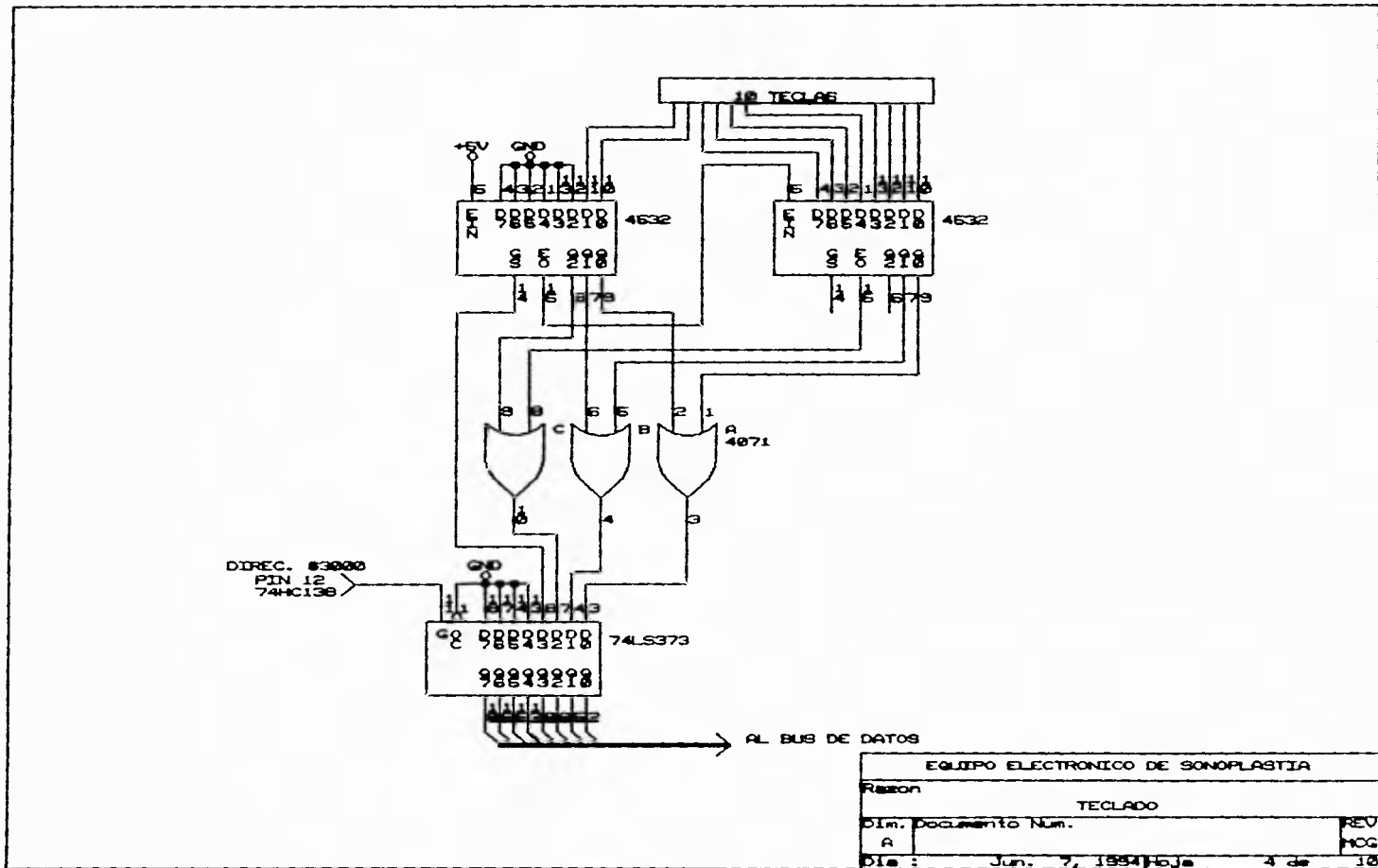
REV

Di: Jun. 7, 1994 [H] 2 de 10



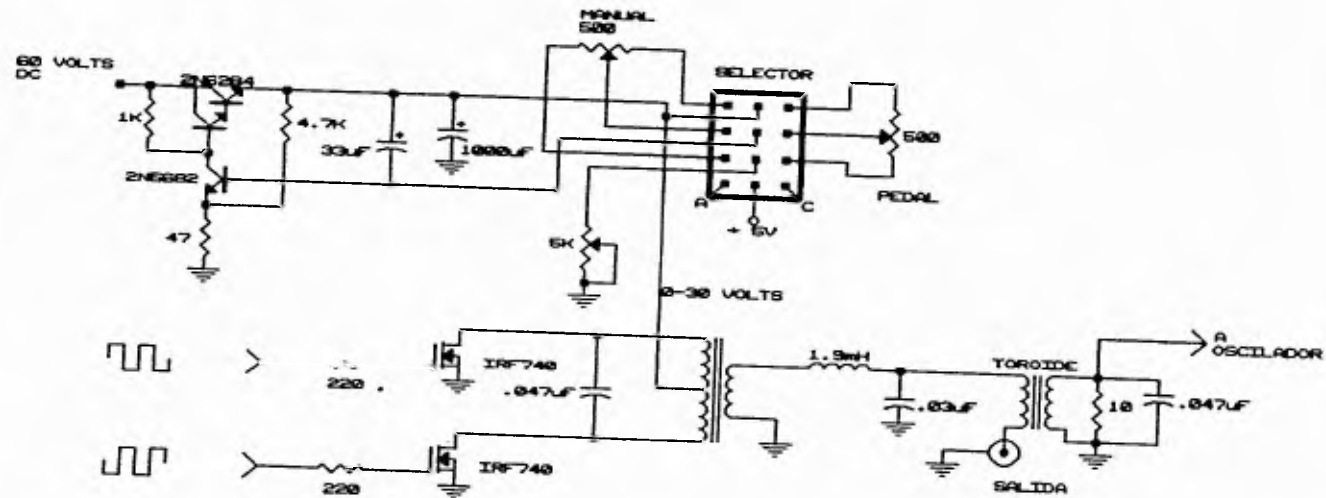


EQUIPO ELECTRONICO DE SONOPLASTIA	
Reason	
ETAPA DE VISUALIZACION	
Dim. Documento Num.	REV
A	MCG
Dis: Jun. 7, 1984	3 de 18

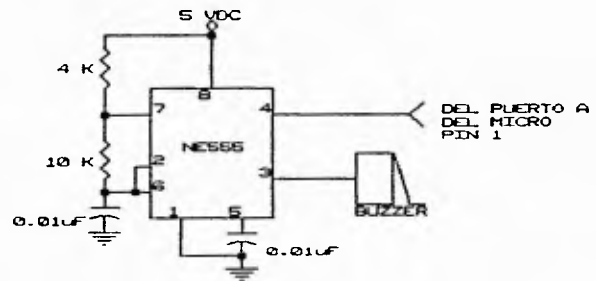


EQUIPO ELECTRONICO DE SONOPLASTIA	
Razon	
TECLADO	
Dim. documento Num.	REV
A	MOG
Die : Jun. 7, 1994	Hoja 4 de 10

