

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

ESCUELA DE INGENIERÍA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PHACO EMULSIFICADOR PROTOTIPO PARA CIRUGIA INTRAOCULAR

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TITULO DE INGENIERO EN ELCTRÓNICA Y CONTROL

**Santiago Mauricio Herrera Soasti
Jorge Román Terán Benalcázar**

DIRECTOR: Dr. Luis Corrales

Quito, Agosto del 2003

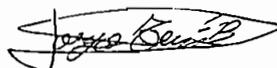
DECLARACIÓN

Nosotros, Santiago Mauricio Herrera Soasti y Jorge Román Terán Benalcázar, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la siguiente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.



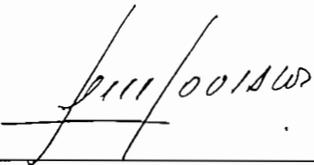
Santiago Mauricio Herrera Soasti



Jorge Román Terán Benalcázar

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Santiago Mauricio Herrera Soasti y Jorge Román Terán Benalcázar, bajo mi supervisión.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Luis Corrales', is written over a horizontal line.

Dr. Luis Corrales

DIRECTOR DE PROYECTO

AGRADECIMIENTO

A Dios primeramente, que ha sido fuente inagotable de luz y nuestro guía bendiciéndonos con la mas grande de las ayudas, nuestras familias.

A todos aquellos que de manera desinteresada y sin ningún egoísmo aportaron con su conocimiento para que este trabajo hoy pueda ser una realidad, confiando en nosotros, apoyándonos en cada momento.

DEDICATORIA

Este trabajo va dedicado a mi familia, pues todo lo que he logrado hasta ahora es solo gracias a Uds. Tengan por seguro que hay parte de cada uno en mi y en cada palabra que en este trabajo se expone. En especial a mi madre Vilma que siempre estuvo a mi lado cuando mas la necesite, me faltarían palabras para expresar todo mi cariño hacia ti, por ahora me limito solo a dedicarte este trabajo. Gracias de todo corazón.

Jorge R. Terán Benalcázar

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a Dios por todo el amor que tengo para él, y a mi familia, que con su ejemplo inculcaron en mí valores importantes ayudándome a culminar esta etapa de mi vida, especialmente a mis padres que nunca me han dado las espaldas en cualquier cosa que necesite.

Santiago M. Herrera Soasti

CONTENIDO

DECLARACIÓN	ii
CERTIFICACIÓN	iii
AGRADECIMIENTO	iv
DEDICATORIA	v
CONTENIDO	vii
RESUMEN	xii
PRESENTACIÓN	xiii

CAPITULO I

GENERALIDADES	1
1.1 ANATOMÍA DEL OJO	1
1.2 LAS CATARATAS.....	8
1.2.1. Causas que producen las cataratas.....	9
1.2.2. Síntomas de las cataratas.....	11
1.2.3. Tratamiento de la catarata a través de los siglos.....	13
1.2.3.1. El couching	14
1.2.3.2. La cirugía extracapsular de Daviel.....	15
1.2.3.3. La cirugía intracapsular.....	16
1.2.3.4. El regreso de la cirugía extracapsular: La facoemulsificación.....	18
1.3 Técnica quirúrgica de Faco con mantenedor de cámara anterior (MCA).....	20
1.4 Ventajas de la facoemulsificación	26
1.5 Lentes intraoculares.....	28
1.6 Después de la cirugía	29
1.6.1. La monovisión.....	29
1.6.2. Las lentes multifocales.....	29
1.6.3. La cápsula se vuelve opaca.....	30

1.7 El Faco Emulsificador	31
1.7.1. Descripción general	31
1.7.2. Descripción física del Faco Emulsificador	32
1.7.1.2.1. Sistema de Irrigación y aspiración	34
1.7.1.2.2. Generador de ultrasonidos.....	37
1.7.1.3. Descripción funcional.....	44

CAPITULO 2

Diseño del sistema de Irrigación y Aspiración.....	47
2.1 Consideraciones de Diseño	47
2.2 Consideraciones de Hardware.....	48
2.2.1 Bomba de Vacío	48
2.2.2 Regulador de presión.....	49
2.2.3 Transductor de Presión.....	49
2.2.4 Unidad de control.....	49
2.2.5 Panel de control	49
2.2.6 Vaso de residuos	49
2.2.7 Pedal.....	50
2.2.8 Fuente de Alimentación	50
2.3 Diseño del Hardware del sistema de irrigación-aspiración.....	50
2.3.1 Bòmba de vacío	51
2.3.1.1 Bomba peristáltica.....	51
2.3.1.2 Bomba Venturi	52
2.3.1.3 Bomba de diafragma.....	53
2.3.1.4 Selección de la Bomba de Vacío	54
2.3.2 Diseño de la etapa de regulación de presión.....	55
2.3.2.1 Válvula de alivio	55
2.3.2.2 Válvula reguladora de flujo.....	56

2.3.2.2.1 Microcontrolador para la válvula reguladora de flujo.....	57
2.3.3 Diseño de la etapa del transductor de Presión	62
2.3.4 Diseño de la unidad de control.....	64
2.3.4.1 Selección del microcontrolador principal.....	64
2.3.4.2 Hardware para el funcionamiento del microcontrolador principal.....	66
2.3.5 Panel de control	67
2.3.5.1 Teclado	67
2.3.5.2 Display y leds indicadores.....	68
2.3.6 Sistema de Válvulas.....	71
2.3.7 Vaso de residuos	72
2.3.8 Pedal.....	73
2.3.9 Fuente de Alimentación	75
2.4 Descripción del Software del sistema de Irrigación y Aspiración	76
2.5 Software del microcontrolador PIC16F877	76
2.5.1 ConfiguraR Microcontrolador	78
2.5.1.1 Subrutina del Display	79
2.5.2 Dar control a Usuario	80
2.5.3 Iniciar Conversión	82
2.5.4 traNsmitir posición del motor de pasos.....	84
2.5.4 Modo Fijo	86
2.5.5 Modo Lineal	88
2.6 Software del microcontrolador PIC16F84A.....	88
2.6.1 Configuración.....	90
2.6.2 Ingreso dato	90
2.6.3 Chequeo dirección de giro	90

CAPITULO 3

Diseño del sistema de Ultrasonido.....	93
3.1 Consideraciones de Diseño	93

3.2 Descripción del Hardware del sistema de Ultrasonido.....	94
3.2.1 Oscilador de frecuencia y amplitud variable.....	94
3.2.2 Amplificador de potencia.....	95
3.2.3 Pieza de mano	95
3.2.4 Realimentación	95
3.2.5 Unidad de control.....	95
3.2.6 Panel de control.....	96
3.2.7 Pedal.....	96
3.3 Diseño del generador de ultrasonido	96
3.3.1 Diseño del circuito oscilador de frecuencia y amplitud variable	96
3.3.2 Diseño del circuito amplificador de potencia	99
3.3.3 Diseño del circuito de realimentación (Feed Back)	102
3.3.4 Unidad de control.....	103
3.3.4.1 Selección del microcontrolador principal.....	103
3.3.5 Panel de control.....	105
3.3.6 Pedal.....	105
3.3.7 Pieza de mano	106
3.3.8 Fuente de Alimentación	106
3.4 Descripción del Software del sistema de Ultrasonido	106
3.4.1 SOFTWARE DE OPERACIÓN DEL PIC	106
3.4.2 Programa principal.....	106
3.4.3 Configuración.....	108
3.4.4 Inicializar periféricos.....	108
3.4.5 Dar Control a Usuario	109
3.5 Modo FIJO	109
3.6 Modo LINEAL.....	111
3.7 Sintonización de la frecuencia por medio del potenciómetro digital.....	113

CAPITULO 4

Pruebas y Resultados	117
4.1 Pruebas en General	117
4.1.1 Operación del Teclado	117
4.1.2 Prueba del sensor del vaso.....	118
4.1.3 Prueba de back flush.	118
4.2 Pruebas de Irrigación – Aspiración	119
4.2.1 Pruebas de Modo Lineal	120
4.2.2 Pruebas de Modo Fijo	122
4.3 Pruebas de Ultrasonido.....	124
4.3.1 Auto-Sintonización	124
4.3.2 Potencia de la Punta.....	126
4.4 Pruebas del Equipo en Conjunto	127

CAPITULO 5

Conclusiones y Recomendaciones	130
5.1 Conclusiones	130
5.2 Recomendaciones	132
BIBLIOGRAFÍA	135

ANEXO A: Hojas de datos

ANEXO B: Programa en ASM

ANEXO C: Certificado y fotos

RESUMEN

En este proyecto se presenta el diseño y construcción de un Phaco Emulsificador prototipo para cirugía intraocular, para tratamiento de las cataratas.

En primer lugar en el Capítulo 1, se describe la anatomía normal del ojo humano, como también se define el problema de las cataratas y su tratamiento mediante una reseña histórica hasta llegar al phaco emulsificador. Al final de este capítulo se describe el funcionamiento del mismo.

En el Capítulo 2, se presenta el diseño de uno de los bloques principales del phaco, el sistema de irrigación y aspiración, en este capítulo se describe las consideraciones de diseño y los rangos de funcionamiento del mismo.

Además se presentan varias alternativas de diseño utilizadas en otros equipos que se comercializan en el mercado extranjero. Finalmente se muestra el software para el funcionamiento de este sistema.

En el Capítulo 3, se encuentra el diseño del sistema de ultrasonido, una parte de su estructura es muy similar a la etapa anterior por esta razón no se hace necesario profundizar en su desarrollo. Su estudio se enfoca en la generación de la onda de ultrasonido y su auto-calibración, al final de este capítulo se expone el software utilizado para su correcta operación.

En el Capítulo 4, se mencionan las pruebas realizadas en el laboratorio al equipo y los resultados obtenidos. En adición se habla de una de las pruebas más importantes, la que se dio lugar en un quirófano sobre el ojo de un animal muerto, para verificar el óptimo funcionamiento del módulo.

En el capítulo 5, finalmente en base a los resultados obtenidos se describen una serie de conclusiones y recomendaciones, para la ampliación del presente trabajo o bien en trabajos similares.

PRESENTACIÓN

Desde hace muchos años uno de los problemas en la visión que ha conocido el hombre es el de la pérdida de la vista por efecto de las cataratas, por este motivo, se han diseñado muchas técnicas para eliminarlas.

En la actualidad el método más utilizado y seguro para el tratamiento de las cataratas es el de la phaco emulsificación, por cuanto presenta grandes ventajas en relación a otros métodos.

Es por eso que se ha creído conveniente diseñar un equipo de bioingeniería capaz de eliminar este problema en base a dispositivos electrónicos disponibles fácilmente en el mercado; Puesto que no existen otros trabajos similares en nuestro medio, se pretende que este estudio sirva de base para generar el interés en trabajos posteriores.

El phaco emulsificador consta de dos módulos, el primero que se encarga de generar una señal de ultrasonido capaz de emulsificar el cristalino afectado por la catarata; y el segundo se encarga de aspirar los residuos del cristalino ya emulsificado, para la posterior implantación de un lente intraocular que reemplaza al cristalino afectado dando como resultado de esto una mejora considerable en la visión.

CAPITULO 1
GENERALIDADES

CAPITULO 1

GENERALIDADES

Uno de los problemas de la visión desde ya hace muchos años, son las cataratas del ojo, que tienen varias formas de ser tratadas; en las fases iniciales se corrigen los trastornos de la visión por medio de lentes adecuadas; sin embargo, una vez que la opacidad está ya establecida no existe ningún medicamento capaz de reducirla. Un tratamiento reductor efectivo es el quirúrgico, con extirpación de la catarata siguiendo diversas técnicas que dependen del tipo y del grado de evolución de la enfermedad. Sin embargo, en ciertos períodos iniciales (a veces muy largos), se pueden corregir algunas de las dificultades de la visión con el uso de lentes, o vigilando que la iluminación ambiental sea adecuada.

El avance tecnológico de la bioingeniería ha creado el Phaco Emulsificador como respuesta al problema de la catarata, este utiliza un generador de ultrasonido de frecuencia y amplitud variable, para emulsificar la catarata, y además un sistema de control que permite regular la presión de aspiración intraocular, con lo cual se retira la catarata ya emulsificada.

El objetivo de este proyecto es el diseño y construcción del Phaco Emulsificador. Para procurar un mayor entendimiento sobre las implicaciones de este trabajo a continuación se hace una descripción del ojo y sus estructuras asociadas con el fin de que se conozca sobre el problema ocular que aquí se trata de corregir.

1.1 ANATOMÍA DEL OJO

El ojo, visto externamente, está compuesto de una serie de estructuras, las cuales se pueden ver en la Figura 1.1:

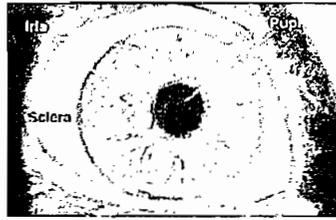


Figura 1.1 Ojo humano.

Una porción central de color negro, la pupila, que no es más que un agujero que permite la entrada de luz al globo ocular (aparece de color negro debido a los pigmentos retinianos).

Una membrana coloreada y de forma circular, el iris. Su coloración representa lo que conocemos habitualmente como "color de los ojos" y su apertura central es como ya se dijo la pupila. Esta membrana es un músculo de disposición circular que permite modificar el tamaño de la pupila.

Un epitelio transparente, la córnea, que cubre tanto al iris como a la pupila. Esta es la primera y más poderosa lente del globo ocular y permite, junto con el cristalino, la producción de una imagen nítida a nivel de los fotorreceptores de la retina.

El "blanco del ojo", la esclerótica, que forma parte de los tejidos de soporte del globo ocular. La esclerótica se continúa con la córnea por delante y con la duramadre del nervio óptico por su parte posterior.

Al extraer un ojo (sacar de su cavidad orbitaria) se ve que es una esfera ligeramente asimétrica, con un diámetro sagital o longitud típica de 24-25 mm y un diámetro transversal típico de 24 mm. Su volumen es de unos 6.5 cc.

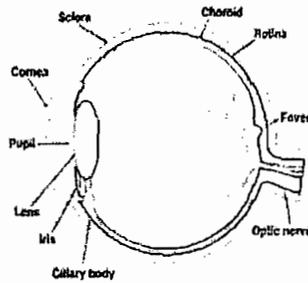


Figura1.2 Sección transversal de un ojo humano

Como se aprecia en el corte transversal de la Figura 1.2, el globo ocular tiene forma esférica, esta constituido por tres capas: una externa, una media y una interna.

La capa externa (esclerocórnea) formada por tejido conjuntivo resistente, en su parte anterior presenta una porción transparente denominada córnea; la parte posterior, la esclerótica, de color blanquecino, es opaca. La esclera es la parte fibrosa que forma la "parte blanca del ojo", y tiene una función de protección. En su zona exterior está recubierta por una mucosa transparente llamada conjuntiva, cuya irritación da lugar a las conocidas y frecuentes conjuntivitis.

La córnea, es la parte transparente de la capa externa, es la "ventana óptica" del ojo, y su función es, lógicamente, óptica. La curvatura de la córnea tiene un radio un poco menor (8 mm = 43 dioptrías) que el resto de la capa externa, de tal manera que la córnea está engarzada como un vidrio de reloj en la pared ocular. En la periferia de la córnea allí donde se continúa con la esclerótica se encuentra, en toda la circunferencia, el limbo esclerocorneal.

La capa media (úvea), la coroides, en la parte posterior es una membrana esponjosa de color café oscuro, formada principalmente por vasos sanguíneos que nutren al ojo, también tiene la función de pantalla pigmentaria (para evitar que entre luz en el ojo por donde "no debe"). En la cámara anterior del ojo, ocupada totalmente por el humor acuoso, la cual está limitada por detrás por el iris y por el cristalino, la coroides se une a una estructura muscular llamada cuerpo ciliar, formado por los procesos ciliares (encargados de la secreción del líquido que

rellena la cámara anterior y que se llama humor acuoso) y el músculo ciliar, encargado de variar la curvatura del cristalino para poder enfocar a distintas distancias. El cristalino, la lente del ojo por excelencia, tiene forma de lente biconvexa y es capaz de variar su curvatura, y por tanto su potencia dióptrica por la acción de los músculos ciliares. Se continua con el iris (la parte coloreada del ojo) cuya función es regular la cantidad de luz que entra en el interior del ojo, para lo cual varía su tamaño según la intensidad de luz.

Como se aprecia en la Figura 1.3, la superficie posterior de la córnea y la superficie anterior del iris, allí donde confluyen, forman un ángulo (seno camerular), esta zona tiene gran importancia funcional porque se encuentra el canal de Schlemm, por donde filtra y sale del ojo el humor acuoso.

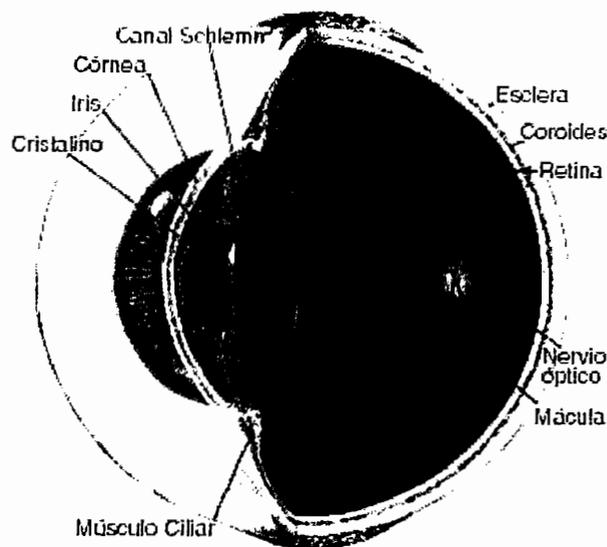


Figura 1.3 Sección sagital

El cristalino se halla entre la cámara posterior y el vítreo, está suspendido del cuerpo ciliar por unas finas fibras conocidas como la zónula. El espacio posterior del cristalino se encuentra ocupado por el vítreo.

La capa interna (retina). La retina que se muestra en la Figura 1.4, es la zona "sensible" del aparato visual. Es donde se deben formar las imágenes que vemos para poder "verlas" con nitidez. Su parte anterior es ciega, y su sensibilidad va en

aumento conforme se va alejando de la zona anterior. El punto de máxima sensibilidad es una pequeña hendidura llamada fovea, que es donde se encuentra una mayor concentración de las células responsables de la sensibilidad de la retina: conos y bastones.

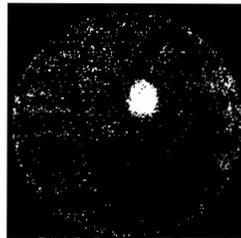


Figura1.4 La retina

En la zona posterior hay una parte ciega, que es donde conecta el nervio óptico y se llama papila. La retina está constituida por varias capas de células, una de las capas esta formada por células nerviosas que contiene los fotorreceptores (conos y bastones), cuyos axones o terminaciones nerviosas forman las fibras nerviosas de la retina que se unen en la papila para formar el nervio óptico, éste conecta a la retina con la corteza cerebral occipital.

De la descripción anterior del ojo, se puede notar que éste tiene tres cámaras rellenas de líquidos: La cámara anterior es la zona comprendida entre la córnea y el iris. Está rellena de humor acuoso, líquido transparente producido por los procesos ciliares y que es desaguado por el ángulo que forman el iris y la córnea. Problemas en este desagüe producen, lógicamente, aumento de la presión intraocular y dan lugar al temible glaucoma.

La cámara posterior, también rellena de humor acuoso, es la zona comprendida entre el iris, los ligamentos que sujetan el cristalino y el propio cristalino, y es donde están los procesos ciliares.

La cámara vítrea es la zona entre el cristalino y la retina, y está rellena de un gel transparente y avascular llamado humor vítreo (fluido mas viscoso).

La Figura 1.3 de la sección sagital, también muestra el cristalino, que es un cuerpo transparente situado por detrás del iris. El cristalino está suspendido dentro del globo ocular gracias a sus ligamentos suspensorios que se unen a la porción anterior del cuerpo ciliar. La contracción o relajación de estos ligamentos como consecuencia de la acción de los músculos ciliares cambia la forma del cristalino, un proceso que se conoce como acomodación y que permite que las imágenes se puedan enfocar a nivel de la retina.

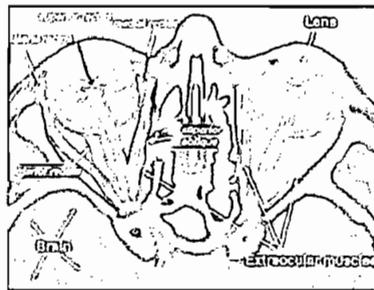


Figura 1.5 Tomografía Axial Computarizada.

Cada globo ocular se mantiene en su posición dentro de las órbitas gracias a la existencia de ligamentos y músculos que los rodean (Figura 1.5). Insertados a nivel de la esclerótica existen 3 pares de músculos, dos pares de músculos rectos y un par de músculos oblicuos que permiten la movilidad del globo ocular. Estos músculos se conocen como músculos extraoculares. Los movimientos del globo ocular permiten enfocar siempre las imágenes a nivel de la fovea.

Las vías ópticas permiten la transmisión de los impulsos nerviosos desde la retina hasta la corteza cerebral a través del nervio óptico. Las células receptoras son los ya nombrados conos y bastones que transforman las imágenes recibidas en impulsos nerviosos que son trasladadas al cerebro a través del citado nervio.

Los anexos del aparato visual son el sistema óculo-motor, compuesto por seis músculos externos que provocan la movilidad del globo ocular. El sistema de protección, compuesto por órbita, párpados, conjuntiva, lágrima, vías lagrimales y glándulas lagrimales.

El acto visual se realiza en 4 etapas:

- 1.-Formación de la imagen en la retina a través del sistema óptico (córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo).
- 2.-Nacimiento del influjo nervioso que da lugar a:
- 3.-Transmisión del impulso nervioso a través del nervio óptico.
- 4.-Interpretación del impulso nervioso, en la corteza cerebral.

Pero la formación de la imagen en la retina no es un proceso simple ni mucho menos estático.

Un ojo normal, enfocado al infinito (a partir de unos 5 metros) está en reposo. Aparte de la posible contracción del iris para regular la cantidad de luz (como en una cámara fotográfica con el diafragma), la otra parte dinámica del sistema óptico; es decir, el cristalino, está en reposo. Esto quiere decir que el ojo humano para ver de lejos no necesita esfuerzo adicional.

Lógicamente, un ojo enfocado al infinito, si no varía algo de su sistema óptico, verá borroso a una distancia próxima.

Cuando se requiere enfocar a una distancia próxima, los músculos ciliares entran en acción y provocan un aumento de grosor del cristalino, aumentando en consecuencia su potencia (puesto que el cristalino actúa como una lente biconvexa) y consiguiendo el enfoque correcto. Este mecanismo se llama acomodación, y su fallo es lo que produce la presbicia, a la que se llama comúnmente "VISTA CANSADA".

En la siguiente Figura 1.6 se muestra con un poco más de detalle la anatomía misma del ojo humano.

Anatomía

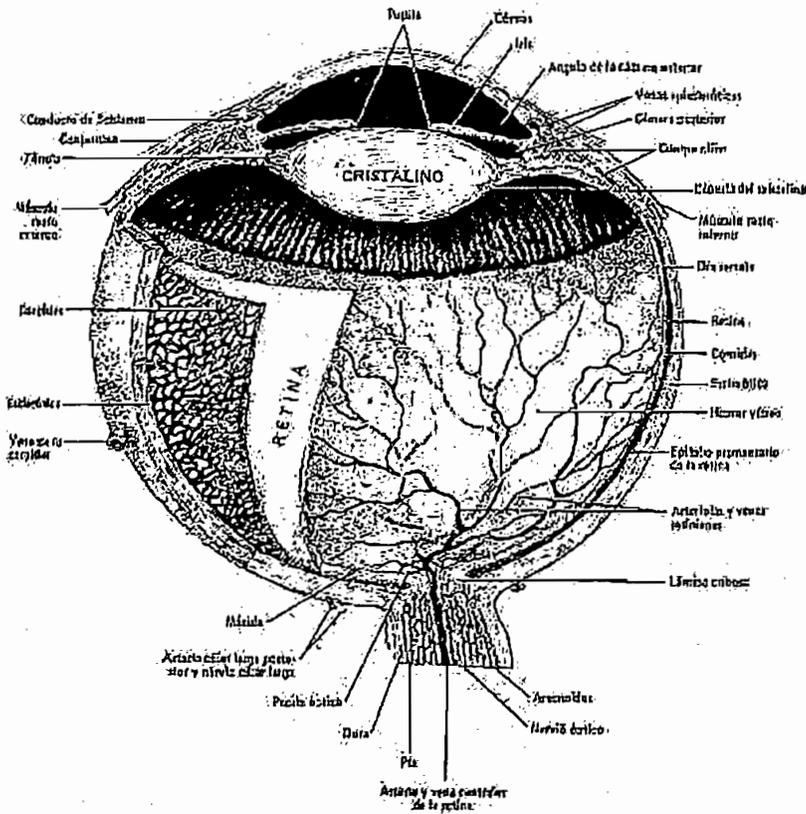
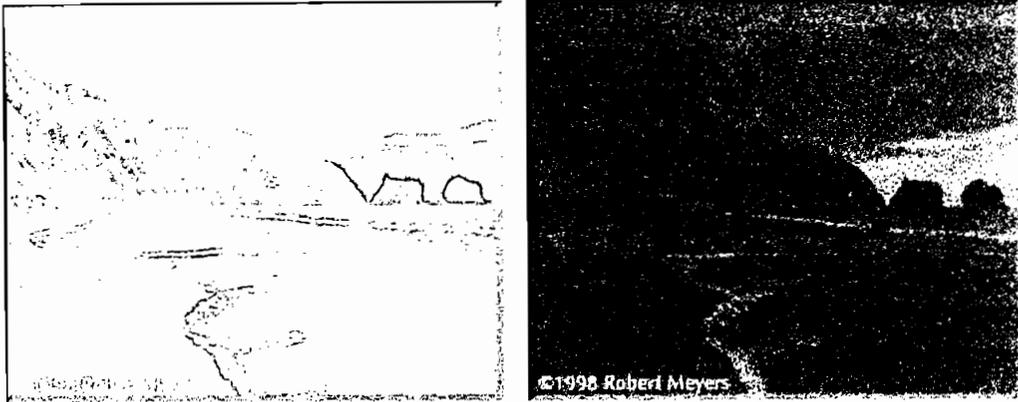


Figura 1.6 Estructura interna del ojo humano

1.2 LAS CATARATAS

Una catarata es una pérdida gradual de la transparencia del lente natural del ojo; el cristalino. En condiciones normales el cristalino es transparente y deja pasar los rayos de luz enfocándolos en la retina para conseguir una imagen nítida. La catarata es la opacificación del cristalino, lo que impide el correcto paso de los rayos de luz al interior del ojo dando lugar a una imagen borrosa similar a la que se presenta en la Figura 1.7.



Visión normal.

Visión a través de una catarata.

(Simulación fotográfica)

Figura 1.7 Las cataratas

1.2.1. CAUSAS QUE PRODUCEN LAS CATARATAS

El cristalino está colocado detrás del iris y la pupila. Trabaja parecido al lente de una cámara fotográfica pues enfoca la luz en la retina en donde la imagen queda grabada. El cristalino también ajusta el foco del ojo de manera que permite ver las cosas claramente tanto de cerca como de lejos.

El cristalino está principalmente formado de agua y proteínas. La proteína está dispuesta de forma tal que permite la transparencia del cristalino y el paso de la luz.

Con la edad, algunas partes de esta proteína se desorganizan y entonces opacifican una pequeña parte del cristalino. Esto es una catarata. Con el tiempo, la catarata puede aumentar de tamaño y opacificar una parte mayor del cristalino dificultando la visión.

Los investigadores sospechan que hay varias causas para la formación de las cataratas, tales como el habito de fumar y la diabetes. O tal vez que la proteína del cristalino se altera por los constantes cambios en la forma de éste en el transcurso del tiempo.

En la infancia se producen cataratas congénitas Figura 1.8, casi siempre debido a

enfermedades virales como la rubeola, transmitida durante el primer trimestre de embarazo u ocasionada por una infección o inflamación en la mujer embarazada y pueden aparecer desde la niñez.

Pueden presentarse también cataratas tras un traumatismo ocular directo o indirecto como un golpe, corte, punción, calor, radiación o quemadura por agentes químicos; en este caso se produce la denominada Catarata traumática.

Tras uso de ciertos medicamentos como los corticoides, como consecuencia de alteraciones metabólicas como la diabetes y ciertas enfermedades de los ojos: iritis, glaucoma, desprendimiento de retina, etc o bien alteraciones por niveles bajos de calcio en sangre, se deriva la Catarata secundaria.

Más frecuentemente se encuentra la CATARATA SENIL (Figura 1.9), relacionada siempre con la edad. Es un envejecimiento del cristalino y se manifiesta como pérdida progresiva de la visión

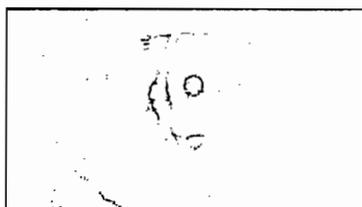


Figura 1.8 Catarata congénita

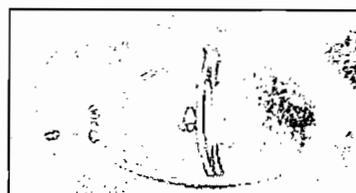


Figura 1.9 Catarata nuclear senil

Si bien las cataratas pueden afectar a las personas de cualquier edad, son más comunes en los adultos mayores; los expertos indican que seis de cada diez adultos mayores de 60 años muestran síntomas de cataratas, su prevalencia es del 50% entre los 65 y 74 años, y del 70% por encima de los 75 años.

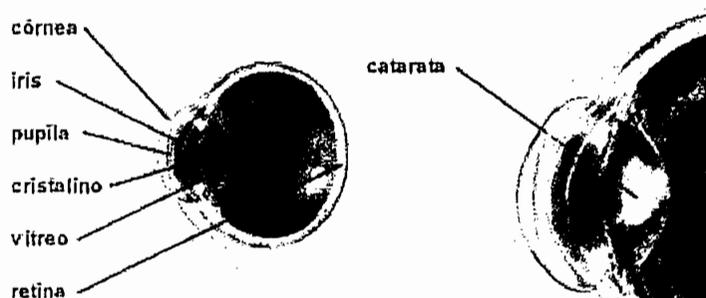


Figura 1.10 Ubicación de la Catarata en el cristalino del ojo

El término de "catarata relacionada con la edad" puede desorientar un poco. No necesariamente se tiene que ser una persona mayor para adquirir una catarata de éstas. De hecho, algunas personas la adquieren a edades entre 40 a 50 años. Sin embargo, éstas cataratas adquiridas en la edad media, generalmente son pequeñas y no afectan la visión; es después de los 60 que generalmente comienzan a dificultar la visión. En la Figura 1.10 se muestra la ubicación de la catarata en el cristalino.

1.2.2. SÍNTOMAS DE LAS CATARATAS

El síntoma más común que puede hacer sospechar de la existencia de una catarata es la disminución de la visión, debido a que el cristalino poco transparente permite que menos luz llegue a la retina. La visión de lectura del ojo afectado es a menudo borrosa y poco definida. Otros síntomas menos frecuentes son un apagamiento en la visión de los colores, mala visión nocturna y dificultad para leer sin lentes cuando previamente no eran necesarias, percepción de profundidad reducida, percepción de los colores disminuida, especialmente los azules y los púrpuras, y destellos molestos a la luz del sol.

También es posible que se perciban los síntomas como una incapacidad para leer las letras pequeñas de las guías de teléfono o de las etiquetas de los remedios, no se puede ver bien en los restaurantes o cines poco iluminados.

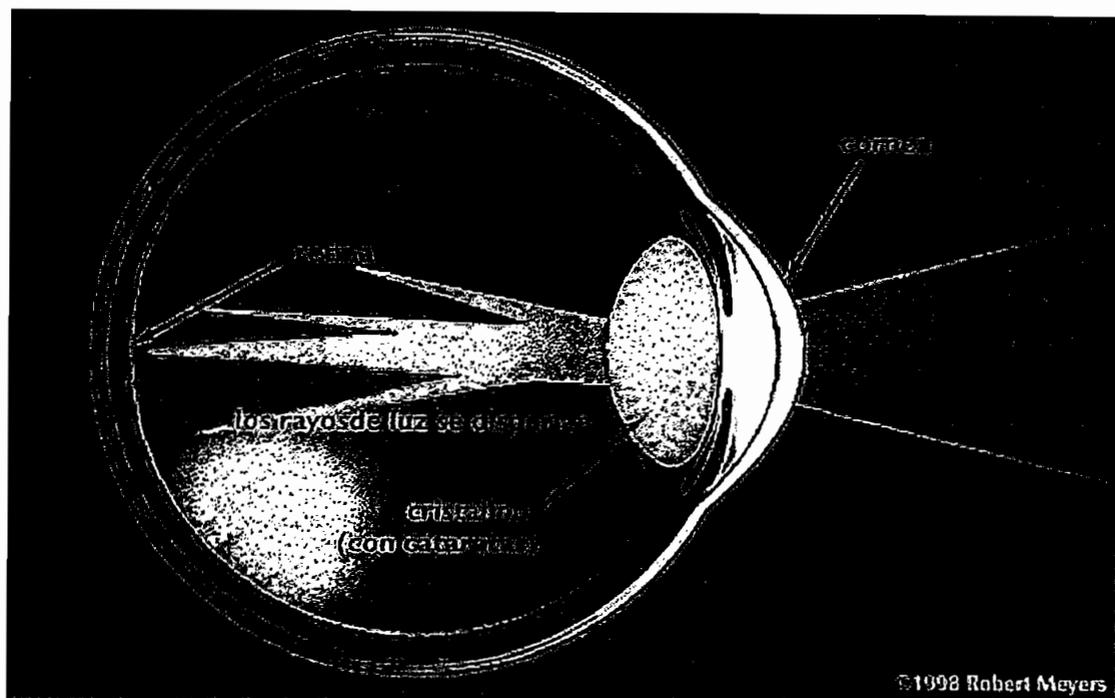


Figura 1.11 Efecto de la opacidad en el cristalino

La opacidad de un cristalino con cataratas hace que los rayos de luz que llegan al ojo se dispersen, haciendo difícil el enfoque, esto se muestra en la Figura 1.11.

Una catarata puede hacer que la luz del sol o de las bombillas se vea más brillante y puede causar deslumbramiento. O se puede notar al manejar por la noche que las luces de los carros que vienen en sentido contrario causan más deslumbramiento que antes. También los colores pueden no verse tan brillantes como se veían antes.

Cuando la catarata aumenta de tamaño y opaca más el cristalino, situación que los médicos llaman "madura", se experimenta una dificultad mayor para la lectura y para otras tareas. El término catarata significa "caída de agua". Para las personas con una catarata madura la visión es parecida a como si se pretendiera ver a través de una caída de agua, a través de una catarata.

1.2.3. TRATAMIENTO DE LA CATARATA A TRAVÉS DE LOS SIGLOS

La cirugía de la catarata es un procedimiento que se realiza desde hace más de 4000 años. Las modalidades quirúrgicas para la cirugía de catarata surgieron en forma casi simultánea en pueblos de Medio Oriente y Asia central para ser luego divulgadas en Grecia y Roma, conservadas y modificadas por los árabes en los años del oscurantismo y reintroducidas en Europa durante la Edad Media.

Antes las cataratas prácticamente siempre condenaban a sus víctimas a vivir con una ceguera casi total. Actualmente existen tratamientos eficaces con la cirugía; sin embargo, no existen medicamentos, colirios o suplementos dietéticos que puedan prevenir o retrasar su aparición.

La primera descripción escrita al respecto fue la del cirujano indio Susruta y data aproximadamente del 600 antes de Cristo. Susruta fue aprendiz del padre de la medicina india, Dhanwantari, y fue el primero en enseñar y difundir los principios de las técnicas quirúrgicas.

El término catarata fue introducido por Constantinus Africanus, un oculista árabe, hacia el 1018 dC como traducción del árabe sufusión, queriendo significar algo depositado sobre algo, es decir, la catarata.