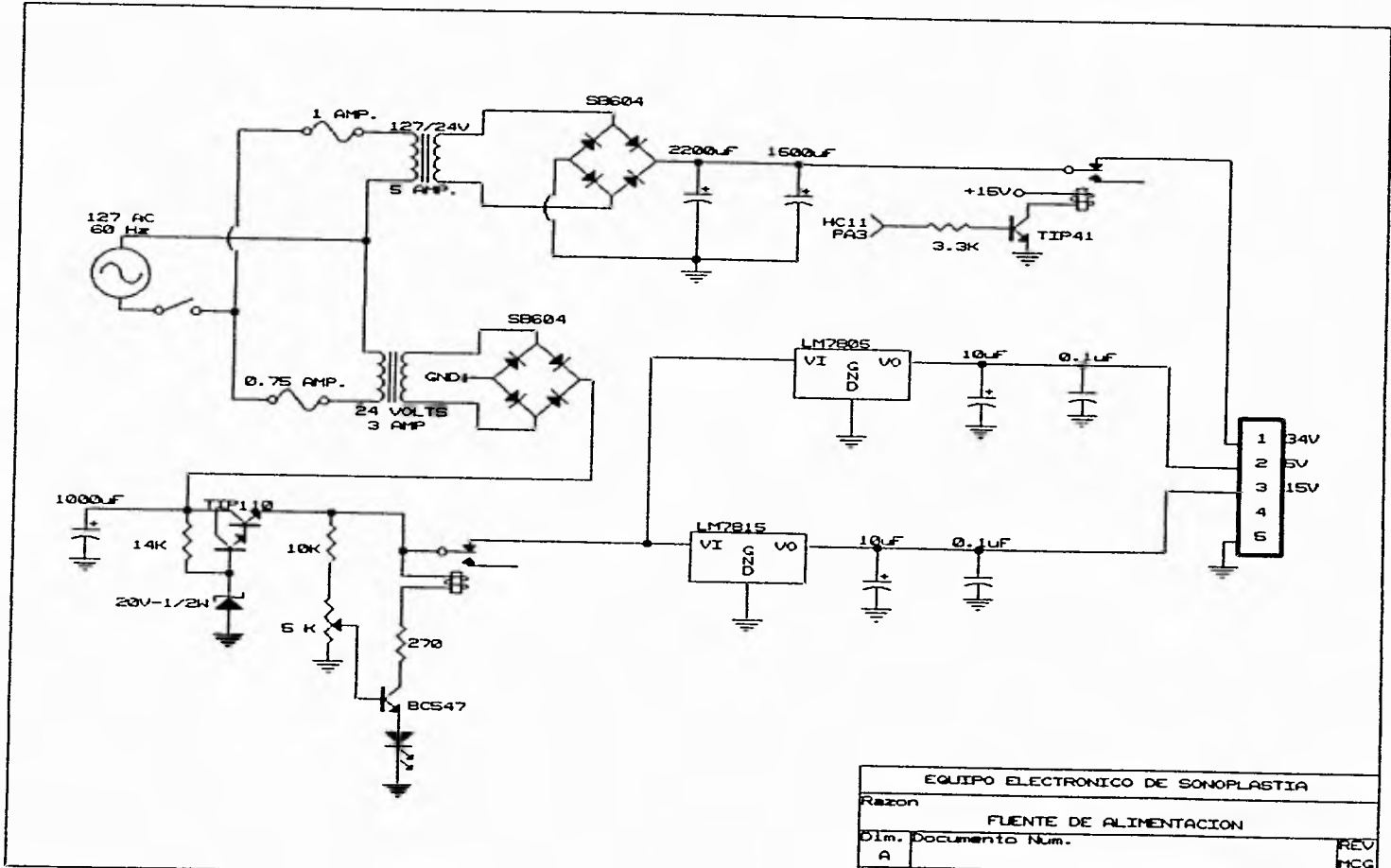




EQUIPO ELECTRONICO DE SONOPLASTIA	
Razon	
CIRCUITO DE POTENCIA	
Dim. DOCUMENTO Num.	REV
A	MOG
DTB :	JUL. B. 1964/12/18 B de 10



EQUIPO ELECTRONICO DE SONOPLASTIA		
Razon		
CIRCUITO DE ALARMA		
Dim.	Documento Num.	REV
A		HCG
Dis	Jul. 16, 1984 H.S.J.	7 de 10



EQUIPO ELECTRONICO DE SONOPLASTIA

Razon FUENTE DE ALIMENTACION

Dim. Documento Num. REV

A HCG

Dis: Jul. 16, 1994 Hoja B de 10

A P E N D I C E     D

Evaluación de costos

**PAGINACION VARIA**

**COMPLETA LA INFORMACION**



UNIDAD DE CONTROL DE PROCESOS

CANTIDAD	DESCRIPCION	PU	TOTAL
1	MC68HC11A1	\$ 64.90	\$ 64.90
1	74HC373	\$ 2.60	\$ 2.60
1	EPROM 2764	\$ 14.90	\$ 14.90
1	74HC138	\$ 1.70	\$ 1.70
1	74HC00	\$ 1.30	\$ 1.30
1	RAM 6116	\$ 12.30	\$ 12.30
1	8255	\$ 14.10	\$ 14.10
1	7407	\$ 1.30	\$ 1.30
1	7404	\$ 1.30	\$ 1.30
1	DB25	\$ 1.20	\$ 1.20
1	CRISTAL DE 8 MHz	\$ 8.00	\$ 8.00
6	RESISTENCIAS 10K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.60
5	RESISTENCIAS 4.7K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.50
1	RESISTENCIA 1K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 1M-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
2	CAPACITORES 18p	\$ 0.30	\$ 0.60
2	CAPACITORES 1uF	\$ 0.30	\$ 0.60
1	CAPACITOR 0.01uF	\$ 0.30	\$ 0.30
1	CAPACITOR 10uF	\$ 0.30	\$ 0.30
1	PUSH BOTON MINIATURA	\$ 0.40	\$ 0.40
1	CIRCUITO IMPRESO	\$ 500.00	\$ 500.00
COSTO TOTAL			\$ 627.10

ETAPA DE VISUALIZACION

CANTIDAD	DESCRIPCION	PU	TOTAL
1	DISPLAY DE 16X1	\$ 130.00	\$ 130.00
2	LM3914	\$ 7.00	\$ 14.00
1	74LS04	\$ 1.30	\$ 1.30
2	BARRA DE LEDS	\$ 10.00	\$ 20.00
2	LED BICOLOR	\$ 3.50	\$ 7.00
2	LED VERDE	\$ 0.40	\$ 0.80
4	RESISTENCIAS 330-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.40
2	RESISTENCIAS 560-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.20
2	PRESET 10K	\$ 2.20	\$ 4.40
1	RESISTENCIA 5.1K-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 1.2K-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 1.5K-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.10
2	CAPACITORES 10uF-63 V	\$ 0.30	\$ 0.60
1	CIRCUITO IMPRESO	\$ 150.00	\$ 150.00

COSTO TOTAL

---

\$ 329.00

TECLADO

CANTIDAD	DESCRIPCION	PU	TOTAL
10	PUSH BOTON MINIATURA	\$ 00.40	\$ 4.00
2	MC14532	\$ 4.30	\$ 8.60
1	MC14071	\$ 1.30	\$ 1.30
1	74LS373	\$ 2.60	\$ 2.60
1	CIRCUITO IMPRESO	\$ 50.00	\$ 50.00
10	RESISTENCIAS 4.7K-1/4W	\$ 0.10	\$ 1.00
			<hr/>
COSTO TOTAL			\$ 67.50