Hoy en día la catarata se trata con cirugía. El Oftalmólogo extrae el cristalino opacificado y en la mayoría de los casos se reemplaza por un lente transparente de un material plástico especial, éste es un lente intraocular. La cirugía de la catarata tiene bastante éxito en la restauración de la visión. Si el Oftalmólogo encuentra una catarata, puede ser que no se necesite cirugía de inmediato, de hecho algunas cataratas nunca llegan a necesitar cirugía. Examinándose periódicamente, el paciente y su Oftalmólogo pueden llegar a determinar cuándo la cirugía llega a ser necesaria.

Las creencias religiosas y filosóficas prevalentes en cada época –que condicionaron el estudio de la anatomía y las interpretaciones de la fisiología

normal del organismo– fueron fundamentales en el desarrollo de las técnicas utilizadas en los distintos estados de la evolución de la cirugía de la catarata. A lo largo de los siglos, se pueden identificar cuatro etapas en la progresión de las técnicas quirúrgicas, definidas pero a veces solapadas:

1. Etapa del couching
2. Cirugía extracapsular de Daviel
3. Cirugía intracapsular
4. Regreso y evolución de las técnicas extracapsulares

1.2.3.1. El couching

El couching o reclinamiento de la catarata tuvo lugar desde varios siglos antes de Cristo hasta el siglo XIX. Su fundamento era la creencia de que el cristalino era el órgano central de la visión y el que recibía y emitía luz, concepto consecuente a la observación del reflejo rojo. Por lo tanto, no se concebía la extracción del órgano central de la visión dado que esto conduciría a la ceguera. Se consideraba que una membrana se formaba delante del cristalino por coagulación en el locuus vacuus (la cámara anterior) del humor visual (el humor vítreo) y se suponía que la cirugía removía esta membrana.

El procedimiento quirúrgico consistía en el reclinamiento del cristalino. El cirujano se colocaba delante del enfermo, un ayudante sostenía desde atrás su cabeza y abría los párpados, y con una aguja de couching (Figura 1.12) se desinsertaban las fibras de la zónula hasta que el cristalino quedaba reclinado, a través de una esclerotomía realizada "en un punto medio entre lo negro del ojo y el ángulo externo". Susruta describía este procedimiento: "...el cirujano incide el globo ocular con una lanceta que fue envuelta con un paño (que marcaba profundidad) ... si el paciente reconoce formas, la lanceta es retirada lentamente y se coloca manteca derretida sobre el ojo..." Muchas veces se utilizaba un instrumento para

incidir la esclera y otro romo para desinsertar las fibras de la zónula sin romper la cápsula.

La cirugía se realizaba sin anestesia ni procedimientos de asepsia por cirujanos que en la antigüedad viajaban de pueblo en pueblo. Las complicaciones eran por lo mismo muy variadas y frecuentes.

Esta modalidad prevaleció debido a la ignorancia de la anatomía y fisiología humanas durante milenios hasta el advenimiento de nuevos conocimientos derivados de la disección y estudio del ojo.

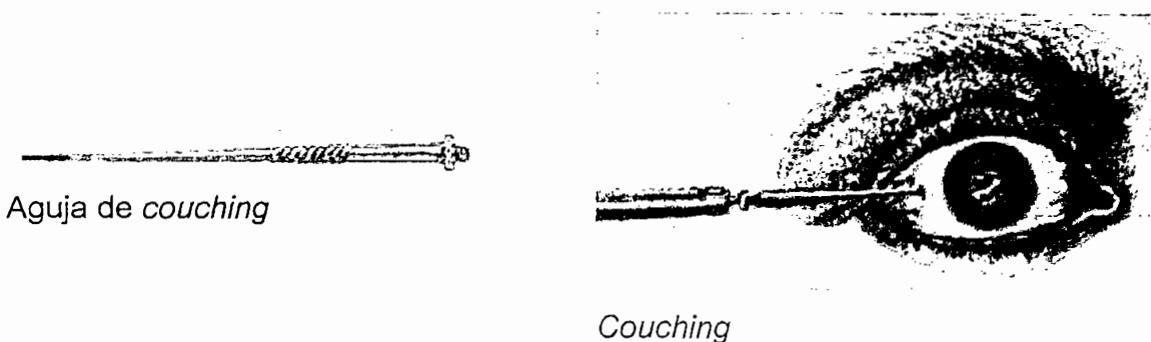


Figura 1.12 Couching

1.2.3.2. La cirugía extracapsular de Daviel

Esta técnica sumó adeptos entre 1753 y comienzos del siglo XX. El reconocimiento de la retina como tejido de recepción e interpretación de señales luminosas a través de la introducción del microscopio por Van Leeuwenhoek en el siglo XVII favoreció el reconocimiento del papel del cristalino en el ojo. Asimismo los conocimientos anatómicos oculares logrados por Vesalio, Scheiner, Kepler, Rolfink, Maitre-Jan y otros fueron fundamentales para el cambio conceptual que condujo al desarrollo de la cirugía extracapsular.

Hacia 1747 Jacques Daviel (1696-1762), en Francia, realizó la primera cirugía programada de este tipo sin anestesia, ni métodos de asepsia, ni suturas. Incidió el limbo en su parte inferior en 180° con un querátomo y tijeras, hizo una

capsulotomía anterior y extrajo la catarata presionando sobre el globo ocular. Luego Pamard de Avignon la modificó incidiendo el limbo superior; Himly aplicó la midriasis farmacológica y Mooren de Düsseldorf agregó una iridectomía para evitar el bloqueo pupilar.

Esta técnica se puso de moda más tarde y –como hoy– comenzaron a surgir múltiples modalidades y detalles técnicos para capsulotomías, diseños de querátomos, métodos de irrigación de masas, midriasis prequirúrgica, ubicación y forma de las incisiones, etc, cada una con el nombre respectivo de su autor. También surgieron las primeras formas de anestesia: con cocaína (Koller) y retrobulbar hacia el 1900.

Hoy en día esta cirugía extracapsular es la técnica clásica y tiene como principal inconveniente que la catarata se extrae íntegra del interior del ojo (Figura 1.13). No se remueve la cápsula y por esa razón se puede implantar un lente intraocular, para lo que se requiere una incisión amplia (8-10 mm) y 5 o 6 puntos de sutura para cerrarla. Ello crea una irregularidad en la superficie corneal (astigmatismo) y hace que la recuperación visual sea lenta.

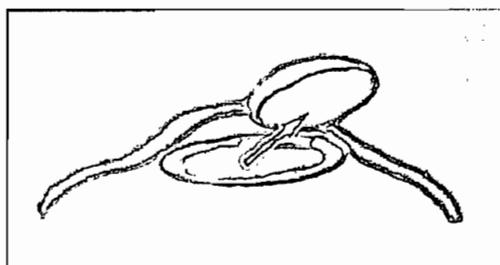


Figura 1.13 Extracción de una catarata

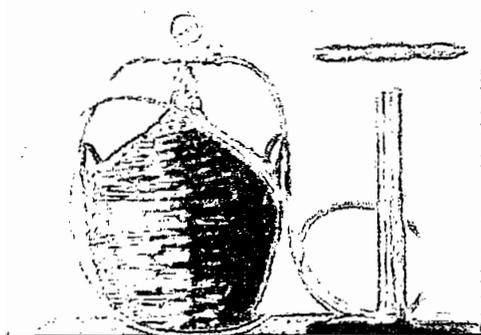
1.2.3.3. La cirugía intracapsular

La cirugía intracapsular (extracción *in toto* del cristalino) tuvo su auge desde comienzos del siglo XIX hasta alrededor de 1970, aunque aún hoy en día se sigue realizando en algunos lugares del mundo. Surgió como consecuencia de la dificultad en la extracción de las cataratas no maduras con la técnica de Daviel y

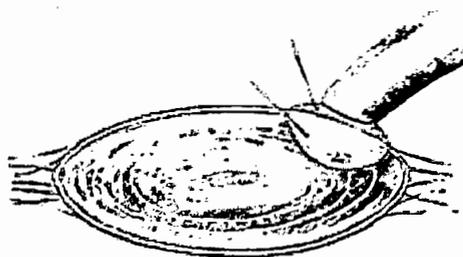
de las complicaciones que acarrea (pérdida vítreo, discoria, inflamación severa). Como en ese momento los pacientes resultaban de todas formas afáquicos, la cápsula del cristalino no tenía la importancia que tiene hoy. Von Graefe, Sharp, Christiaen, Reuling, Williams, Smith y muchos otros contribuyeron a su desarrollo. El coronel Henry Smith practicaba la extracción sin introducir instrumentos en el ojo más que para la zonulólisis en la mitad inferior y ejercía presión aprovechando el efecto de bisagra que generaba la zónula intacta a hora 12.

Sin embargo, esta cirugía no adquirió importancia sino hacia comienzos del siglo XX cuando se introdujeron los agentes hiperosmóticos, la magnificación con lupas, la asepsia y antisepsia, nuevos materiales de sutura y cuando se mejoraron los procedimientos anestésicos.

El cristalino era extraído con diversos instrumentos: forceps, aspiradores, erisifaco, crioextractor, zonulólisis, etc. (Figura 1.14)



Aspirador para cirugía intracapsular



Crioextracción in toto

Figura 1.14 Aspirador utilizado en cirugía intracapsular y crioextracción de la cápsula

Esta técnica muy antigua consiste en la extracción del cristalino incluyendo su envoltura (cápsula). La incisión requerida debe ser lo suficientemente grande para permitir la salida del cristalino completo (aproximadamente 14mm). Esto aumenta el tiempo de recuperación y el riesgo de astigmatismo (deformidad de la córnea). No se puede implantar un lente intraocular para reemplazar el cristalino ya que no

hay cápsula para sostenerlo. Por lo tanto debe utilizarse lentes de contacto o anteojos con altos poderes convergentes después de la cirugía.

1.2.3.4. El regreso de la cirugía extracapsular: La facoemulsificación.

La necesidad de un soporte adecuado para la colocación de lentes intraoculares condujo a la reintroducción de la cirugía extracapsular. Se necesitaba la cápsula del cristalino para sostener el lente intraocular. Diversos intentos frustrados de colocación de lentes intraoculares se llevaron a cabo, hasta que se comprobó la tolerancia ocular al plexiglass, un material hallado en ojos de soldados heridos de la Segunda guerra mundial y que parecía no producir reacción inflamatoria. En 1949 Harold Ridley colocó con relativo éxito un lente intraocular en cámara posterior tras un procedimiento de cirugía extracapsular de Daviel.

No obstante, no fue sino hasta el desarrollo de ciertas innovaciones, como la sustancia viscoelástica y nuevos diseños de lentes intraoculares, que esta técnica suplantó a la anterior.

En 1967 Charles Kelman desarrolló en New York un aparato para producir la fragmentación ultrasónica del núcleo del cristalino a través de una incisión más pequeña que la utilizada para la ECCE, aunque en un principio esta tecnología no sumó adeptos por sus potenciales complicaciones. Kelman intentó usar un tubo de silicón, pero como éste se colapsaba en la entrada limbar, fue abandonado. Luego siguieron otros intentos pero debido al pequeño diámetro utilizado, esos mantenedores (sistema de irrigación) no lograban compensar la salida de líquidos de la cámara. Finalmente los mantenedores con el extremo biselado y con un diámetro externo de 0.9 mm y el interno de 0.5 a 0.7, resolvieron el problema.

Sin embargo, se requirió la idea de la capsulorrexis circular continua de Neuhann, en Alemania, y Gimbel, en Estados Unidos, y de la hidrodisección e hidrod laminación –entre otras modificaciones– para dar impulso a la facoemulsificación, al disminuir sus complicaciones y mejorar sus resultados.

Michael Blumenthal es quien mejor ha explicado y divulgado la dinámica de los fluidos intraoculares y los beneficios del MCA (mantenedor de cámara anterior) durante la cirugía de catarata. A principios de la década del 80 Blumenthal comienza a usar MCA en su técnica extracapsular "mini-nuc" y en enero de 1994 publica con E. Assia la técnica de faco con MCA. Pero también otros cirujanos han publicado trabajos donde describen sus propias evaluaciones acerca de las ventajas del MCA durante la facoemulsificación y otras cirugías del segmento anterior.

Numerosísimas alternativas para dividir el núcleo del cristalino surgieron desde entonces, pero solo unas pocas son realmente necesarias para llevar al éxito esta cirugía. Se destacan las técnicas de Divide and conquer, el chip and flip, el stop and chop y el facocrack . La elección de la técnica debe adecuarse al tipo de catarata.

En los últimos años han surgido nuevas opciones para el manejo de ciertas situaciones complicadas, como la aparición de anillos de distensión capsular con o sin orificios para sutura a esclera, nuevas sustancias viscoelásticas, diversos diseños de lentes intraoculares plegables y dispositivos para mejorar la facoemulsificación (facoláser, pinzas para partir el núcleo, mecanismos de control del vacío, microtips, etc.).

La facoemulsificación es hoy en día la mejor opción para el tratamiento de la mayor parte de las cataratas y posiblemente el único recurso utilizado por aquellos cirujanos de mayor habilidad y experiencia aún ante cataratas de extrema dureza. Sin embargo no deben descartarse ciertas técnicas que anteceden históricamente a la facoemulsificación cuando el cirujano no se siente confiado de llegar al éxito con esta moderna tecnología.

Esta es una técnica que se utiliza en varios pacientes, es el tipo de cirugía más moderna que existe actualmente y elimina los inconvenientes que presenta la técnica extracapsular. Consiste en la fractura y aspiración de la catarata en el interior del ojo mediante una sonda que emite ultrasonidos como se observa en la

Figura 1.15, a través de una incisión de 3.0 mm. Posteriormente se introduce la lente intraocular plegada a través de la misma incisión sin necesidad de ampliarla. El pequeño tamaño y la forma de la incisión permite finalizar la cirugía sin dar puntos de sutura ya que la incisión es lo suficientemente pequeña para sellarse por si sola. Como consecuencia no se induce astigmatismo, la recuperación visual es prácticamente inmediata y es posible la reincorporación a la vida cotidiana en 2 o 3 días. En la actualidad, se está utilizando el láser Nd: YAG (Neodimio YAG) para la extracción de algunos tipos de cataratas, lo que permitirá en un futuro próximo reducir aún más el tamaño de la incisión.



Figura 1.15 Aspiración de una catarata mediante facoemulsificación

1.3 TÉCNICA QUIRÚRGICA DE FACO CON MANTENEDOR DE CÁMARA ANTERIOR (MCA)

El uso la técnica del mantenedor de cámara anterior (MCA) brinda algunos beneficios durante la facoemulsificación. La técnica ofrece una vía de infusión continua independiente del faco, que permite compensar de manera espontánea la salida de líquidos de la cámara anterior, evitando así los posibles colapsos de la misma, sin depender de la irrigación del faco.

La facoemulsificación con implante de lentes plegables ha ido ganando cada vez más aceptación entre los cirujanos de catarata. Para lograr resultados exitosos es importante cumplir con algunos principios básicos de este procedimiento. Uno de ellos es que debe realizarse dentro de un "sistema cerrado", donde la cámara anterior se mantenga lo más estable posible y con una presión permanentemente

positiva. De este modo se previenen algunas complicaciones, que en ocasiones suelen resultar muy graves. El MCA es un elemento simple y de bajo costo que satisface estos requerimientos.

Se aplica anestesia subtenoniana en el cuadrante nasal inferior y luego se coloca el MCA, que puede ser el de Blumenthal ó de Lewicky, ambos son auto-estáticos y poseen un calibre 20G (diámetro ext. de 0.9 mm. y diámetro interno de 0,6 mm.). El primero es cónico con su extremo interno de 20G y el externo de 18G; este diseño facilita la entrada y el retiro del mismo y se mantiene bien estable en un túnel corneal de 1,5 mm. de largo. El de Lewicky presenta anillos que hacen más firme su posición en la paracentesis corneal (función de una cavidad llena de serosidad para variar su contenido), pero opone cierta resistencia al retirarlo. El mantenedor permanece conectado a través de una guía de suero a una botella de solución balanceada ubicada a 40 cm. del ojo durante toda la cirugía. Esta altura asegura una cámara profunda y una tensión ocular más fisiológica que con los viscoelásticos.

Los pasos de la técnica son los siguientes:

1. Incisiones: Tanto las paracentesis como la incisión del facó deben ser valvuladas

* Para el MCA: . Su fácil y rápida introducción, se logra a través de una incisión biselada corneal, realizada con un estilete de 20G. (de Blumenthal ó un MVR tipo V-Lance), que le dará el tamaño justo para una buena estabilidad (Figura 1.16)

* Para el facó: se realiza una incisión esclero-limbo-corneal (de Gills) de 3 mm en el cuadrante temporal superior.

* Paracentesis laterales (con estilete 20 g): a 30° ó 45° de la incisión del facó.



Figura 1.16 Línea de infusión del M.C.A.: MCA, Perfus y BSS. Extremos de los MCA a mayor aumento: Blumenthal (cónico) y Lewiky (con anillos).

2. Capsulorrexis: Se efectúa con cistítomo por la paracentesis lateral derecha (para el diestro).

La presurización ejercida por la infusión del MCA, que empuja hacia atrás el diafragma cristalino-zonular, es suficiente para realizar una buena rexis. Para lograr una rexis con el flap capsular "planchado" sobre el cristalino, es importante evitar que las maniobras con el quistítomo abran el labio corneoescleral de la paracentesis.

También es posible efectuar la rexis con una cánula para corteza 0.4 conectada al equipo de aspiración manual utilizado en esta técnica.

3. Facoemulsificación: En esta etapa el MCA permite entrar y salir con la punta del Facó, sin provocar la pérdida de la cámara anterior. Asimismo, cuando se libera bruscamente la oclusión de la punta del facó, el mantenedor restituye inmediatamente el volumen perdido evitando el colapso (disminución de la presión intraocular) de la cámara y sus graves consecuencias sobre la cápsula posterior o el endotelio corneal. Mientras se utiliza el facó, el cirujano puede concentrarse mejor en las maniobras intraoculares, pues con el MCA se tiene la tranquilidad de una cámara siempre presurizada y olvidarse así del pie que mantiene la irrigación del facó (pedal del equipo) para este fin.