CIRCUITO OSCILADOR

CANTIDAD	DESCRIPCION	PU	TOTAL
1	MC14046	\$ 3.30	\$ 3.30
1	MC14503	\$ 1.30	\$ 1.30
1	MC14069	\$ 1.30	\$ 1.30
3	DIODOS 1N4148	\$ 0.30	\$ 0.90
1	PRESET 100K	\$ 4.50	\$ 4.50
1	PRESET 10K	\$ 4.50	\$ 4.50
1	RESISTENCIA 10K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 5K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 10-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 1K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
2	RESISTENCIAS 82K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.20
1	CAPACITOR .33uF	\$ 0.60	\$ 0.60
1	CAPACITOR 7.8nF	\$ 1.50	\$ 1.50
1	CAPACITOR 1nF	\$ 0.30	\$ 0.30
1	CAPACITOR 22nF	\$ 0.30	\$ 0.30
1	CAPACITOR .22uF	\$ 0.70	\$ 0.70
2	CAPACITORES 47pF	\$ 0.30	\$ 0.60
1	INDUCTOR 56uH	\$ 8.00	\$ 8.00
1	CIRCUITO IMPRESO	\$ 80.00	\$ 80.00

COSTO TOTAL

---

\$108.40

CIRCUITO DE POTENCIA

CANTIDAD	DESCRIPCION	PU	TOTAL
2	IRF740	\$ 15.00	\$ 30.00
1	2N6284	\$ 10.00	\$ 10.00
1	2N5682	\$ 4.50	\$ 4.50
2	RESISTENCIAS 220-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.20
1	RESISTENCIA 47-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 1K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 4.7K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
2	POTENCIOMETROS 500	\$ 3.50	\$ 7.00
1	PRESET 5K	\$ 4.50	\$ 4.50
1	CAPACITOR 33uF	\$ 0.30	\$ 0.30
1	CAPACITOR 1000uF	\$ 1.40	\$ 1.40
1	INTERRUPTOR 4P 2T	\$ 7.50	\$ 7.50
2	CAPACITOR .047uF	\$ 0.40	\$ 0.80
1	TRANSFORMADOR 1:2	\$ 23.00	\$ 23.00
1	INDUCTOR 1.9mH	\$ 17.00	\$ 17.00
1	CAPACITOR .03uF	\$ 2.20	\$ 2.20
1	TOROIDE	\$ 11.00	\$ 11.00
1	RESISTENCIA 10-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	AMP. OP. LM2904N	\$ 3.50	\$ 3.50
1	DIODO 1N4148	\$ 0.30	\$ 0.30
1	DIODO ZENER 5.1V 1/2w	\$ 0.40	\$ 0.40
1	RESISTENCIA 82-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.10
2	RESISTENCIAS 10K-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.20
1	RESISTENCIA 330-1/4w	\$ 0.10	\$ 0.10
1	CAPACITOR 1uF 100V	\$ 0.30	\$ 0.30
1	DISIPADOR	\$ 50.00	\$ 50.00
1	CIRCUITO IMPRESO	\$ 75.00	\$ 75.00

COSTO TOTAL

---

\$ 249.70

CIRCUITO DE ALARMA

CANTIDAD	DESCRIPCION	PU	TOTAL
1	NE555	\$ 2.20	\$ 2.20
1	BUZZER	\$ 2.00	\$ 2.00
2	CAPACITORES 0.01uF	\$ 0.30	\$ 0.60
1	RESISTENCIA 4K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 10K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10

COSTO TOTAL

---

\$ 5.00

FUENTE DE ALIMENTACION

CANTIDAD	DESCRIPCION	PU	TOTAL
1	INTERRUPTOR 1P 2T	\$ 4.50	\$ 4.50
1	FUSIBLE 1 AMP.	\$ 0.60	\$ 0.60
1	FUSIBLE 0.75 AMP.	\$ 0.60	\$ 0.60
1	TRANSFORMADOR 24V-5amp	\$ 40.00	\$ 40.00
1	TRANSFORMADOR 24V-3amp	\$ 32.00	\$ 32.00
2	PUENTES DE DIODOS SB604	\$ 4.80	\$ 9.60
1	DIODO ZENER 20v 1/2watt	\$ 0.60	\$ 0.60
1	LED	\$ 0.40	\$ 0.40
1	CAPACITOR 2200 uF-63 V	\$ 5.60	\$ 5.60
1	CAPACITOR 1500 uF-63 V	\$ 5.60	\$ 5.60
1	CAPACITOR 1000 uF-50 V	\$ 3.80	\$ 3.80
2	CAPACITORES 0.1 uF	\$ 0.50	\$ 1.00
2	CAPACITORES 10 uF	\$ 0.30	\$ 0.60
1	TIP 110	\$ 1.50	\$ 1.50
1	TIP 41	\$ 1.50	\$ 1.50
1	BC547	\$ 0.50	\$ 0.50
1	LM7805	\$ 2.20	\$ 2.20
1	LM7815	\$ 2.20	\$ 2.20
1	RESISTENCIA 3.3K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 14K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 10K-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	RESISTENCIA 270-1/4W	\$ 0.10	\$ 0.10
1	PRESET 5K	\$ 2.20	\$ 2.20
2	RELEVADOR 12 volts	\$ 8.00	\$ 16.00
1	CIRCUITO IMPRESO	\$ 45.00	\$ 45.00

COSTO TOTAL

---

\$176.40

## EQUIPO DE ULTRASONIDO PARA SONOPLASTIA

DESCRIPCION	PU
Unidad de control de procesos	N\$ 627.00
Etapa de visualización	N\$ 329.00
Teclado	N\$ 67.50
Circuito oscilador	N\$ 108.40
Circuito de potencia	N\$ 249.70
Circuito de alarma	N\$ 5.00
Fuente de alimentación	N\$ 176.40
<hr/>	
Subtotal	N\$ 1563.00
Equipo y Herramienta	N\$ 156.30
Gabinetes	N\$ 850.00
Investigación y diseño	N\$ 30000.00
Mano de Obra	N\$ 4500.00
Indirectos 45%	N\$ 16681.19
<hr/>	
T O T A L	N\$ 53750.48



A P E N D I C E     E

HOJAS DE DATOS CARACTERISTICOS DE LOS DISPOSITIVOS ELECTRONICOS



# MC14532B

## 8-BIT PRIORITY ENCODER

The MC14532B is constructed with complementary MOS (CMOS) enhancement mode devices. The primary function of a priority encoder is to provide a binary address for the active input with the highest priority. Eight data inputs (D0 thru D7) and an enable input (E<sub>in</sub>) are provided. Five outputs are available, three are address outputs (Q0 thru Q2), one group select (GS) and one enable output (E<sub>out</sub>).

- Diode Protection on All Inputs
- Supply Voltage Range = 3.0 Vdc to 18 Vdc
- Capable of Driving Two Low-power TTL Loads or One Low-Power Schottky TTL Load over the Rated Temperature Range



L SUFFIX  
CERAMIC  
CASE 620



P SUFFIX  
PLASTIC  
CASE 648



D SUFFIX  
SOIC  
CASE 751B

### MAXIMUM RATINGS\* (Voltages Referenced to V<sub>SS</sub>)

Symbol	Parameter	Value	Unit
V <sub>DD</sub>	DC Supply Voltage	-0.5 to +18.0	V
V <sub>in</sub> , V <sub>out</sub>	Input or Output Voltage (DC or Transient)	-0.5 to V <sub>DD</sub> + 0.5	V
I <sub>in</sub> , I <sub>out</sub>	Input or Output Current (DC or Transient) per Pin	±10	mA
P <sub>D</sub>	Power Dissipation per Package†	500	mW
T <sub>stg</sub>	Storage Temperature	-65 to +150	°C
T <sub>s</sub>	Lead Temperature (6-Second Soldering)	260	°C

\*Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur.  
†Temperature Derating: All Packages - 10 mW/°C from 65°C to 125°C

### ORDERING INFORMATION

- MC14532BCP Plastic
- MC14532BCL Ceramic
- MC14532BD SOIC

T<sub>A</sub> = -55° to 125°C for all packages.

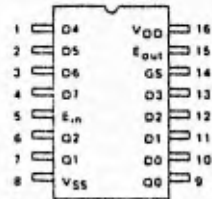
### TRUTH TABLE

E <sub>in</sub>	INPUT								OUTPUT				
	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	GS	Q2	Q1	Q0	E <sub>out</sub>
0	X	X	X	X	X	X	X	X	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
1	1	X	X	X	X	X	X	X	1	1	1	1	0
1	0	1	X	X	X	X	X	X	1	1	1	0	0
1	0	0	1	X	X	X	X	X	1	1	0	1	0
1	0	0	0	1	X	X	X	X	1	0	1	0	0
1	0	0	0	0	1	X	X	X	1	0	0	1	0
1	0	0	0	0	0	1	X	X	1	0	0	0	1
1	0	0	0	0	0	0	1	X	1	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0

X = Don't Care

This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation, V<sub>in</sub> and V<sub>out</sub> should be constrained to the range V<sub>SS</sub> ≤ (V<sub>in</sub> or V<sub>out</sub>) ≤ V<sub>DD</sub>. Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (e.g., either V<sub>SS</sub> or V<sub>DD</sub>). Unused outputs must be left open.

### PIN ASSIGNMENT





# MC14046B

## PHASE LOCKED LOOP

The MC14046B phase locked loop contains two phase comparators, a voltage controlled oscillator (VCO), source follower, and zener diode. The comparators have two common signal inputs,  $PCA_{in}$  and  $PCB_{in}$ . Input  $PCA_{in}$  can be used directly coupled to large voltage signals, or indirectly coupled (with a series capacitor) to small voltage signals. The self-bias circuit adjusts small voltage signals in the linear region of the amplifier. Phase comparator 1 (an exclusive OR gate) provides a digital error signal  $PC1_{out}$ , and maintains  $90^\circ$  phase shift at the center frequency between  $PCA_{in}$  and  $PCB_{in}$  signals (both at 50% duty cycle). Phase comparator 2 (with leading edge sensing logic) provides digital error signals,  $PC2_{out}$  and  $LD$ , and maintains a  $0^\circ$  phase shift between  $PCA_{in}$  and  $PCB_{in}$  signals (duty cycle is immaterial). The linear VCO produces an output signal  $VCO_{out}$  whose frequency is determined by the voltage of input  $VCO_{in}$  and the capacitor and resistors connected to pins  $C1A$ ,  $C1B$ ,  $R1$ , and  $R2$ . The source-follower output  $SF_{out}$  with an external resistor is used where the  $VCO_{in}$  signal is needed but no loading can be tolerated. The inhibit input  $Inh$ , when high, disables the VCO and source follower to minimize standby power consumption. The zener diode can be used to assist in power supply regulation.

Applications include FM and FSK modulation and demodulation, frequency synthesis and multiplication, frequency discrimination, tone decoding, data synchronization and conditioning, voltage-to-frequency conversion and motor speed control.

- Buffered Outputs Compatible with MHTL and Low Power TTL
- Diode Protection on All Inputs
- Supply Voltage Range = 3.0 to 18 V
- Pin-for-Pin Replacement for CD4046B
- Phase Comparator 1 is an Exclusive Or Gate and is Duty Cycle Limited
- Phase Comparator 2 switches on Rising Edges and is not Duty Cycle Limited



L SUFFIX  
CERAMIC  
CASE 620



P SUFFIX  
PLASTIC  
CASE 548

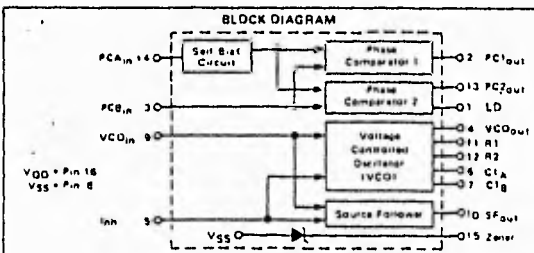


DW SUFFIX  
SOIC  
CASE 751G

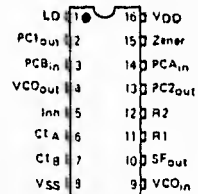
### ORDERING INFORMATION

MC14XXXBCP Plastic  
MC14XXXBCL Ceramic  
MC14XXXBDW SOIC

$T_A = -55^\circ$  to  $125^\circ$  C for all packages



### PIN ASSIGNMENT





# MC14503B

## HEX NON-INVERTING 3-STATE BUFFER

The MC14503B is a hex non-inverting buffer with 3-state outputs, and a high current source and sink capability. The 3-state outputs make it useful in common bussing applications. Two disable controls are provided. A high level on the Disable A input causes the outputs of buffers 1 through 4 to go into a high impedance state and a high level on the Disable B input causes the outputs of buffers 5 and 6 to go into a high impedance state.

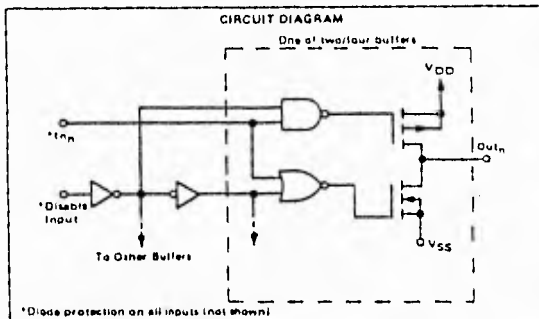
- 3-State Outputs
- TTL Compatible - Will Drive One TTL Load Over Full Temperature Range
- Supply Voltage Range = 3.0 Vdc to 18 Vdc
- Two Disable Controls for Added Versatility
- Pin for Pin Replacement for MM80C97 and 340097

### MAXIMUM RATINGS\* (Voltages Referenced to V<sub>SS</sub>)

Symbol	Parameter	Value	Unit
V <sub>DD</sub>	DC Supply Voltage	-0.5 to +18.0	V
V <sub>in</sub> , V <sub>out</sub>	Input or Output Voltage (DC or Transient)	-0.5 to V <sub>DD</sub> + 0.5	V
I <sub>in</sub>	Input Current (DC or Transient), per Pin	± 10	mA
I <sub>out</sub>	Output Current (DC or Transient), per Pin	± 25	mA
P <sub>D</sub>	Power Dissipation, per Package†	500	mW
T <sub>stg</sub>	Storage Temperature	-65 to +150	°C
T <sub>L</sub>	Lead Temperature (10-Second Soldering)	260	°C

\*Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur if temperature derating. All Packages: -1.0 mW/°C from 65°C to 125°C

### CIRCUIT DIAGRAM



\*Diode protection on all inputs (not shown)

This device contains protection circuitry to guard against damage due to high static voltages or electric fields. However, precautions must be taken to avoid applications of any voltage higher than maximum rated voltages to this high-impedance circuit. For proper operation, V<sub>in</sub> and V<sub>out</sub> should be constrained to the range V<sub>SS</sub> ≤ (V<sub>in</sub> or V<sub>out</sub>) ≤ V<sub>DD</sub>. Unused inputs must always be tied to an appropriate logic voltage level (e.g., either V<sub>SS</sub> or V<sub>DD</sub>). Unused outputs must be left open.