4. Aspiración manual: En este caso no se utiliza la aspiración mecánica del facó. Este paso se lo realiza a través de las paracentesis laterales, con

un set de aspiración manual integrado por: una cánula curva de 0,4 mm (Charleux o Simcoe), un mango de aspiración, una tubuladura flexible (Visitec 81007) y una jeringa de 5 ml (Figura 1.17). Este simple equipo de aspiración proporciona una excelente maniobrabilidad y control de las tareas que se efectúen.

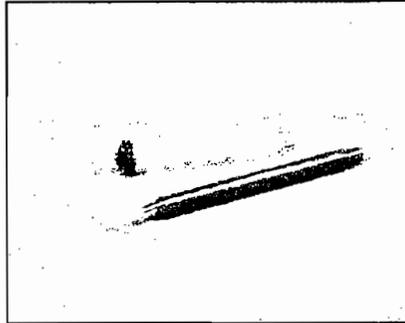


Figura 1.17 Set de aspiración manual: cánula curva con orificio de 0,4 mm, mango de aspiración, tubuladura de silicona y jeringa de 5ml.

La infusión del MCA conserva el saco capsular siempre abierto y las paracentesis laterales permiten un buen acceso para aspirar fácilmente el material de hora 12 o cualquier área que requiera de un elemento delicado y una aspiración controlada.

También aquí, cuando se libera bruscamente la oclusión de la punta de la cánula de aspiración, el mantenedor restituye inmediatamente el volumen perdido evitando el colapso de la cámara anterior (Figura 1.18).



Figura 1.18 El MCA compensa de manera espontánea la salida de líquidos de la cámara anterior, evitando así sus posibles colapsos.

5. *Implante de LIO plegable:* habitualmente se utiliza lentes plegables de silicón (SI40 Allergan) con inyector, el cual sella la incisión de modo que no hay salida de líquidos mientras se introduce el LIO. El saco capsular permanece siempre abierto durante el implante, por lo que no es necesario usar viscoelásticos, salvo que se deba implantar una Lente rígida o alguna Lente que deba ser plegada con pinzas.

J. Gills y Robert Fenzl realizan la inyección de los LIOs plegables usando sólo un MCA sin viscoelásticos, pues de este modo disminuyen considerablemente los picos de PIO postoperatorios ocasionado por el viscoelástico residual.

6. *Retiro del MCA:* Antes de finalizar, se debe verificar el autosellado de las incisiones y si es necesario se hace una hidratación estromal.

Si se considera que hay que suturar, se ubica la altura de la botella del MCA de modo que brinde una curvatura corneal lo más cercana a lo fisiológico y se sutura.

Antes de la operación el ojo es medido por ultrasonido para determinar el punto focal necesario para obtener una buena visión. Al lente artificial que será implantado permanentemente en el ojo se lo pule para que enfoque la luz con la precisión necesaria. Por ello, la miopía o la hipermetropía frecuentemente pueden ser corregidas al mismo tiempo que se opera de cataratas.

Para la mayoría de los pacientes, el lente intraocular implantado literalmente reemplaza al cristalino natural en el mismo lugar, detrás de la abertura de la pupila del ojo. Después de que la anestesia hace efecto, se realiza una pequeña incisión para primero remover el centro duro o núcleo del cristalino, luego se remueve su contenido opaco y lechoso. Debajo de la cápsula o piel del cristalino, que permanece, hay un espacio para que el cirujano ocular implante un lente artificial especialmente recetado para el ojo. Un microscopio quirúrgico ayuda al

cirujano a remover la catarata y a colocar un lente artificial dentro del ojo. Si bien la duración de la cirugía puede variar, generalmente lleva de veinte a treinta minutos.

Casi todas las operaciones de cataratas pueden realizarse en forma ambulatoria, sin que el paciente deba pasar la noche en el hospital. Debido a que se usa una anestesia local para dormir el área que rodea al ojo, el paciente estará ligeramente despierto durante toda la operación, pero sentirá poco o ningún dolor. El uso de un anestésico local que no requiere de un monitoreo prolongado es lo que permite que el paciente regrese a su casa poco después de la cirugía.

El MCA es por tanto el primer instrumento que ingresa al ojo y el último en retirarse. Esto garantiza trabajar permanentemente con una cámara bien presurizada, sin depender de la irrigación del faco o de los viscoelásticos.

Si bien el mercado ofrece equipos de facoemulsificación con sensores de vacío y sistemas anticlapso, su elevado costo impide que estén al alcance de todos los oftalmólogos. En contraste, el MCA es un dispositivo económico que brinda los siguientes beneficios:

1. Restitución inmediata y espontánea de líquidos en la cámara anterior, sin episodios de colapso.
2. Control permanente de la presión de cámara anterior y su regulación según la circunstancia.
3. Mayor libertad y concentración para las maniobras intraoculares.
4. Mejor preparación para enfrentar las complicaciones
5. No se tienen hipertensiones postoperatorias por restos de viscoelásticos
6. Se reduce la incidencia de hemorragia supracoroidea o expulsiva.
7. Se reducen los costos operativos (equipos de faco de última generación, viscoelásticos, puntas curvas de aspiración mecánica).

1.4 VENTAJAS DE LA FACOEMULSIFICACIÓN

La facoemulsificación sin sutura y con anestesia tópica (gotas) es la técnica más utilizada para todo tipo de cataratas, ya que es la más moderna, la más segura, la más rápida y la que más beneficios aporta a los pacientes, se tiene:

- El proceso de facoemulsificación tiene una duración de 10 minutos
- Reincorporación a la vida cotidiana en 2 o 3 días
- Pocas visitas postoperatorias
- Incisión pequeña (3mm): Se evita de esta manera el uso de suturas (que pueden producir astigmatismo y sensación de mugre en el ojo después de la cirugía). No se producen cambios bruscos de presión dentro del ojo, reduciendo el riesgo de hemorragia.
- Anestesia tópica: Puede realizarse utilizando gotas de anestésico sin necesidad de inyecciones y sin los riesgos de una anestesia general.
- Recuperación inmediata: No requiere hospitalización ni vendajes sobre el ojo. El paciente puede reincorporarse a sus actividades inmediatamente.
- Mantiene intactas las estructuras del ojo: Al ser tan pequeña la incisión, el ojo mantiene sus características normales de resistencia

Al igual que cualquier otra cirugía, la facoemulsificación tiene riesgos. Nunca existe garantía para una cirugía y un cirujano no puede ofrecer garantías del 100%. Una de cada cien personas que se operan con esta técnica sufre algún tipo de complicación. En la mayoría de estos casos existe una solución para el problema. Las complicaciones severas son extremadamente infrecuentes.

-Los riesgos para cualquier anestesia son:

- Las reacciones a medicaciones
- La infección

-Posibles complicaciones de la operación de cataratas en especial:

- Tensión elevada del ojo

- Acumulación de sangre en el interior del ojo
- Infección dentro del ojo
- Que se dañe o se desplace la lente artificial
- Párpado caído
- Desprendimiento de la retina
- Hemorragia severa en el interior del ojo
- Inflamación, o que se nuble la cornea
- Ceguera
- Perder el ojo

Más del 90% de las personas alcanzan una visión mayor de 20/40. En algunos casos no mejora hasta este punto sí existe alguna enfermedad en la retina. De aquí la importancia de un minucioso examen previo a la cirugía. Se hace necesario el uso de anteojos para la lectura, aunque en la mayoría de las personas que desarrollan cataratas esto ya era necesario antes de la cirugía debido a la presbicia (vista cansada), y es solo una condición asociada con la edad.

1.5 LENTES INTRAOCULARES

El tamaño de los lentes intraoculares es aproximadamente el de la cabeza de Lincoln de la moneda de un centavo (Figura 1.19), y su peso aproximado es el mismo que el de un grano de maíz.

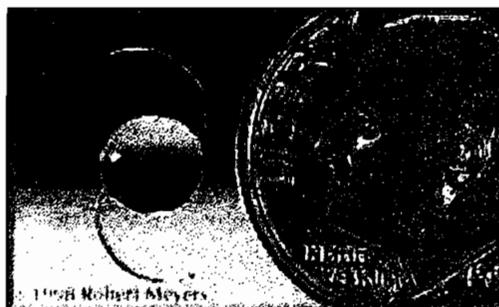


Figura 1.19 Implante de lente intraocular

Están pulidos con la curvatura precisa para que los rayos de luz enfoquen sobre la retina en la parte posterior del ojo. El lente intraocular está fabricado de un material inerte y está diseñado para proporcionar una buena visión por el resto de su vida. El lente intraocular se introduce doblado en el interior del ojo para sustituir al cristalino (Figura 1.20). Calculando de forma correcta su graduación se puede eliminar simultáneamente la miopía (falta de visión clara de objetos distantes) o hipermetropía preexistentes, permitiendo así que el paciente tenga una buena visión sin graduación.

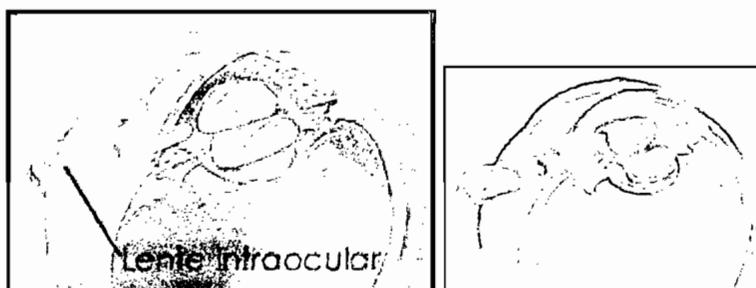


Figura 1.20 Introducción de una lente intraocular plegable

1.6 DESPUÉS DE LA CIRUGÍA

Después de la cirugía, el paciente recibe una serie de instrucciones las cuales le ayudarán a cuidar su ojo después de la cirugía. En general se le pedirá que cuando esté afuera utilice anteojos especiales de sol para luz ultravioleta y que se aplique gotas oculares regularmente mientras el ojo está cicatrizando.

El paciente usará colirios (antibióticos y anti-inflamatorio) durante los 15 días siguientes. Está totalmente contraindicado frotarse los ojos durante al menos un mes después de la intervención, y debe evitarse a lo largo de seis meses. Las actividades deportivas pueden practicarse siempre que se utilicen gafas protectoras adecuadas. Se evitará maquillarse durante el mes después de la intervención.

La mejoría en calidad de vida de los pacientes operados de cataratas en la actualidad es extraordinaria.

La mayoría de los pacientes pueden realizar las actividades normales de visión lejana sin necesidad de utilizar gafas. Tendrá que utilizar gafas de cerca a no ser que se haya decidido, por indicación del cirujano, a optar por la monovisión ó las lentes intraoculares multifocales.

1.6.1. LA MONOVISIÓN

Si se desea no depender de las gafas después de la cirugía de cataratas, existe la posibilidad de ello con la monovisión, pues se puede conseguir enfocar un ojo para cerca y otro para lejos, poniendo en cada ojo la lente intraocular adecuada.

1.6.2. LAS LENTES MULTIFOCALES

Otra posibilidad para no depender de las gafas después de la cirugía de cataratas es implantar lentes multifocales ó progresivas, que permiten como las gafas multifocales enfocar a diferentes distancias (Figura 1.21). Este tipo de lentes no está indicado en todos los pacientes.

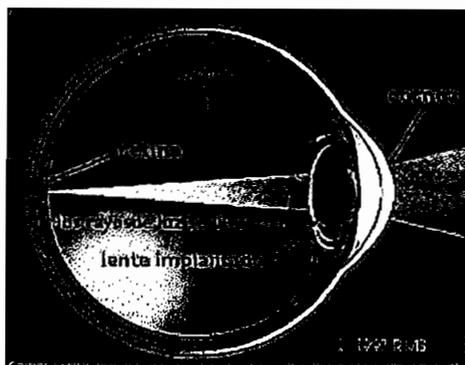


Figura 1.21 Corte lateral del ojo

1.6.3. LA CÁPSULA SE VUELVE OPACA

En algunos pacientes la visión vuelve a hacerse borrosa unas pocas semanas o meses después de la operación de cataratas. Esto generalmente es causado por que la cápsula natural o piel que queda en su lugar durante la operación se vuelve opaca. Cuando el ojo cicatriza y el lente intraocular implantado está firmemente en su lugar, la cápsula opaca, que es delgada como un pedazo de envoltorio plástico, debe ser abierta para devolver la visión clara.

Si bien antes este procedimiento requería de una segunda operación quirúrgica (capsulotomía), en la actualidad el trabajo se realiza con la ayuda de un láser. Debido a que la energía de un rayo láser puede ser enfocada con precisión y dirigida sobre los tejidos específicos del ojo, el rayo láser puede atravesar los tejidos externos del ojo sin alterarlos. El rayo invisible crea una abertura transparente en la piel opaca que cubre al lente implantado y la visión puede mejorar casi inmediatamente. Este procedimiento no requiere hospitalización ni incisiones en el ojo y no produce dolor en lo absoluto, por lo que no requiere anestesia de ningún tipo y se realiza en el consultorio de manera ambulatoria.

1.7 EL FACO EMULSIFICADOR

Una vez que se ha descrito la función del cristalino: enfocar las imágenes que se ven en la retina del ojo para producir la visión, se debe notar la importancia de

tener un cristalino transparente para ver con claridad, la técnica que mejores resultados aporta al paciente es la Faco emulsificación.

La faco emulsificación consiste en fragmentar el cristalino opaco mediante un ultrasonido, posteriormente, los residuos de cristalino son retirados mediante un sistema de aspiración. Tanto el generador de ultrasonidos como el sistema de irrigación-aspiración se hallan incorporados en el denominado Faco emulsificador.

Dada la importancia que tiene el Faco emulsificador para el tratamiento de las cataratas y siendo este el tema de este trabajo, es conveniente analizarlo en forma mas detallada para que pueda observarse la complejidad funcional del mismo.

1.7.1. DESCRIPCIÓN GENERAL

La ingeniería médica aplica los principios básicos de la energía acústica de alta frecuencia o ultrasonidos ya sea para visualizar órganos, diagnosticar ciertas enfermedades, o bien para el tratamiento de ciertas afecciones. En oftalmología, los ultrasonidos se emplean también para retirar las cataratas mediante un equipo denominado facoemulsificador.

El facoemulsificador se divide en varios módulos, pero los más importantes son dos: el de fluidos, comprendido por la aspiración y la irrigación, y el de ultrasonido (Figura 1.22). Ambos interactúan continuamente, ya que la irrigación mantiene la cámara con un tono (presión) adecuado y la aspiración provoca el vacío para atraer el cristalino y sostenerlo en la punta, sin que se escape. El sistema de ultrasonidos provoca una vibración mecánica en la punta, de tal modo que el cristalino se emulsifica, el sistema de aspiración ayuda a retirar el cristalino emulsificado fuera del ojo.

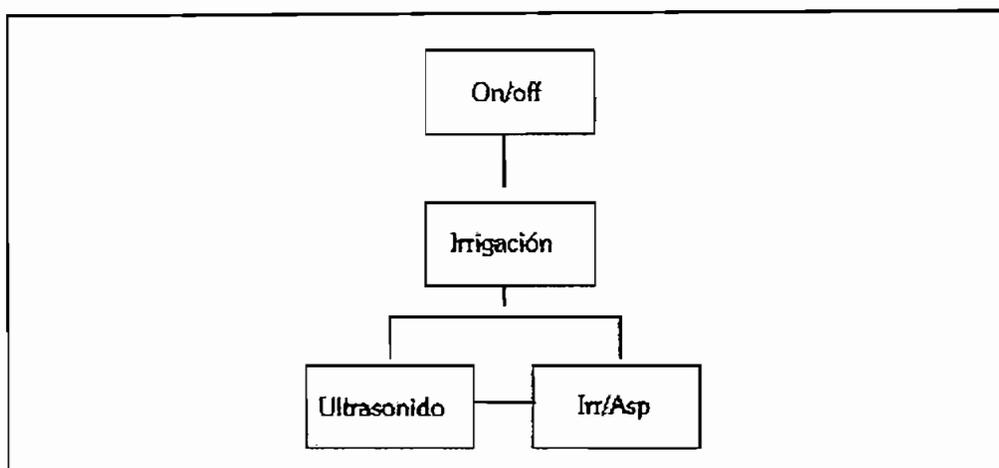


Figura 1.22 Diagrama de bloque del faco emulsificador

El phaco emulsificador emplea un control de todas las funciones primarias mediante un microprocesador. Incluye un circuito neumático de respuesta rápida y un pedal con rangos de control variables que permiten la regulación de los parámetros de operación del sistema mediante el pie del operador. Cuenta además con un display que indica al operador los valores de los principales parámetros y un teclado para seleccionar ya sea funciones, modos de operación y rangos de funcionamiento, así como funciones on/off.

Internamente la circuitería de la consola está configurada en forma modular. La circuitería neumática está ensamblada en un solo módulo. La circuitería electrónica es también modular, implementada en impresos de modo que pueden funcionar independientemente.

1.7.2. DESCRIPCIÓN FÍSICA DEL FACO EMULSIFICADOR

El equipo consiste en una consola de control en base a microcontrolador, un pedal, una punta proporcionada con la opción de phaco emulsificación (Figura 1.23).

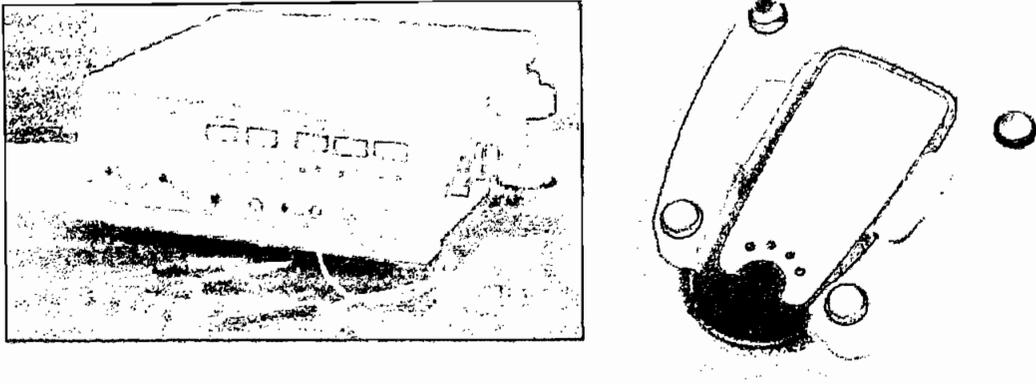


Figura 1.23 Consola de control y pedal

El panel y su fácil manejo mediante botones permite la máxima flexibilidad. También cuenta con modos que son seleccionables para diferentes tipos de cirugía. El display, en estado de espera, permite observar los niveles máximos de los parámetros tales como potencia de phaco y presión de vacío. En estado de trabajo (con el pedal presionado), el display muestra los valores actuales o reales (en la punta) de los parámetros.

El pedal le permite al médico ajustar las diferentes variables de trabajo del equipo utilizando el pie, ya que tendrá las manos ocupadas con el instrumental quirúrgico. El pedal controla el nivel de aspiración y/o la potencia del ultrasonido (potencia de phaco).

La punta de faco emulsificación o pieza de mano (Figura 1.24) contiene un cristal resonante en su interior, el mismo que al ser excitado con voltaje de alta frecuencia o ultrasonido produce vibraciones mecánicas capaces de fragmentar al cristalino del ojo. Además, tiene un par de tuberías que permiten retirar los residuos de cristalino (línea de aspiración) y otra que sirve para reponer el fluido extraído del ojo (línea de irrigación).

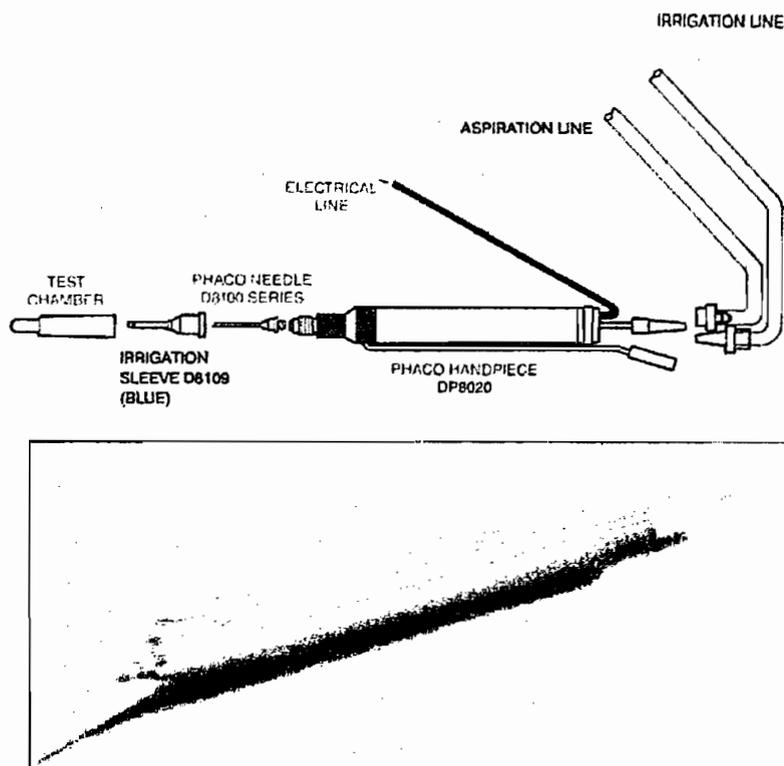


Figura 1.24 Pieza de mano para Faco emulsificación

1.7.1.2.1. Sistema de Irrigación y aspiración

El sistema de irrigación y aspiración tiene como parte fundamental una bomba de vacío, para extraer fluidos desde el ojo del paciente a través de un sistema de tuberías de silicona. La presión de aspiración puede regularse para controlar la cantidad de líquido que se extrae del ojo; obviamente, al realizar esta operación es necesario reponer el líquido extraído inyectando otro para evitar que el ojo se comprima o colapse.

El control de aspiración e irrigación se lo hace mediante electro válvulas. Para ilustrar el funcionamiento de esta parte del equipo a continuación en la Figura 1.25 se muestra un esquema de las conexiones de las tuberías de silicona.

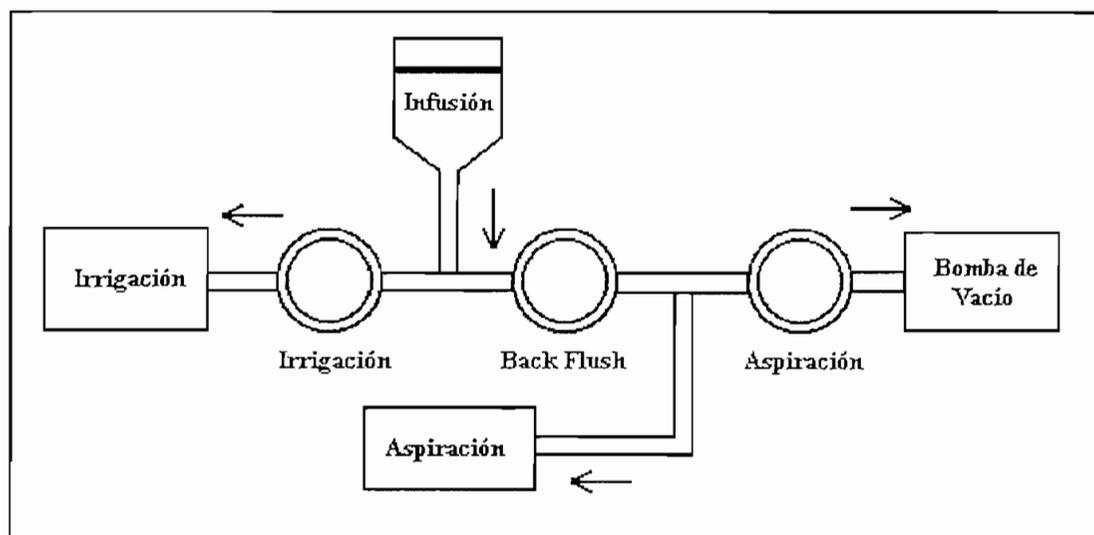


Figura 1.26 Válvulas y conexiones de las tuberías de silicona

La apertura de las válvulas se sincroniza de modo que permita realizar las funciones de irrigación, aspiración, reflujo o back flush y de cebado de la punta.

La irrigación consiste en inyectar una solución salina balanceada o lactato dentro del ojo, esto permite mantener una determinada presión en el ojo. El fluido proviene de un recipiente plástico que contiene la infusión. Para permitir el paso del fluido hacia la punta debe abrirse la válvula de irrigación. Como se puede notar, la presión interna del ojo depende de la altura a la que se encuentra esta infusión respecto al paciente, y se la controla subiendo o bajando manualmente el pedestal del suero. Esto se realiza puesto que la presión interna del ojo no puede llegar a valores muy altos y las varias incisiones que se realizan en la cornea y en el cristalino producen salida de líquidos del ojo, más específicamente la salida del humor vítreo y del cristalino.

La aspiración en cambio ayuda a retirar las partículas emulsificadas de cristalino y parte del humor vítreo en el caso de la vitrectomía. Este proceso se lo realiza generando un vacío con cualquiera de los métodos antes indicados, y esta succión es controlada por la válvula de aspiración. La presión de aspiración se controla mediante un sensor de presión (vacío) y una válvula de regulación.

Algunas veces en el proceso de aspiración se generan problemas, puesto que ciertas partículas son de mayor tamaño que el diámetro interno del tubo de aspiración y al ser absorbidas, obstruyen el tubo. Por este motivo es necesario inyectar momentáneamente cierta cantidad de líquido a través del canal de aspiración de manera que el líquido en lugar de ser absorbido, sea expulsado llevando consigo las partículas; a este proceso se lo denomina back-flush o reflux (reflujo).

Para realizar este proceso, la válvula de aspiración y de irrigación deben cerrarse y la válvula de back flush se abre, permitiendo el paso de la infusión a través del canal de aspiración.

Todo este sistema, tanto el regulador de presión, las válvulas, y transductor de presión son comandadas por la unidad de control, en la que está incluido un panel para visualizar la presión máxima seleccionada o bien la presión actual de aspiración.

Además existe un teclado con el que se puede ajustar el nivel máximo de aspiración y los modos de funcionamiento. A esta unidad de control se conecta un pedal con el cual se puede controlar los niveles de aspiración de trabajo, es decir que mediante el pedal, el médico puede aspirar con mayor o menor presión siempre dentro del rango máximo seleccionado.

1.7.1.2.2. Generador de ultrasonidos

El sistema de generación de ultrasonido está formado básicamente por un oscilador que entrega un rango de oscilación alrededor de 20KHz o 40KHz dependiendo de la pieza de mano utilizada. Las frecuencias están por encima del rango audible del oído humano, cuyo límite de capacidad es de aproximadamente 20 khz. A partir de esa medida se consideran frecuencias ultrasónicas.

La frecuencia de trabajo del generador de ultrasonidos puede ser ajustada en rangos pequeños alrededor de la frecuencia fundamental. Esto se lo realiza para obtener un óptimo rendimiento de la punta.

Para poder aplicar esta señal a la punta, se necesita amplificar la señal de modo que ésta sea capaz de producir vibraciones mecánicas en los cristales o transductores, que conforman la punta, con la energía suficiente para emulsificar el cristalino del ojo.

1.7.1.2.2.1. Transductores

A finales de los 80, los fabricantes de facoemulsificadores optaban por dos clases: los magnetostrictivos y los electrostrictivos, comúnmente llamados piezoeléctricos.

Las unidades magnetostrictivas contienen laminados de níquel ferromagnético rodeados por bobinas. Un campo magnético variable provoca que los laminados se expandan y se contraigan alternadamente. La desventaja que presentan es la gran pérdida de energía en forma de calor, por eso quedaron en desuso al poco tiempo.

Las unidades electrostrictivas (piezoeléctricas) tienen cristales que se expanden y contraen (vibran) en un campo eléctrico variable. Originalmente los cristales elevaban mucho la temperatura en el proceso, perdiendo rendimiento a causa del calor. Ahora se utilizan tecnologías avanzadas sobre la base de cerámicas, lo que permite trabajar a temperaturas superiores. Requieren un voltaje mayor, pero son mucho más eficientes en la conservación de la energía, transmitiendo casi el 90% de la misma y altamente durables.

De acuerdo con lo expuesto, se puede decir que el desplazamiento repetitivo hacia delante y hacia atrás de la punta o "tip" es provocado por un cristal piezoeléctrico (Figura 1.27), que se encuentra en la pieza de mano, y tiene la

propiedad de cambiar su tamaño según sea la tensión eléctrica que se le aplica, empujando y arrastrando la punta que se encuentra unida a él.

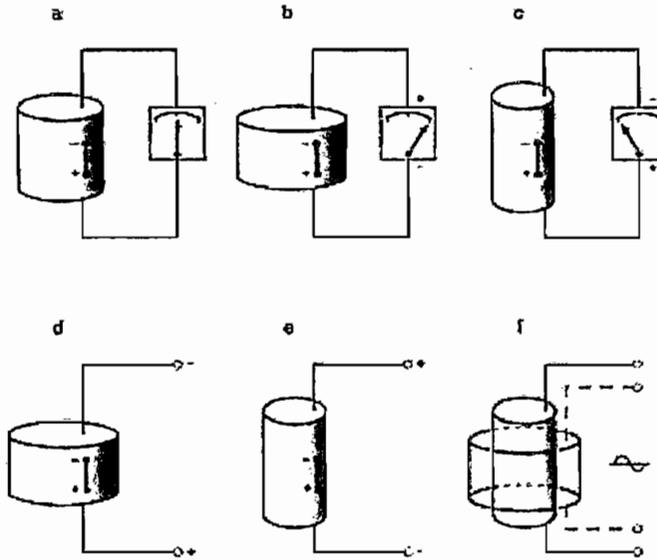


Figura 1.27 Efecto piezoeléctrico

El cristal es entonces el transductor que transforma la energía eléctrica (voltaje) que recibe en energía mecánica saliente (desplazamiento lineal, repetitivo y micrométrico), como se ve en la Figura 1.28.

Si se aumenta la energía que ingresa, la punta tendrá mayor recorrido en su ir y venir, pero la frecuencia de vibración se mantendrá constante. Por lo tanto, aumentará la velocidad de desplazamiento de la punta, golpeando al cristalino a una velocidad mayor y aumentando el poder de cavitación.

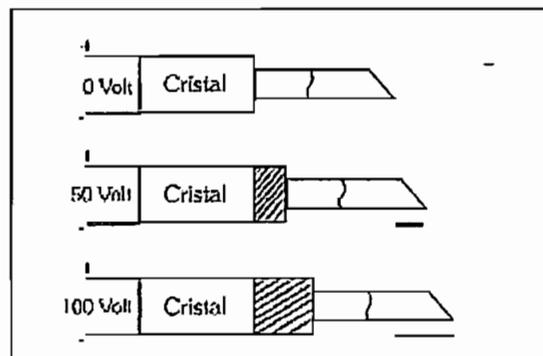


Figura 1.28 Vibración mecánica de un cristal piezoeléctrico

Puesto que pueden utilizarse diferentes puntas de phaco emulsificación, de acuerdo al trabajo requerido, la frecuencia de resonancia puede variar muy cerca de la frecuencia de resonancia de trabajo, según la punta utilizada, lo que hace que el rendimiento disminuya. Es necesario entonces incluir un sistema de realimentación o feedback que permita determinar las condiciones en las que trabaja la punta (voltaje y/o corriente de trabajo). Estas señales son aplicadas a la unidad de control, la misma que tiene la capacidad de corregir estas desviaciones de frecuencia, para encontrar una nueva frecuencia de trabajo más óptima. Además, la unidad de control también permite ajustar la amplitud (potencia) de salida de la señal de ultrasonido, puesto que las cataratas más duras necesitan mayor potencia de ultrasonido.

La punta del phaco, o pieza de mano, a más del sistema de tuberías para la irrigación y aspiración, contiene un par de cristales (Figura 1.29). Estos cristales están unidos directamente al canal de aspiración en el cual se conecta una punta de titanio, la misma que al ponerse en contacto con el cristalino del ojo lo emulsifica con lo que se facilita su extracción.

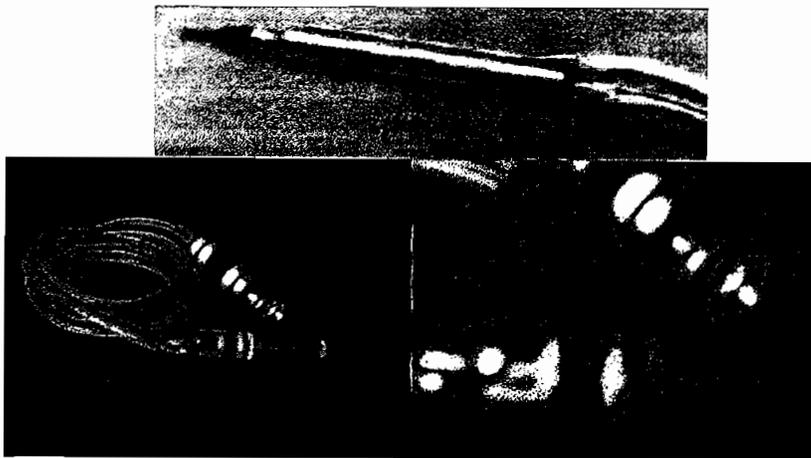


Figura 1.29 Pieza de mano, sistema de cristales

1.7.1.2.2.2. Punta de ultrasonido del faco

Está fabricada de titanio, ya que el acero inoxidable puede esparcir fragmentos de metal en el ojo cuando se aplica ultrasonido.

Tiene un diámetro de 0.3mm y se acopla al canal de aspiración mediante una rosca. Ya que las vibraciones mecánicas pueden aflojar la punta, los fabricantes de la punta siempre entregan una llave especial (Figura 1.30) para ajustar el tip sin peligro de dañarlo.

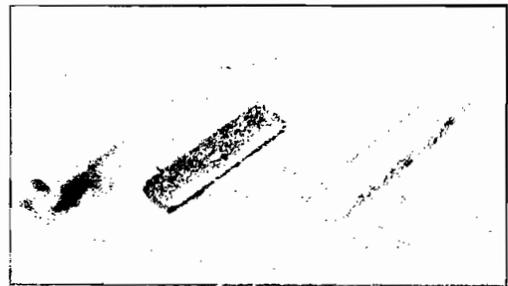
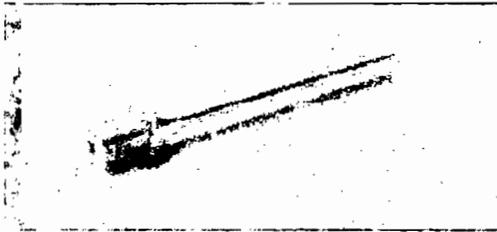


Figura 1.30 Tip del phaco y llave

El ángulo de las puntas de titanio que más se usa es de 0°, 15°, 30° y 45° tal como se muestra en la Figura 1.31. Las puntas de mayor ángulo tienen un poder de corte superior, ya que el bisel es más agresivo, pero la cirugía es más traumática. En cambio, las puntas de ángulo menor tienen mejor sujeción de las masas cuando se aplica el vacío, pero son más fáciles de ocluir.



Figura 1.31. Puntas o Tips para faco emulsificación

Con las sucesivas cirugías el filo del bisel se va deteriorando. Su vida útil depende de la dureza de los cristalinos operados. El uso de una punta desafilada provoca la disminución en el poder de corte, lo que obliga a incrementar la energía de

excitación, corriendo el riesgo de que aumente la temperatura en el sector del ojo en el que se está trabajando.

Al colocar la punta en la pieza de mano, se debe enroscarla con cuidado para evitar que se deforme o estropee la rosca. Por este motivo, muchas puntas se debilitan o se parten en ese lugar, lo que peligrosamente puede ocurrir durante la cirugía.

Además de tener el filo del bisel bien acabado, la superficie exterior tiene que ser pareja para que en su recorrido no deteriore la manga de irrigación de silicona.

1.7.1.2.2.3. Frecuencia de vibración

La oscilación del cristal no es audible, está fija en el equipo y gobierna a la pieza de mano a distancia a través del cable. No puede ser variada por el usuario. La mayoría de los fabricantes optan por una frecuencia de vibración de 40 khz., que es la más apropiada, teniendo en cuenta que a frecuencias menores aumenta el poder de cavitación, pero aumenta a su vez la turbulencia indeseada; y a frecuencias mayores aumenta la generación de calor. Se denomina "auto-sintonización" cuando el equipo encuentra el valor óptimo de la frecuencia de vibración para una determinada punta. Como todas estas son micrométricamente diferentes, el equipo debe determinar el valor de la frecuencia que permita con igual excitación un máximo desplazamiento. Este proceso sucede cuando se cambia la punta por otro modelo o se reafila la misma. La frecuencia de sintonización se asemeja a la frecuencia nominal de trabajo, o sea 40 khz. +/- 2 khz.