L SUFFIX  
CERAMIC  
CASE 620



P SUFFIX  
PLASTIC  
CASE 648



D SUFFIX  
SOIC  
CASE 751B

### ORDERING INFORMATION

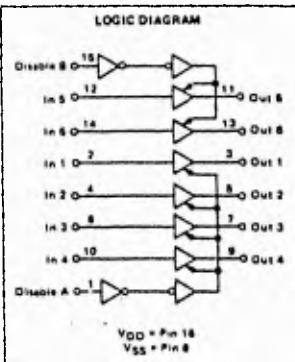
MC14XXXBCP Plastic  
MC14XXXBCL Ceramic  
MC14XXXBD SOIC  
T<sub>A</sub> = -55° to 125°C for all packages

### TRUTH TABLE

In <sub>n</sub>	Appropriate Disable Input	Out <sub>n</sub>
0	0	0
1	0	1
X	1	High Impedance

X = Don't Care

### LOGIC DIAGRAM



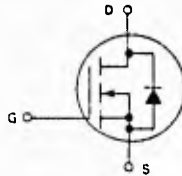
V<sub>DD</sub> = Pin 18  
V<sub>SS</sub> = Pin 8

**IRF740**

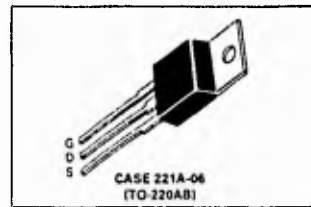
**N-CHANNEL ENHANCEMENT-MODE SILICON GATE  
 TMOS POWER FIELD EFFECT TRANSISTOR**

This TMOS Power FET is designed for high voltage, high speed power switching applications such as switching regulators, converters, solenoid and relay drivers.

- Silicon Gate for Fast Switching Speeds
- Low  $R_{DS(on)}$  to Minimize On-Losses. Specified at Elevated Temperature
- Rugged — SOA is Power Dissipation Limited
- Source-to-Drain Diode Characterized for Use With Inductive Loads



Part Number	V <sub>DSS</sub>	R <sub>DS(on)</sub>	I <sub>D</sub>
IRF740	400 V	0.55 Ω	10 A



**MAXIMUM RATINGS**

Rating	Symbol	Value	Unit
Drain-Source Voltage	V <sub>DSS</sub>	400	Vdc
Drain-Gate Voltage (R <sub>GS</sub> = 1.0 MΩ)	V <sub>DGR</sub>	400	Vdc
Gate-Source Voltage	V <sub>GS</sub>	±20	Vdc
Drain Current Continuous	I <sub>D</sub>	10	Adc
Pulsed	I <sub>DM</sub>	40	
Total Power Dissipation @ T <sub>C</sub> = 25°C Derate above 25°C	P <sub>D</sub>	125 1.0	Watts W/°C
Operating and Storage Temperature Range	T <sub>J</sub> , T <sub>stg</sub>	-55 to 150	°C

**THERMAL CHARACTERISTICS**

Thermal Resistance Junction to Case	R <sub>θJC</sub>	1.0	°C/W
Junction to Ambient	R <sub>θJA</sub>	62.5	
Maximum Lead Temp. for Soldering Purposes, 1/8" from Case for 5 Seconds	T <sub>L</sub>	260	°C

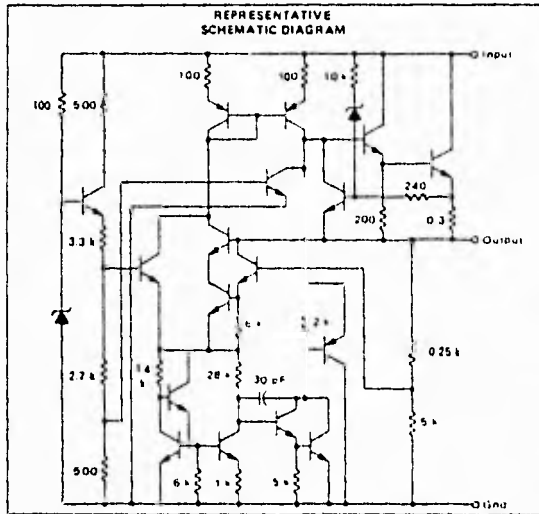
See the MTP10N40E Designer's Data Sheet for a complete set of design curves for the product on this data sheet.  
 The Designer's Data Sheet permits the design of most circuits entirely from the information presented. Limit curves — representing boundaries on device characteristics — are given to facilitate "worst case" design.

**MC7800**  
 Series

**THREE-TERMINAL POSITIVE VOLTAGE REGULATORS**

These voltage regulators are monolithic integrated circuits designed as fixed-voltage regulators for a wide variety of applications including local, on-card regulation. These regulators employ internal current limiting, thermal shutdown, and safe-area compensation. With adequate heatsinking they can deliver output currents in excess of 1.0 ampere. Although designed primarily as a fixed voltage regulator, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.

- Output Current in Excess of 1.0 Ampere
- No External Components Required
- Internal Thermal Overload Protection
- Internal Short-Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe Area Compensation
- Output Voltage Offered in 2% and 4% Tolerance



**ORDERING INFORMATION**

Device	Output Voltage Tolerance	Tested Operating Junction Temp. Range	Package
MC78XXK	4%	-55 to +150°C	Metal Power
MC78XXAR*	2%		
MC78XXCK	4%	0 to +125°C	Plastic Power
MC78XXACK*	2%		
MC78XXCT	4%	-40 to +125°C	Plastic Power
MC78XXACT	2%		
MC78XXBT	4%		

\*2% regulators in Metal Power packages are available in 5, 12 and 15 volt devices

**THREE-TERMINAL POSITIVE FIXED VOLTAGE REGULATORS**  
 SILICON MONOLITHIC INTEGRATED CIRCUITS

**K SUFFIX METAL PACKAGE CASE 1**

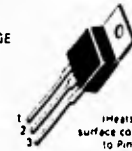


(Bottom View)

Pins 1 and 2 electrically isolated from case. Case is third electrical connection.

**T SUFFIX PLASTIC PACKAGE CASE 221A**

- PIN 1: INPUT
- PIN 2: GROUND
- PIN 3: OUTPUT



Heat-sink surface connected to Pin 2

**STANDARD APPLICATION**



A common ground is required between the input and the output voltages. The input voltage must remain typically 2.0 V above the output voltage even during the low point on the input ripple voltage.

- XX = these two digits of the type number indicate voltage
- \* C<sub>in</sub> is required if regulator is located an appreciable distance from power supply filter
- \*\* C<sub>O</sub> is not needed for stability, however, it does improve transient response
- AA indicates nominal voltage

**TYPE NO./VOLTAGE**

MC7805	5.0 Volts	MC7812	12 Volts
MC7806	6.0 Volts	MC7815	15 Volts
MC7808	8.0 Volts	MC7818	18 Volts
MC7809	9.0 Volts	MC7824	24 Volts

**LM158, LM258,  
 LM358, LM2904**

**DUAL DIFFERENTIAL  
 INPUT  
 OPERATIONAL AMPLIFIERS**

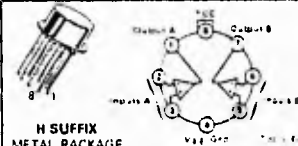
SILICON MONOLITHIC  
 INTEGRATED CIRCUIT

**DUAL LOW POWER OPERATIONAL AMPLIFIERS**

Utilizing the circuit designs perfected for recently introduced Quad Operational Amplifiers, these dual operational amplifiers feature 1) low power drain, 2) a common mode input voltage range extending to ground/V<sub>EE</sub>, 3) Single Supply or Split Supply operation and 4) pin outs compatible with the popular MC1558 dual operational amplifier. The LM158 Series is equivalent to one-half of an LM124.

These amplifiers have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. They can operate at supply voltages as low as 3.0 Volts or as high as 32 Volts with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 to 32 Volts
- Low Input Bias Currents
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Single and Split Supply Operation
- Similar Performance to the Popular MC1558



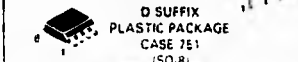
**H SUFFIX  
 METAL PACKAGE  
 CASE 601**



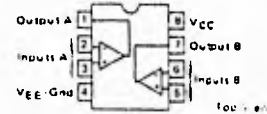
**J SUFFIX  
 CERAMIC PACKAGE  
 CASE 693**



**N SUFFIX  
 PLASTIC PACKAGE  
 CASE 626**



**D SUFFIX  
 PLASTIC PACKAGE  
 CASE 751  
 (SO-8)**



**MAXIMUM RATINGS (T<sub>A</sub> = +25°C, unless otherwise noted)**

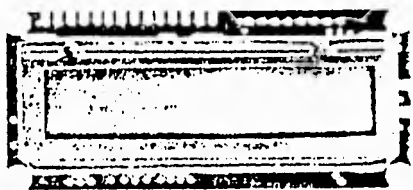
Rating	Symbol	LM158 LM258 LM358	LM2904	Unit
Power Supply Voltages				Vdc
Single Supply	V <sub>CC</sub>	32	26	
Split Supplies	V <sub>CC</sub> , V <sub>EE</sub>	±16	±13	
Input Differential Voltage Range (1)	V <sub>IDR</sub>	±32	±28	Vdc
Input Common Mode Voltage Range (2)	V <sub>ICR</sub>	-0.3 to 32	-0.3 to 26	Vdc
Input Forward Current (3) (V <sub>I</sub> = -0.3 V)	I <sub>IF</sub>	50	-	mA
Output Short Circuit Duration <sup>4</sup>	t <sub>SC</sub>	Continuous		
Junction Temperature	T <sub>J</sub>			°C
Ceramic and Metal Packages		175		
Plastic Package		150		
Storage Temperature Range	T <sub>STG</sub>			°C
Ceramic and Metal Packages		-65 to +150		
Plastic Package		-55 to +125		
Operating Ambient Temperature Range	T <sub>A</sub>			°C
LM158		-55 to +125	-	
LM258		-25 to +85	-	
LM358		0 to +70	-	
LM2904		-	-40 to +105	

**NOTES**

- 1) Single Power Supplies
- 2) For Supply Voltages less than 32 V for the LM158, 258, 358 and 26 V for the LM2904 the acceptable maximum input voltage is equal to the supply voltage.
- 3) The output current capability of the amplifier is negative at any of the input leads. Normal output current rating is given only when the input voltage returns to a voltage greater than 0.3 V.

**ORDERING INFORMATION**

Device	Temperature Range	Package
LM158H	-55 to +125 C	Metal Can
LM158J	-55 to +125 C	Ceramic DIP
LM2904D	-40 to +105 C	SO-8
LM2904N	-40 to +105 C	Plastic DIP
LM2904J	-40 to +105 C	Ceramic DIP
LM2904H	-40 to +105 C	Metal Can
LM258D	-	SO-8
LM258H	-	Metal Can
LM258J	25 to +85 C	Ceramic DIP
LM258N	-	Plastic DIP
LM358D	-	SO-8
LM358H	-	Metal Can
LM358J	0 to +70 C	Ceramic DIP
LM358N	-	Plastic DIP

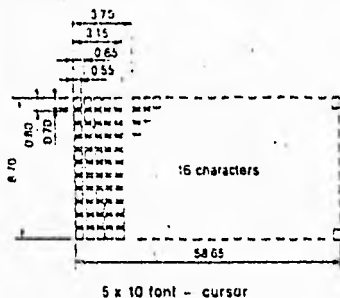


The AND241 is a compact LCD module having a dot matrix LCD panel, a controller and driver circuit. This module can display 160 kinds of letters, numerals, symbols and "Kana" letters, as well as 8 custom characters.

**FEATURES**

- Compact integrated display module
- High contrast clear display with large characters
- Low voltage: +5V single power supply
- Wide operating temperature range: 0°C to +50°C
- 5 x 10 dot character format and cursor line
- Built-in control LSI with display RAM and character generator ROM
- Direct interface to 4 or 8 bit CPU
- 11 commands for control

Dot Matrix Dimensions (in millimeters)



**Mechanical Characteristics**

Item	Specification	Unit
Outline Dimension	62.5 W x 26 H x 12 D	mm
Character Size	5.7 W x 7.9 H	mm
Number of Characters	16 x 1 (16) Characters (5 x 10 font - cursor)	-
Viewing Area	62.5 W x 13.8 H	mm
Base/Clamping	62.5 W x 13.8 H	mm
Dot Size	0.25 W x 0.7 H	mm
Dot Pitch	0.65 W x 0.8 H	mm
Weight	approx. 25	gram

**Absolute Maximum Ratings**

Item	Symbol	Rating	Unit
Supply Voltage	V <sub>CC</sub>	-	V
Input Voltage	V <sub>I</sub>	-	V
Operating Temperature	T <sub>OP</sub>	0 to 50	°C
Storage Temperature	T <sub>STG</sub>	-20 to 70	°C

**Electrical Characteristics (T<sub>OP</sub> = 25°C)**

Item	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Supply Voltage	V <sub>CC</sub>	4.5	5.0	5.25	V
"H" Level Input Voltage (V <sub>I</sub> = 50%)	V <sub>IH</sub>	2.0	-	-	V
"L" Level Input Voltage (V <sub>I</sub> = 50%)	V <sub>IL</sub>	-	-	0.6	V
"H" Level Output Voltage (V <sub>O</sub> = 2mA)	V <sub>OH</sub>	-	-	-	V
"L" Level Output Voltage (V <sub>O</sub> = 2mA)	V <sub>OL</sub>	-	-	0.4	V
Power Consumption	P <sub>CON</sub>	-	-	10	mW

**Optical Characteristics (T<sub>OP</sub> = 25°C, W = 25%, D = 0)**

Item	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit
Viewing Angle	θ	10	-	30	degrees
Contrast	C	-	20	-	-
Turn-On Time	t <sub>ON</sub>	-	20	400	ms
Turn-Off Time	t <sub>OFF</sub>	-	20	400	ms

Note: Refer to Applications Section for the following conditions: (A) θ and (B) Viewing Angle, (C) Contrast, (D) Turn-On and Turn-Off Time.