1.7.1.2.2.4. Cavitación

El proceso consiste en la formación y desaparición de pequeñas cavidades o burbujas vacías. Estas microburbujas se desarrollan entre el cristalino y la punta del faco.

La cavitación es producida por la alternación de una compresión y una depresión generada durante medio ciclo de la onda sonora, que ocasiona altos y bajos puntos de presión (Figura 1.32).

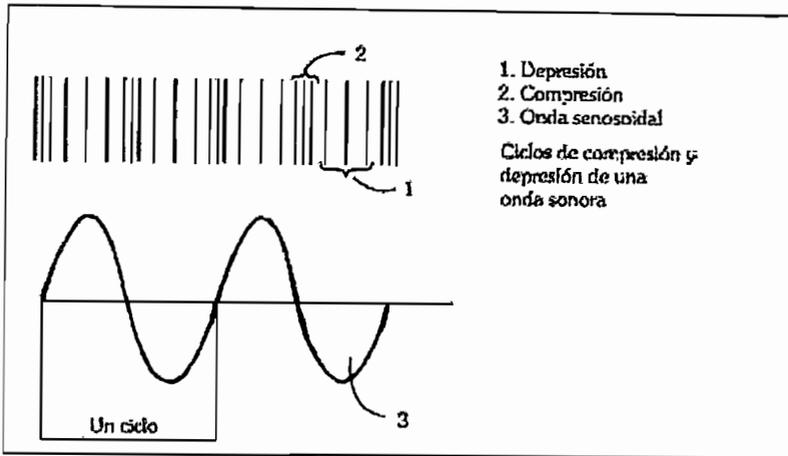


Figura 1.32 Variaciones de presión

Como el líquido está dilatado, más allá de su resistencia a la tracción durante la depresión, estas cavidades comienzan a crecer con respecto a su tamaño original (núcleo microscópico). Durante la siguiente fase de compresión las mismas implotan violentamente. Este fenómeno ocurre a una velocidad proporcional a la frecuencia ultrasónica aplicada (Figura 1.33).

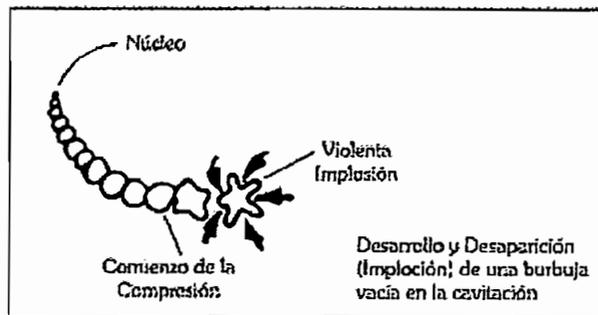


Figura 1.33 Implusión de burbujas por efecto del ultrasonido

Las burbujas liberan individualmente diminutas cantidades de energía durante la implusión, pero el efecto acumulativo de muchas implusiones genera la energía necesaria para provocar el deterioro del cristalino.

Para frecuencias cercanas a 28 khz., existe un número pequeño de grandes burbujas que implotan con gran fuerza. En cambio, a 40 khz., hay una cantidad relativamente grande de pequeñas burbujas que implotan con menor intensidad, pero con mayor habilidad para penetrar en el cristalino y así pulverizarlo, por lo que es la frecuencia de mayor uso.

1.7.1.3. Descripción funcional

El equipo permite seleccionar entre varias funciones, las cuales son importantes tanto en los segmentos de cirugía anterior y/o posterior. Estas funciones son: irrigación, irrigación aspiración, phaco emulsificación, reflux.

Cada función esta automáticamente integrada en cada modo de operación.

Función de irrigación. Esta función provee el control on/off de la irrigación mediante el pedal. Esta modalidad es usada más en procesos como una capsulotomía anterior u otro proceso de algún segmento anterior donde se necesite únicamente la irrigación sin aspiración.

Función de irrigación-aspiración. Esta función provee el control on/off en la irrigación y un control lineal sobre la aspiración mediante el pedal. Esta modalidad es comúnmente usada en engagement (ajuste), strpping (despojar), y al remover residuos de lentes y material cortical, en la extracción extracapsular de las cataratas, y procesos de phacoemulsificación. En esta función, la presión de aspiración puede regularse mediante la presión que se ejerce en el pedal.

Función de Phacoemulsificación, tiene dos modos fijo y lineal, los cuales pueden ser usados en cirugía anterior y pueden ser seteados en cualquier combinación descrita en lo siguiente:

- el modo fijo de phaco, donde el poder de phacoemulsificación y el nivel de aspiración es determinado por los controles de la consola.

- El modo lineal de phaco, donde el poder de phacoemulsificación es controlado por el pedal y el nivel de aspiración se lo realiza por los controles de la consola.

Una característica especial es el sistema de reflux o reflujo que permite que la punta sea limpiada con la misma presión utilizada en el sistema de irrigación si esta se llega a obstaculizar con un tejido fino. Esta característica existe en todos los procesos de cirugía anterior.

Como se puede notar, el faco emulsificador es un sistema formado por dos bloques básicos, el de irrigación y aspiración, y el generador de ultrasonidos. Estos dos sistemas pueden trabajar independientemente o en conjunto para realizar una extracción de catarata. Dada la importancia de este sistema para el tratamiento de las cataratas, se ha propuesto el diseño y construcción de un faco emulsificador prototipo, el mismo que puede servir de base para la construcción de un sistema completo de cirugía intraocular. En los próximos dos capítulos se hará referencia al diseño de los sistemas de irrigación/aspiración y el de ultrasonidos.

CAPITULO 2
DISEÑO DEL SISTEMA DE IRRIGACION Y ASPIRACION

CAPITULO 2

DISEÑO DEL SISTEMA DE IRRIGACIÓN Y ASPIRACIÓN

Este capítulo describe el diseño de las partes que conforman el sistema de irrigación y aspiración, tanto en lo referente a hardware como a software. En la parte de hardware se presentan los elementos que se utilizan y sus características; en la parte de software se describen los programas que se desarrollaron para dar soporte al hardware empleado.

El sistema de irrigación y aspiración tiene como parte fundamental una bomba de vacío, la cual permite extraer fluidos desde el ojo del paciente mediante un sistema de tuberías de silicona. La presión de aspiración debe ser vigilada mediante un regulador de presión, para poder controlar la cantidad de líquido que se extrae del ojo; obviamente, al realizar esta operación es necesario reponer el líquido extraído inyectando otro llamado lactato de ringer (suero) para evitar que el ojo se comprima o colapse, que es el término médico empleado para nombrar a la pérdida de presión dentro del ojo.

2.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO

En medicina las consideraciones impuestas para el diseño de equipos son muy rigurosas. El diseño, construcción y posterior mantenimiento debe ser muy cuidadoso y apegado a normas estrictas ya que una falla podría causar, por ejemplo, que la operación fracase y provoque consecuencias negativas para el ojo.

- Empezando por aspectos generales, es necesario procurar ocupar el menor espacio posible pues ciertos quirófanos son pequeños y sería molesto tener un equipo extremadamente grande.
- Es menester que la parte neumática del equipo no genere mucho ruido, ya que el equipo está destinado a trabajar en un ambiente cerrado, como es el caso del quirófano de un hospital, donde la comunicación entre los médicos es indispensable y sería molesto y peligroso tener ruidos neumáticos.

- También se debe buscar producir un sistema que ofrezca facilidad de conexión y montaje, para evitar la posibilidad de error en la conexión.
- El equipo debe poseer un sistema de control mediante un pedal, ya que el médico a cargo de la cirugía estará con sus manos ocupadas con el instrumental.
- Debe ser agradable a la vista, de manejo fácil y sencillo para favorecer su aceptación y uso.

2.2 CONSIDERACIONES DE HARDWARE

El siguiente diagrama de bloques mostrado en la Figura 2.1. muestra los elementos principales para el funcionamiento de la etapa de irrigación - aspiración del phaco emulsificador.

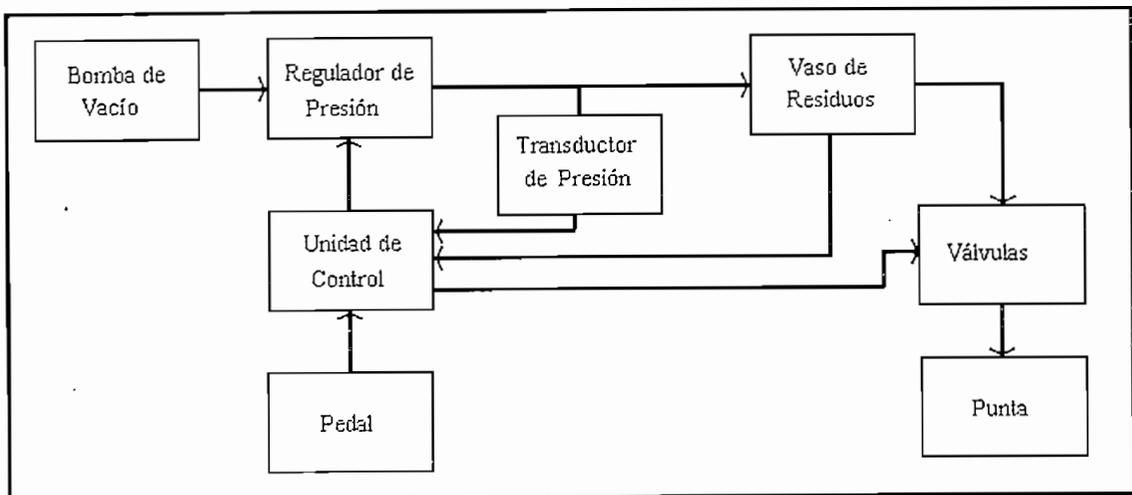


Figura 2.1 Diagrama de bloques etapa Irrigación Aspiración

2.2.1 BOMBA DE VACÍO

Esta etapa esta constituida por una bomba de aspiración que se encargará de aspirar a una presión constante, con el menor ruido posible.

2.2.2 REGULADOR DE PRESIÓN

Consiste en una válvula controlada que permite mantener la presión de aspiración en la punta de Faco emulsificador en el nivel deseado. El control debe ser rápido y preciso.

2.2.3 TRANSDUCTOR DE PRESIÓN

Cuenta con un sensor de presión negativa (vacío) y acondicionador de la señal entregada por este. Es muy importante que el valor de la presión sea exacta puesto que una variación en la presión de aspiración puede producir una pérdida de tono (presión) intraocular.

2.2.4 UNIDAD DE CONTROL

Constará de un microcontrolador, y circuitos adicionales, que permitirá seleccionar el modo de funcionamiento, controlar al regulador de presión, el encendido y apagado de la bomba de vacío y el control de las válvulas de irrigación, aspiración y reflujo y una señal auditiva de alarma.

2.2.5 PANEL DE CONTROL

En este panel se contará con un teclado y un display que permita ajustar los valores máximos de presión de aspiración y seleccionar el modo de funcionamiento (lineal o fijo), así como desplegar los valores más importantes del equipo.

2.2.6 VASO DE RESIDUOS

Este vaso de residuos constituye un elemento externo al equipo y es donde se acumulan los residuos aspirados desde el ojo. Este necesita un sensor óptico para dar una señal digital cuando esta lleno, de esta manera se evita que ingresen residuos al equipo y lo dañen.

2.2.7 PEDAL

Es un dispositivo que permitirá al cirujano controlar variables en el equipo como la presión de aspiración y la potencia del ultrasonido.

2.2.8 FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Proveerá los voltajes necesarios con la potencia requerida por los diferentes dispositivos del equipo.

2.3 DISEÑO DEL HARDWARE DEL SISTEMA DE IRRIGACIÓN-ASPIRACIÓN

Separado por etapas el hardware de esta unidad está compuesto de:

- Bomba de vacío
- Regulador de presión
- Transductor de presión
- Unidad de control
- Panel de control
- Sistema de Válvulas
- Vaso de residuos
- Pedal
- Fuente de Alimentación

Todos estos elementos y su interrelación se puede analizar en el siguiente diagrama de bloques de la Figura 2.2

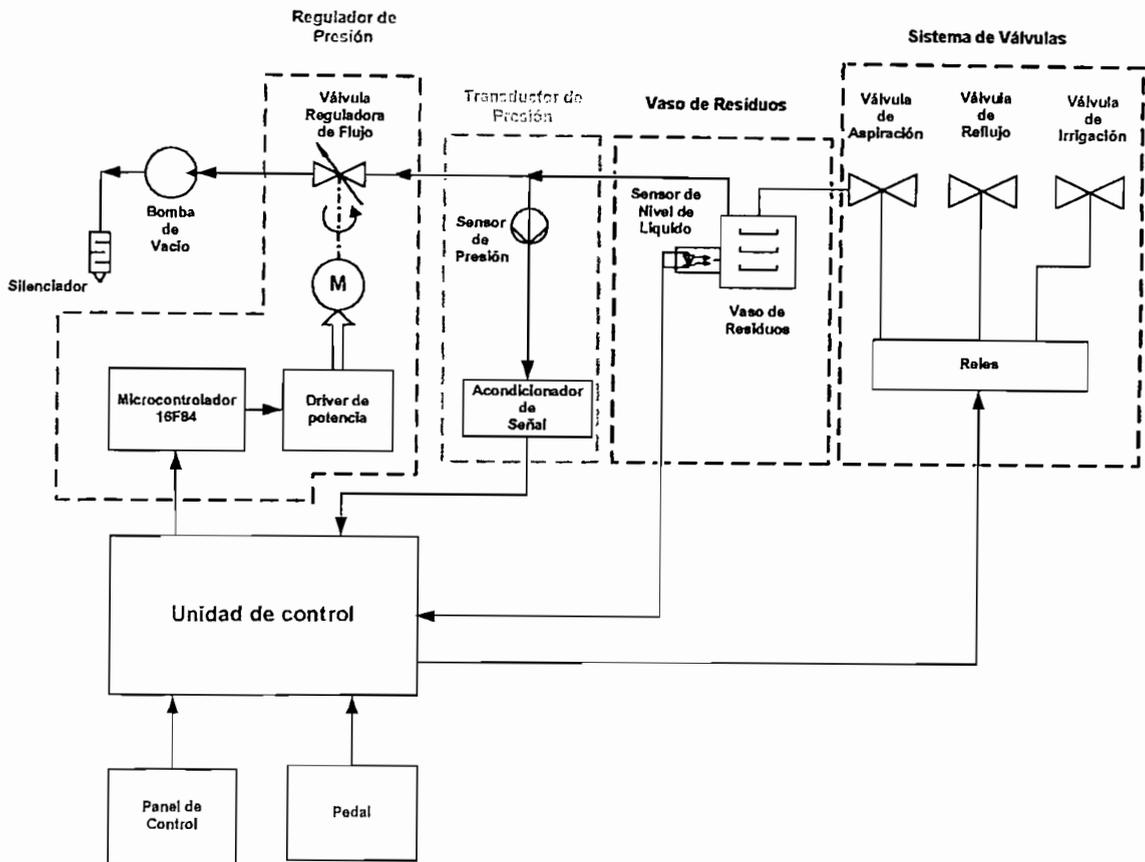


Figura 2.2. Diagrama de bloques de la tarjeta de irrigación y aspiración

2.3.1 BOMBA DE VACÍO

Para generar el vacío se puede usar algunas técnicas como la bomba peristáltica, el vacío generado con una bomba de diafragma o membrana, o bien un tubo venturi. Todos los sistemas de cirugía indicados cuentan con niveles de aspiración variables comprendidos en los rangos de 0 a 500 mmHg

2.3.1.1 Bomba peristáltica

El principio peristáltico se basa sobre la presión de dos o tres rodillos impulsores que giran y aplastan progresivamente un elemento tubular. La alternancia entre la compresión y el aflojamiento del elemento tubular genera una depresión y por consiguiente una aspiración continua del fluido y un flujo constante durante la impulsión. La compresión y estiramiento del tubo de goma es semejante a los movimientos que realiza el intestino en el proceso de la digestión.

La mayor parte de este sistema peristáltico se debe colocar externamente al equipo, puesto que la manguera de goma se la coloca por fuera, alrededor de una rueda provista de una serie de rodamientos que estrangulan la manguera y, al girar la rueda, se produce el desplazamiento del líquido contenido en la manguera. Al variar la velocidad del motor se puede variar también la presión de aspiración (Figura 2.3).

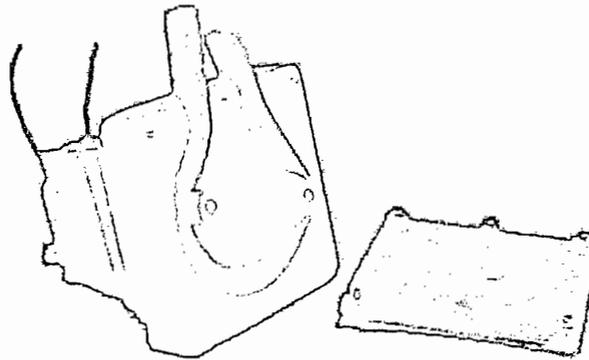
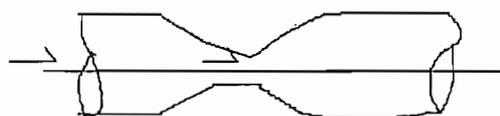


Figura 2.3. Bomba Peristáltica

La bomba peristáltica no se construye, dada su complejidad, pero se la puede adquirir ya armada directamente del fabricante.

2.3.1.2 Bomba Venturi

El tubo venturi (Figura 2.4), utiliza el principio de disminución de presión de un fluido en movimiento al pasar por una parte más estrecha en un tubo o efecto Venturi. A partir de esta zona más estrecha se toma una línea de aspiración, y se hace variar la presión aumentando o disminuyendo el caudal de aire seco que pasa a través de este.