**Connector Pin Assignment**

Pin No.	Signal	Function
1	GRND	Power Supply
2	V <sub>CC</sub>	Power Supply
3	V <sub>BE</sub>	LCD Drive Voltage (DV to V <sub>BE</sub> )
4	PS	Data Input / Command Input
5	R/W	Data Read/Module → CPU / Data Write CPU → Module
6	E	Enable Signal
7	DB0	Data Bus
8	DB1	
9	DB2	
10	DB3	
11	DB4	
12	DB5	
13	DB6	
14	DB7	-

FALLA DE ORIGEN



# 54F/74F138

## 1-of-8 Decoder/Demultiplexer

### General Description

The 'F138 is a high-speed 1-of-8 decoder/demultiplexer. This device is ideally suited for high-speed bipolar memory chip select address decoding. The multiple input enables allow parallel expansion to a 1-of-24 decoder using just three 'F138 devices or a 1-of-32 decoder using four 'F138 devices and one inverter.

### Features

- Demultiplexing capability
- Multiple input enable for easy expansion
- Active LOW mutually exclusive outputs

### Absolute Maximum Ratings (Note 1)

If Military/Aerospace specified devices are required, contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Storage Temperature	-65°C to +150°C
Ambient Temperature under Bias	-55°C to +125°C
Junction Temperature under Bias	-55°C to +175°C
V <sub>CC</sub> Pin Potential to Ground Pin	-0.5V to +7.0V
Input Voltage (Note 2)	-0.5V to +7.0V
Input Current (Note 2)	-30 mA to +5.0 mA

Voltage Applied to Output in HIGH State (with V <sub>CC</sub> = 0V)	-0.5V to V <sub>CC</sub>
Standard Output TRI-STATE* Output	-0.5V to +5.5V

Current Applied to Output in LOW State (Max)	twice the rated I <sub>OL</sub> (mA)
--	--------------------------------------

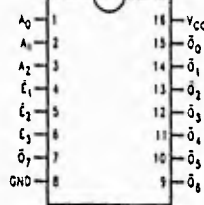
Note 1: Absolute maximum ratings are values beyond which the device may be damaged or have its useful life impaired. Functional operation under these conditions is not implied.

Note 2: Either voltage limit or current limit is sufficient to protect inputs.

### Recommended Operating Conditions

Free Air Ambient Temperature	-55°C to +125°C
Military	0°C to +70°C
Commercial	
Supply Voltage	+4.5V to +5.5V
Military	+4.5V to +5.5V
Commercial	

### Pin Assignment for DIP, SOIC and Flatpak



### DC Electrical Characteristics

Symbol	Parameter	54F/74F			Units	V <sub>CC</sub>	Conditions
		Min	Typ	Max			
V <sub>IH</sub>	Input HIGH Voltage	2.0			V	-	Recognized as a HIGH Signal
V <sub>IL</sub>	Input LOW Voltage			0.8	V	-	Recognized as a LOW Signal
V <sub>CD</sub>	Input Clamp Diode Voltage			1.2	V	Min	I <sub>IH</sub> = -10 mA
V <sub>OH</sub>	Output HIGH Voltage	54F 10% V <sub>CC</sub>	2.5		V	Min	I <sub>OH</sub> = -1 mA
		74F 10% V <sub>CC</sub>	2.5				I <sub>OH</sub> = -1 mA
		74F 5% V <sub>CC</sub>	2.7				I <sub>OH</sub> = -1 mA
V <sub>OL</sub>	Output LOW Voltage	54F 10% V <sub>CC</sub>		0.5	V	Min	I <sub>OL</sub> = 20 mA
		74F 10% V <sub>CC</sub>		0.5			I <sub>OL</sub> = 20 mA
I <sub>IH</sub>	Input HIGH Current			20	μA	Max	V <sub>IN</sub> = 2.7V
I <sub>BVI</sub>	Input HIGH Current Breakdown Test			100	μA	Max	V <sub>IN</sub> = 7.0V
I <sub>IL</sub>	Input LOW Current			-0.6	mA	Max	V <sub>IN</sub> = 0.5V
I <sub>OS</sub>	Output Short-Circuit Current	-60		-150	mA	Max	V <sub>OUT</sub> = 0V
I <sub>CEX</sub>	Output HIGH Leakage Current			250	μA	Max	V <sub>OUT</sub> = V <sub>CC</sub>
I <sub>CC</sub>	Power Supply Current		13	20	mA	Max	V <sub>O</sub> = HIGH
I <sub>CC</sub>	Power Supply Current		13	20	mA	Max	V <sub>O</sub> = LOW

Unit Loading/Fan Out: See Section 2 for U. L. definitions

Pin Name	Description	54F/74F	
		U. L. HIGH/LOW	Input I <sub>IH</sub> /I <sub>IL</sub> Output I <sub>OH</sub> /I <sub>OL</sub>
A <sub>0</sub> -A <sub>2</sub>	Address Inputs	1.0/1.0	20 μA / -0.6 mA
E <sub>1</sub> , E <sub>2</sub>	Enable Inputs (Active LOW)	1.0/1.0	20 μA / -0.6 mA
E <sub>3</sub>	Enable Input (Active HIGH)	1.0/1.0	20 μA / -0.6 mA
O <sub>0</sub> -O <sub>7</sub>	Outputs (Active LOW)	50/33.3	-1 mA / 20 mA

# 54F/74F373

## Octal Transparent Latch with TRI-STATE® Outputs

### General Description

The 74F373 consists of eight latches with TRI-STATE outputs for bus organized system applications. The flip-flops appear transparent to the data when Latch Enable (LE) is HIGH. When LE is LOW, the data that meets the setup times is latched. Data appears on the bus when the Output Enable ( $\overline{OE}$ ) is LOW. When  $\overline{OE}$  is HIGH the bus output is in the high impedance state.

### Absolute Maximum Ratings (Note 1)

If Military/Aerospace specified devices are required, contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Storage Temperature	-65°C to +150°C
Ambient Temperature under Bias	-55°C to +125°C
Junction Temperature under Bias	-55°C to +175°C
V <sub>CC</sub> Pin Potential to Ground Pin	-0.5V to +7.0V
Input Voltage (Note 2)	-0.5V to +7.0V
Input Current (Note 2)	-30 mA to +5.0 mA

Voltage Applied to Output in HIGH State (with V <sub>CC</sub> = 0V)	
Standard Output	-0.5V to V <sub>CC</sub>
TRI-STATE Output	-0.5V to +5.5V

Current Applied to Output in LOW State (Max)	twice the rated I <sub>OL</sub> (mA)
--	--------------------------------------

Note 1: Absolute maximum ratings are values beyond which the device may be damaged or have its useful life impaired. Functional operation under these conditions is not implied.

Note 2: Either voltage limit or current limit is sufficient to protect inputs.

### Features

- Eight latches in a single package
- TRI-STATE outputs for bus interfacing

### Recommended Operating Conditions

Free Air Ambient Temperature	
Military	-55°C to +125°C
Commercial	0°C to +70°C
Supply Voltage	
Military	+4.5V to +5.5V
Commercial	+4.5V to +5.5V

Pin Assignment for DIP, SOIC and Flatpak



### Truth Table

Inputs		Output	
LE	$\overline{OE}$	D <sub>n</sub>	O <sub>n</sub>
H	L	H	H
H	L	L	L
L	L	X	O <sub>n</sub> (no change)
X	H	X	Z

H = HIGH Voltage Level  
L = LOW Voltage Level  
X = Immaterial  
Z = High Impedance State

### DC Electrical Characteristics

Symbol	Parameter	54F/74F			Units	V <sub>CC</sub>	Conditions
		Min	Typ	Max			
V <sub>IH</sub>	Input HIGH Voltage	2.0			V		Recognized as a HIGH Signal
V <sub>IL</sub>	Input LOW Voltage			0.8	V		Recognized as a LOW Signal
V <sub>CD</sub>	Input Clamp Diode Voltage			-1.2	V	Min	I <sub>IH</sub> = -18 mA
V <sub>OH</sub>	Output HIGH Voltage	54F 10% V <sub>CC</sub>	2.5		V	Min	I <sub>OL</sub> = -1 mA
		54F 10% V <sub>CC</sub>	2.4				I <sub>OL</sub> = -3 mA
		74F 10% V <sub>CC</sub>	2.5				I <sub>OL</sub> = -1 mA
		74F 10% V <sub>CC</sub>	2.4				I <sub>OL</sub> = -3 mA
		74F 5% V <sub>CC</sub>	2.7				I <sub>OL</sub> = -1 mA
		74F 5% V <sub>CC</sub>	2.7				I <sub>OL</sub> = -3 mA
V <sub>OL</sub>	Output LOW Voltage	54F 10% V <sub>CC</sub>		0.5	V	Min	I <sub>OH</sub> = 20 mA
		74F 10% V <sub>CC</sub>		0.5			I <sub>OH</sub> = 24 mA
I <sub>IH</sub>	Input HIGH Current			20	μA	Max	V <sub>IH</sub> = 2.7V
I <sub>IHL</sub>	Input HIGH Current Breakdown Test			100	μA	Max	V <sub>IHL</sub> = 7.0V
I <sub>IL</sub>	Input LOW Current			-0.6	mA	Max	V <sub>IL</sub> = 0.5V
I <sub>OH</sub>	Output Leakage Current			50	μA	Max	V <sub>OUT</sub> = 2.7V
I <sub>OL</sub>	Output Leakage Current			-50	μA	Max	V <sub>OUT</sub> = 0.5V
I <sub>OS</sub>	Output Short-Circuit Current	-60		-150	mA	Max	V <sub>OUT</sub> = 0V
I <sub>EX</sub>	Output HIGH Leakage Current			250	μA	Max	V <sub>OUT</sub> = V <sub>CC</sub>
I <sub>D</sub>	Bus Drainage Test			500	μA	0.0V	V <sub>OUT</sub> = V <sub>CC</sub>
I <sub>CC</sub>	Power Supply Current		36	55	mA	Max	V <sub>CC</sub> = HIGH Z

Unit Loading/Fan Out: See Section 2 for U.L. definitions

Pin Names	Description	54F/74F	
		U.L. HIGH/LOW	Input I <sub>IH</sub> /I <sub>IL</sub> Output I <sub>OH</sub> /I <sub>OL</sub>
D <sub>0</sub> -D <sub>7</sub>	Data Inputs	1/0/1/0	20 μA / -0.6 mA
LE	Latch Enable Input (Active HIGH)	1/0/1/0	20 μA / -0.6 mA
$\overline{OE}$	Output Enable Input (Active LOW)	1/0/1/0	20 μA / -0.6 mA
O <sub>0</sub> -O <sub>7</sub>	TRI-STATE Latch Outputs	150/40 (33/3)	-3 mA / 24 mA (20 mA)

**A P E N D I C E     F**

**MANUAL DE OPERACION DEL EQUIPO DE ULTRASONIDO**

1. Colocar el interruptor de encendido en la posición de ON.
2. Verificar que: Los leds de falla deben estar en color verde. La barra de leds indicadora de intensidad de potencia debe estar completamente apagada. La perilla de control manual de potencia debe encontrarse al mínimo. En el display alfanumerico debe aparecer el mensaje de presentación del equipo, "ESTUDIO DE SONOPLASTIA".
3. Seleccionar el modo de trabajo "Manual o Pedal".
4. El sistema pide se oprima la tecla 1 para iniciar el estudio de sonoplastía. "1 INICIO "
5. Proporcionar los datos que el sistema solicite. Para escribir los datos requeridos, después que el sistema desplegó la solicitud del dato correspondiente, en la primera posición del display aparecerá una letra A, utilizar la tecla 2 para seleccionar la letra deseada, es decir, al oprimir la tecla la letra A debe cambiar a B, y así sucesivamente hasta encontrar la letra deseada. Una vez localizada la letra, oprimir la tecla 3, para poder escribir la letra siguiente, desplazándose el cursor del display una posición, apareciendo nuevamente la letra A. Cuando ya se termino de escribir el dato correspondiente, oprimir la tecla 4 para indicarle al sistema que ya se terminó de teclear éste.
6. Insertar la cuerda de acero en el transductor e insertarla, al paciente por la arteria femoral.

7. Oprimir la tecla 2 para iniciar el proceso de sonoplastía.  
"2 INICIA PROCESO"
8. Verificar que en el display aparesca un reloj en ceros, el cual proporcionará la duración parcial o total del proceso de sonoplastía.
9. El médico debe iniciar el proceso, desplazando el pedal o el control manual hasta la intensidad de potencia que se necesite para destruir la obstrucción de la arteria. Al mismo tiempo, en la barra de leds se verá la intensidad de potencia que se esta aplicando al transductor, mientras el sistema esta verificando su propio funcionamiento, revisando que no se presenten fallas. Si ocurriera una falla, el equipo dejaría de funcionar, y ya no produciría vibraciones en el transductor, sonando una alarma y el led correspondiente a la falla se pondría en rojo.
10. Para finalizar el proceso de sonoplastia el médico debe oprimir la tecla 5.
11. Verificar que en el display aparesca el mensaje "FIN DEL PROCESO". Inmediatamente después aparecerá, el mensaje "ACCION A TOMAR", sólo se tienen tres acciones a seguir: El desplegado en el display de los resultados del proceso (oprimir tecla 6), resultados que incluyen: máxima potencia aplicada, duración del proceso, un reporte técnico del funcionamiento del sistema. La impresión de los resultados en una impresora previamente conectada al sistema (tecla 7) Y el fin del estudio de sonoplastía (tecla 8).