GARGANTA

Figura 2.4 Tubo Venturi

En un sistema de faco emulsificación se utiliza aire comprimido de grado médico como fluido.

Una de las ventajas de este tipo de bombas es que está formada por pocos elementos constructivos; es decir, su diseño no es complejo. Además, los materiales necesarios para su construcción se los puede adquirir localmente. Por estos motivos se construyo un tubo venturi para hacer pruebas que guíen su selección.

2.3.1.3 Bomba de diafragma

La bomba de diafragma consiste en un motor eléctrico acoplado a una bomba neumática la misma que contiene un diafragma de nitrilo. Al accionar el motor de la bomba, el diafragma actúa de manera similar a una ventosa, generando una presión de aspiración o negativa. Puesto que al regresar el diafragma a su posición original se genera una presión positiva, es necesario incluir un sistema de válvulas que eviten que presiones positivas aparezcan en la línea de aspiración (Figura 2.5).

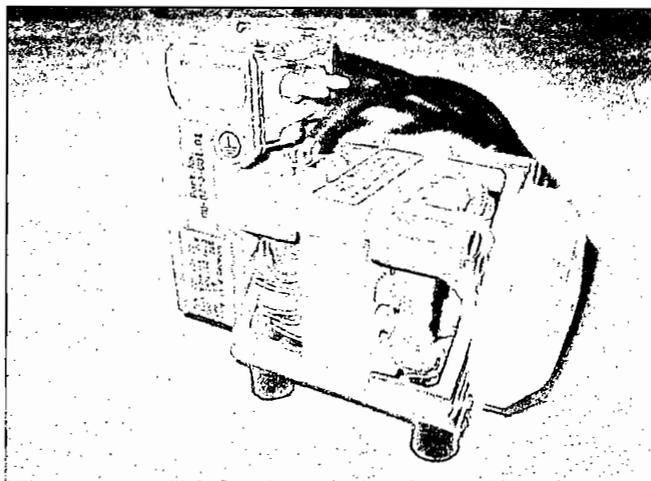


Figura 2.5 Bomba de Vacío de diafragma

La bomba de diafragma se adquirió directamente del fabricante para someterla a pruebas.

2.3.1.4 Selección de la Bomba de Vacío

A continuación se detallan las consideraciones que se analizaron para determinar la bomba de vacío apropiada para el sistema de aspiración.

Para elegir el tipo de bomba primero se realizaron algunas pruebas, tanto con la bomba tipo Venturi como con la bomba de diafragma.

La bomba de tipo Venturi (Figura 2.6) fue construida en bronce dulce, ya que el bronce fosfórico posee micro poros que pueden producir fugas y acumulación de suciedad. Esta formada por 2 piezas, de modo que se puede cambiar el tamaño de la estrangulación y por ende la presión de aspiración, con solo cambiar una pieza por otra. Con este sistema se logró obtener la presión requerida (500 PSI) de aspiración, sin embargo se necesitaba un caudal considerable de aire para lograr la presión necesaria.



Figura 2.6 Bomba de Venturi

Las bombas peristálticas, que no se construyeron, necesitan solo un motor para ser accionadas, y la presión de aspiración puede regularse con facilidad, con solo variar la velocidad del motor. Sin embargo, su costo es muy elevado.

La bomba de diafragma, que tampoco se construyó, es un sistema ya armado (Figura 2.5); es decir, se encuentran acopladas la bomba de diafragma propiamente dicha con un motor eléctrico que la mueve. Provee de una presión constante de aspiración de 500mm de Hg, tiene reducido tamaño, se la puede conseguir fácilmente. A pesar de que es un poco ruidosa, se puede utilizar un buen sistema de silenciador para evitar la vibración.

Por las razones expuestas y de los resultados de las pruebas realizadas, al final se seleccionó la bomba de diafragma.

2.3.2 DISEÑO DE LA ETAPA DE REGULACIÓN DE PRESIÓN

Para regular la presión existen algunos métodos, de los cuales se analizaron dos de ellos: el de la válvula de alivio y el de la válvula reguladora de flujo.

2.3.2.1 Válvula de alivio

La presión de aspiración es regulada mediante la válvula de alivio (ver Figura 2.7), ésta deja escapar el aire en el lado de aspiración en una forma pulsada.

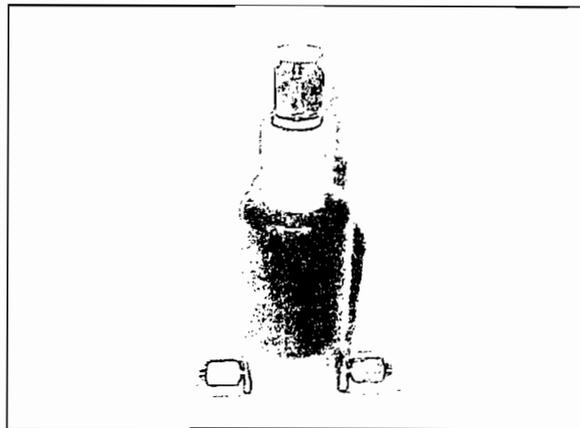


Figura 2.7 Válvula de alivio

Cuando la presión supera el límite superior la válvula esta se abre "aliviando" la presión; si la presión baja del límite inferior, la válvula se cierra, momento en el que la presión comienza a aumentar nuevamente (nótese que al hablar de aumentar la presión, se refiere a aumentar el nivel de vacío). Como se puede deducir, la válvula de alivio funciona por pulsos y por lo tanto el flujo de aspiración también lo hará. Este hecho puede convertirse en un problema pues es conveniente mantener constante la presión intraocular. Para solucionar esta deficiencia, se hicieron pruebas introduciendo un pequeño contenedor (ver Figura 2.8) de manera similar al que tienen los compresores comerciales, con lo que se obtuvo un flujo de aspiración mucho mas constante.

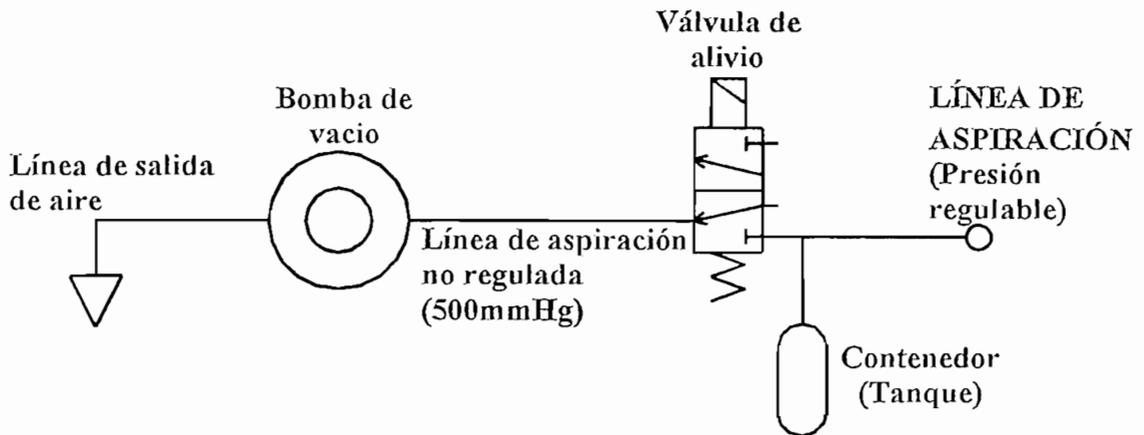


Figura 2.8 Regulador de presión mediante válvula de alivio

La velocidad o frecuencia de los pulsos de cierre y apertura de la válvula no es fija, la velocidad aumenta cuando aumenta la presión; es decir, si se varía la velocidad de estos pulsos se obtiene mayor o menor presión.

La válvula de alivio no se construyó, se la compró directamente en el mercado local.

2.3.2.2 Válvula reguladora de flujo

La válvula reguladora de flujo es un sistema construido, consiste en un tubo con un orificio en uno de los costados (Figura 2.9), por donde el aire ingresa. A lo largo del tubo se halla un tapón con forma cónica, el cual puede desplazarse longitudinalmente por el interior del tubo, gracias a que cuenta con una rosca en uno de los extremos. Al variar la posición del tapón se permite el paso del aire con mayor o menor presión. Con este prototipo se realizó dos pruebas: una regulando el aire a la salida y otra a la entrada de aire de una bomba de vacío, los resultados fueron óptimos con la regulación a la entrada de aire; es decir, en la línea de aspiración de la bomba.

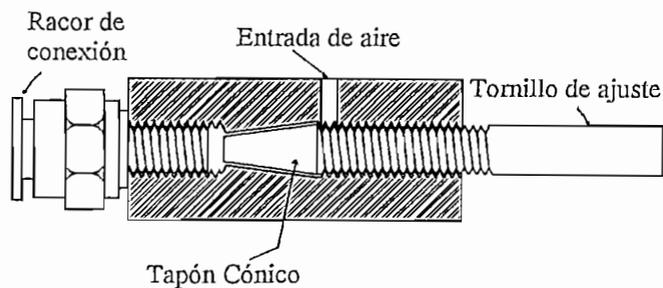
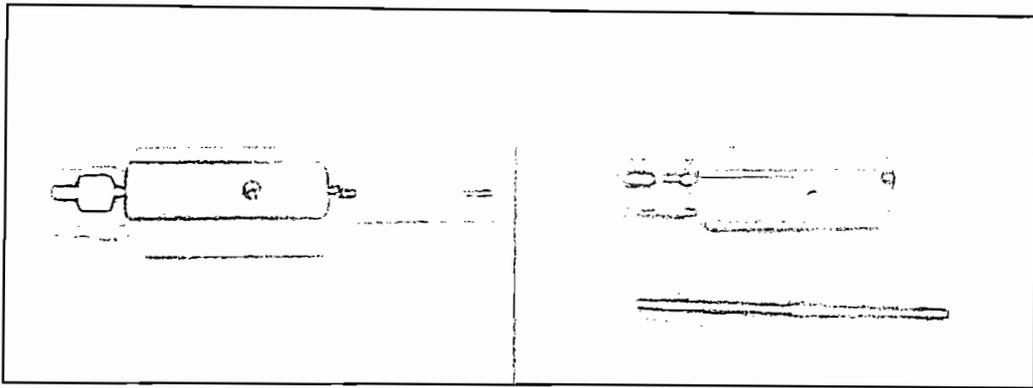


Figura 2.9 Válvula reguladora de flujo (corte)

Para que esta válvula sea automática, se le colocó un motor de pasos para controlar la apertura y el cierre de esta, con lo cual se controló la presión de aspiración. De las pruebas realizadas se dedujo que la mejor opción era la válvula reguladora de flujo por lo que se decidió seleccionarla. Para mejorar su función se optó por controlar el motor de pasos mediante un microcontrolador independiente del principal, para que este último se dedique solo a funciones de control y medición.

2.3.2.2.1 *Microcontrolador para la válvula reguladora de flujo*

El control del movimiento de un motor de pasos se lo realiza de una forma muy diferente a la de un motor de DC normal, se necesita un dispositivo inteligente, para lo cual se utiliza el microcontrolador PIC16F84A de microchip el cual cuenta con las siguientes características:

13 pines de entrada y salida con dirección de control individual, de los cuales se utiliza 4 pines para el control de un motor de pasos de 4 bobinas.

Interrupción externa en el pin RB0 y el RB1, que permiten hacer la comunicación con el microcontrolador principal para el posicionamiento del motor y la válvula.

Es de fácil programación, con un set de 35 instrucciones de fácil manejo y aprendizaje.

Memoria de Programa Flash de 1K, que al final resultó suficiente para el programa que se utiliza.

La distribución de pines de este microcontrolador se observa en la siguiente Figura 2.10.

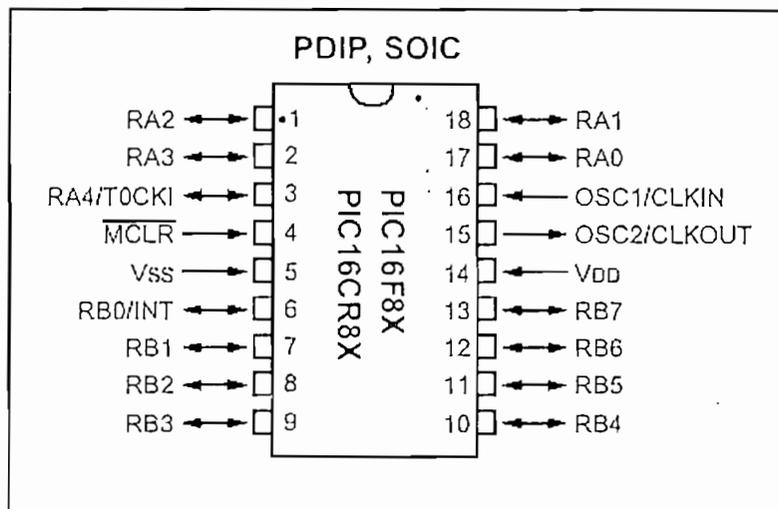


Figura 2.10. Distribución de pines de PIC16F84A

2.3.2.2.1.1 Oscilador del microcontrolador

Para su funcionamiento el PIC necesita un circuito oscilador, este puede ser un cristal, o un circuito RC. En este caso se utiliza el cristal con un valor de 4MHz, además dos capacitores de igual valor dispuestos en la forma que indica la Figura 2.11 que es recomendado por el fabricante (Mirochip).

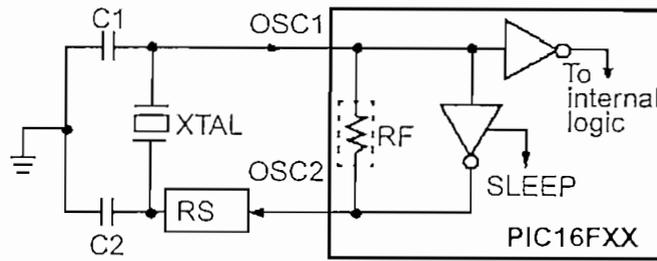


Figura 2.11 . Oscilador para el PIC

2.3.2.2.1.2 Driver del motor de pasos

Puesto que el motor de pasos consume 200 mA por cada bobina, no se puede manejarlo directamente a partir con el microcontrolador, por lo que se vio necesario incluir un sistema amplificador de corriente o driver para el efecto.

Para este amplificador se utilizó un arreglo de transistores darlington integrado como es el ULN2003 que tiene una capacidad de corriente de 500mA, y además tiene diodos de protección para cada salida, para evitar que la FCEM generada en las bobinas del motor (ver Figura 2.12) dañen los transistores.

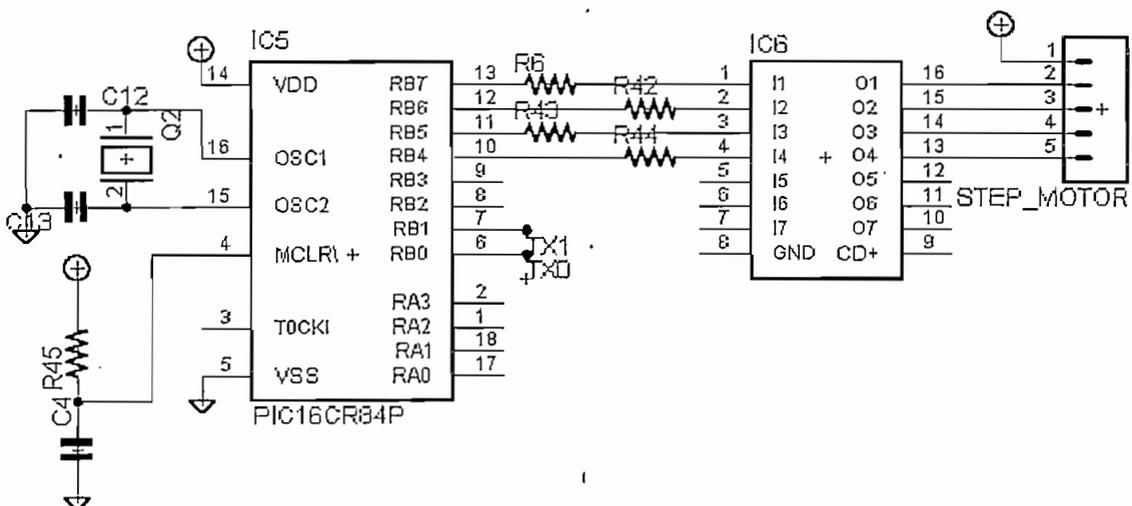


Figura 2.12 Controlador del motor de pasos

El driver ULN2003A esta diseñado para ser manejado directamente desde un dispositivo digital TTL, ya que posee internamente resistencias de polarización (ver Anexo A) si embargo se recomienda que la corriente de entrada este entre 0.93 y

1.35mA, la resistencia de entrada tiene un valor de 2.7KΩ como puede verse en la Figura 2.13,

PARTIAL SCHEMATICS

ULN20x3A/L (Each Driver)

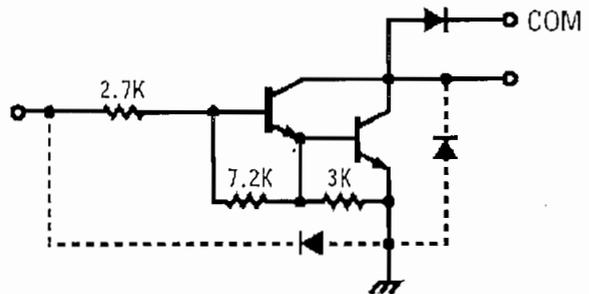


Figura 2.13 Esquema de uno de los drivers del integrado ULN2003A

a pesar de esto, se ha añadido una resistencia de 1KΩ en serie, de esta manera la corriente de entrada se limita a 0.97mA como puede verse a continuación:

$$I_b = \frac{5V - 2 * V_{CE}}{R_b}$$

$$I_b = \frac{5V - 2 * 0.7V}{3.7K\Omega} \quad \text{Ecuación 2.1}$$

$$I_b = 0.97mA$$

2.3.2.2.1.3 Sensor de posición "cero"

Para determinar la posición en que la válvula se encuentra totalmente cerrada o posición "cero", se utilizaron dos sensores. Puesto que la válvula, para pasar de la posición completamente cerrada a completamente abierta, necesita dar aproximadamente dos vueltas, no fue posible utilizar tan solo un sensor óptico. Pues la válvula realiza todavía un recorrido de aproximadamente 3mm para cerrarse.

Se diseñó entonces un sistema en el que un sensor hace contacto con el regulador de la válvula (Figura 2.14) mediante una lámina metálica. Cuando la válvula está próxima a cerrarse la lámina hace contacto con el disco y da una señal al microcontrolador.

Debido a que este sensor no proporciona una indicación exacta de que la válvula está cerrada, adicionalmente, se utilizó el sensor óptico para determinar la posición "cero" cuando la válvula está cerrada por completo.

Para esto la luz del opto aislador pasa por un orificio pequeño señalando la posición de válvula cerrada. La posición "cero" puede ser calibrada entonces con solo rotar el disco que tiene el orificio para el paso de la luz.

Adicionalmente, fue necesario añadir un resorte, pues las roscas del regulador de presión y el cuerpo de la válvula no son exactamente iguales; es así que el aire no solo entra por el orificio de entrada de aire, sino además se fuga por la rosca del tornillo. Al añadir el resorte, se eliminó un pequeño juego que tiene el tornillo de ajuste y que estuvo provocando la fuga; la válvula se acopla al motor de pasos mediante un bocín con dos tornillos (prisioneros) denominado "matrimonio".

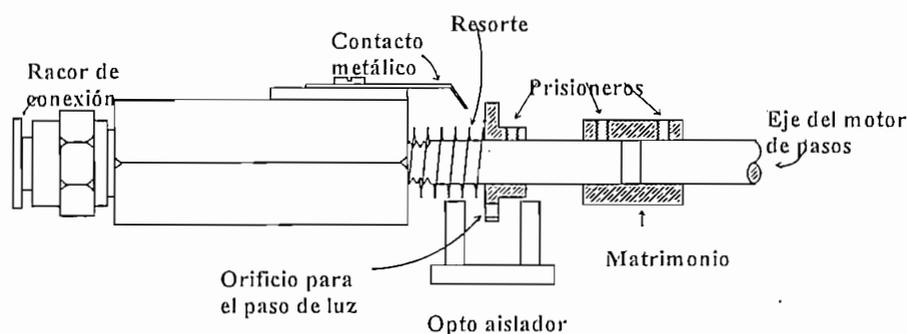


Figura2.14 Regulador de presión y sensores de posición

Una vez que se ha determinado que la válvula se halla totalmente cerrada, la posición de la válvula se controla tan solo contando el número de pasos que el motor va dando. Puesto que el motor de pasos gira a razón de 7.5° por paso, por lo tanto

se necesitan 96 pasos para abrir completamente la válvula. El control del número de pasos, lo realiza el PIC16F84 por medio de un programa que se describirá más adelante en la parte de software del equipo.

2.3.3 DISEÑO DE LA ETAPA DEL TRANSDUCTOR DE PRESIÓN

El sensor de presión utilizado aprovecha la propiedad de variación de la resistencia en una galga extensiométrica. Para mejorar en respuesta el sensor trae las cuatro galgas conectadas en una configuración "puente de wheaston" como se puede observar en la Figura 2.15.

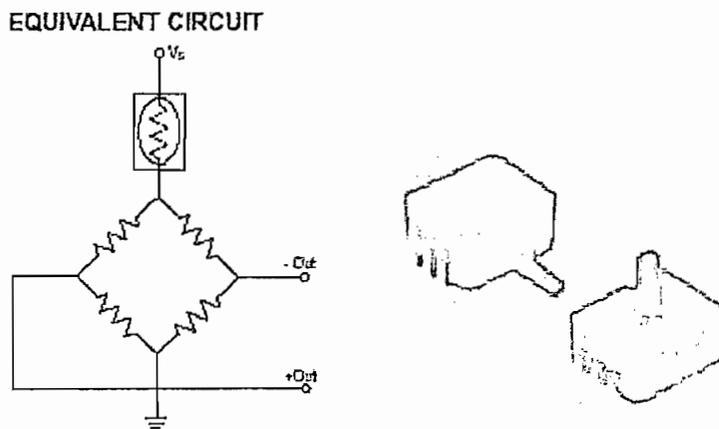


Figura 2.15 Sensor de presión

Dos de las galgas (resistencias) que se encuentran en lados opuestos del puente de wheaston aumentan de valor al aumentar la presión, mientras que las otras dos disminuyen. Además posee un circuito interno para compensar las variaciones de temperatura.

Este sensor puede trabajar con presiones negativas desde 0 PSI hasta 15 PSI y produce una variación en la señal de voltaje de salida de 90 mV para una variación de 15 PSI (span de 90mV).

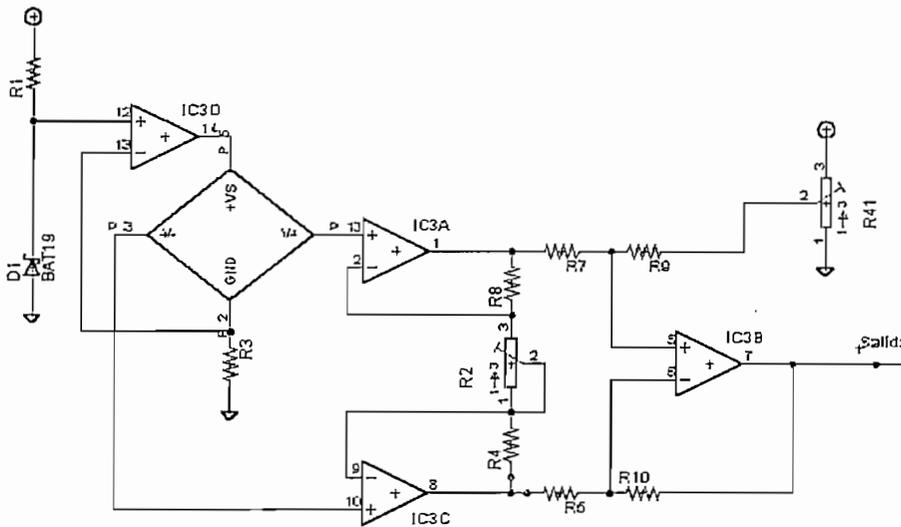


Figura 2.16 Circuito de acondicionamiento de la señal de presión

Para el acondicionamiento de la señal se empleó el circuito recomendado por el fabricante (SenSym) (Figura 2.16) el mismo que esta conformado por tres amplificadores operacionales conectados como amplificador de instrumentación, y uno adicional como fuente de corriente constante que alimenta al sensor de presión.

Se obtiene una señal de voltaje diferencial pequeña a la salida del sensor de presión superpuesta en un voltaje de modo común grande, es por esta razón que se necesita un amplificador de alta ganancia diferencial con una alta relación de rechazo en modo común (CMRR), además de una alta impedancia de entrada para evitar cargar el sensor. La topología del clásico amplificador de instrumentación compuesto por tres amplificadores operacionales es una buena elección ya que reúne todas estas características, la ganancia de este amplificador está dada por la ecuación 2.1:

$$A_v = 1 + 2 \frac{R_8}{R_2} \quad \text{Ecuación 2.2}$$

Los amplificadores operacionales utilizados no poseen características especiales, ya que el voltaje de salida entregado por el sensor es relativamente alto; por lo tanto, se utilizó los amplificadores LM324N, los mismos que poseen un bajo voltaje en offset de 2mV, de modo que el error máximo para un span de 90mV será de solo 2,2%. La distribución de pines del circuito integrado LM324 se muestra en la Figura 2.17.

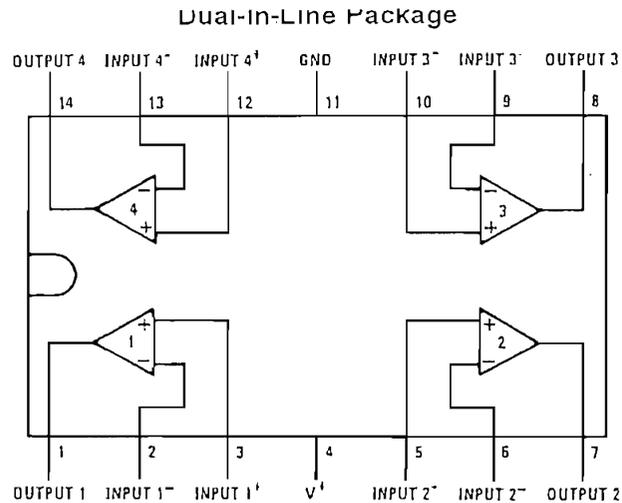


Figura 2.17 Amplificador distribución de pines del LM324N

Puesto que el voltaje de salida del amplificador de instrumentación será aplicado a una de las entradas analógicas del uC principal, las variaciones de voltaje (span) en toda la escala, deben traducirse en variaciones de voltaje de 0 a 5V, por lo tanto la ganancia del amplificador debe ser de :

$$G = \frac{V_o}{V_{in}}$$

$$G = \frac{5V}{90mV} \quad \text{Ecuación 2.3}$$

$$G = 55.5_veces$$

2.3.4 DISEÑO DE LA UNIDAD DE CONTROL

2.3.4.1 Selección del microcontrolador principal

Tomando en cuenta que se deben manejar varios periféricos como son: el control de apertura de válvulas, la comunicación para el mando del movimiento del motor de pasos, el barrido de los displays, la lectura de las señales analógicas (pedal y presión), lectura del teclado y el sonido del buzzer, todos estos periféricos manejados con velocidad, se escogió el uso de el microcontrolador PIC 16F877, el mismo que cuenta, entre otras, con las siguientes características:

- Cinco puertos configurables como entradas y salidas con dirección de control individual.
- No necesita elementos externos para su control.
- Manejo de varias fuentes de interrupción (timers, externas, etc).
- 8 entradas analógicas de 10 bits.
- Es de fácil programación. Al igual que el otro microcontrolador tiene un set de 35 instrucciones de fácil manejo y aprendizaje y la mayor parte de ellas se realiza en solo 4 ciclos de reloj.
- Memoria de Programa CMOS Flash de 8K que permite grabar eléctricamente muchas veces al microcontrolador con lo cual se puede hacer varias pruebas de funcionamiento.

La distribución de pines de este microcontrolador se observa en la siguiente Figura 2.18

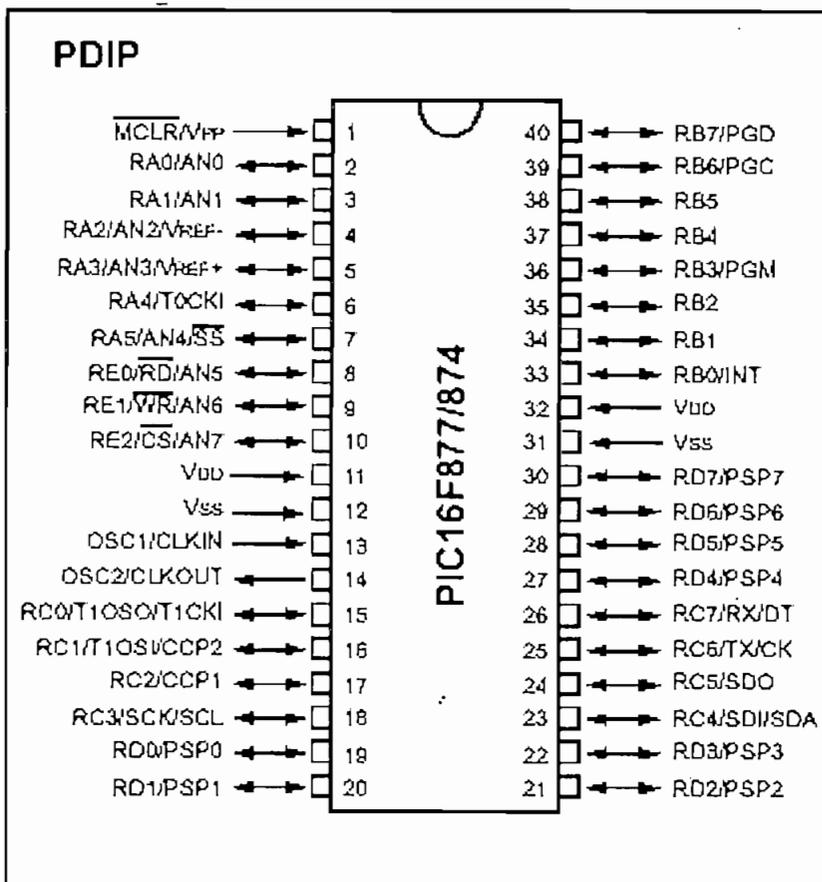


Figura 2.18 Distribución de pines de PIC16F877

2.3.4.2 Hardware para el funcionamiento del microcontrolador principal

De igual manera que el otro micro controlador, para su funcionamiento necesita un circuito oscilador, con una frecuencia máxima de 20MHz; aquí se utilizó un cristal de 4MHz. Además, también utiliza dos capacitores de igual valor (20 pF), recomendado por el fabricante.

En la Tabla 2.1 a continuación se muestra la distribución de pines del microcontrolador.

Pin No.	Símbolo	Descripción	Hardware
1	VPP	Master CLR	Reset
2	RA0	PUERTO A	Entrada Sensor Presión
3	RA1		Entrada Pedal
4	RA2		Salida Buzzer
5	RA3		NC
6	RA4		NC
7	RA5		NC
8	RE0		PUERTO E
9	RE1	Control Barrido Leds	
10	RE2	Control Barrido Leds	
11	VDD	VCC (5VDC)	Alimentación
12	VSS	GND	Tierra
13	OSC1	Oscilador	Cristal
14	OSC2	Oscilador	Cristal
15	RC0	PUERTO C	Relé Irrigación
16	RC1		Relé Aspiración
17	RC2		Relé Back Flush
18	RC3		Salida TX0
19	RD0	PUERTO D	Salida Display
20	RD1		Salida Display
21	RD2		Salida Display
22	RD3		Salida Display
23	RC4	PUERTO C	NC
24	RC5		Salida TX1
25	RC6		Relé Bomba Aspiración
26	RC7		Salida Solenoide Pedal
27	RD4	PUERTO D	Salida Display
28	RD5		Salida Display
29	RD6		Salida Display
30	RD7		Salida Display
31	VSS	VCC (5VDC)	Alimentación
32	VDD	GND	Tierra
33	RB0	PUERTO B	Salida sensor óptico
34	RB1		NC
35	RB2		NC
36	RB3		NC
37	RB4		Entrada pulsante
38	RB5		Entrada pulsante
39	RB6		Entrada pulsante
40	RB7	Entrada pulsante	

Tabla 2.1. Distribución de pines del microcontrolador PIC16F877

2.3.5 PANEL DE CONTROL

La HMI de este sistema fue diseñada en la forma que se muestra en la Figura 2.19. Su panel de control está formado por un display, un teclado y un grupo de leds. Este panel de control se encuentran ubicado en una tarjeta individual, con la finalidad de ubicarla en la parte frontal del equipo y se conecta con el microcontrolador principal mediante un bus de 20 conductores.

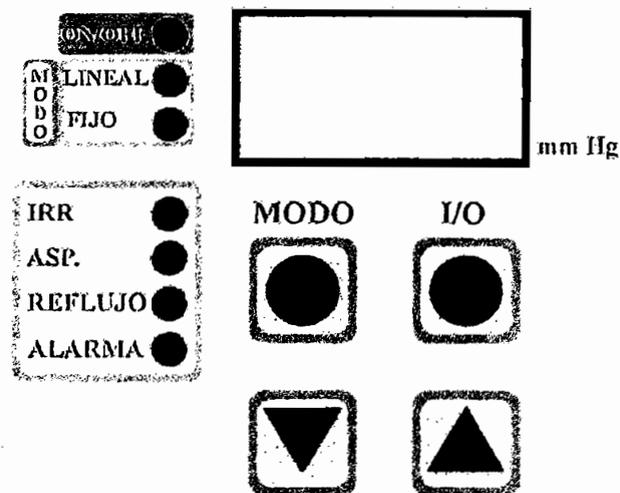


Figura 2.19 Panel de Control

2.3.5.1 Teclado

El teclado se conforma de cuatro pulsantes que se utilizan para las funciones siguientes:

- **ON/OFF:** Enciende o apaga la sección de irrigación y aspiración del equipo; puesto que algunos elementos tales como el buzzer son compartidos con la sección de generación de ultrasonido, el botón de ON/OFF en realidad no

apaga toda la sección, sino mas bien inhabilita ciertos elementos como: válvulas y display.

- MODO: Cambia el modo de funcionamiento entre aspiración lineal o fija.
- UP, DOWN: estos botones permiten ajustar la presión máxima de aspiración.

Estos pulsantes entregan un valor lógico a cuatro pines configurados como entradas en la parte alta del puerto B del microcontrolador principal.

Normalmente, los pulsantes entregan un estado lógico alto (5V) al puerto de uC a travez de las resistencias de polarización de $10K\Omega$, cuando se presiona uno de los pulsadores, el pin correspondiente se pone a tierra, entregando un estado lógico bajo (0V).

2.3.5.2 Display y leds indicadores

El Display es de tres dígitos y 7 segmentos (Figura 2.20), los siete segmentos más el punto están conectados a los pines del puerto D; además, este puerto también controla cada uno de los 8 leds indicadores (no se utilizan todos los ocho leds).

Puesto que los dígitos del display y los leds indicadores comparten el mismo bus de datos (puerto B) y no se encienden todos a la vez, se utiliza un sistema de barrido el mismo que secuencialmente enciende uno de los dígitos o el bloque de leds. El barrido es manejado por el microcontrolador principal a través de los tres pines del puerto E, que están conectados a un multiplexor 74S138N (Figura 2.19) controlan éste, el mismo que se encarga de encender un dígito o el bloque de leds a la vez.

La velocidad del barrido debe ser lo suficientemente alta para que no se note el parpadeo de los leds, los mismos que estarán encendiendose y apagandose continuamente.

El display indica la presión máxima seleccionada cuando el pedal se halla sin presionar; en cambio, cuando el pedal esta siendo presionado, el display indica la presión de aspiración con la que se está trabajando; es decir, muestra la presión de trabajo.

Se utilizan Leds para indicación del modo de trabajo y para mostrar que válvulas se han accionado, estas son: irrigación y aspiración; estos leds tienen sus respectivas resistencias para limitación de corriente. Se ha dejado espacio para adicionar mas leds en caso de aumentar mas indicaciones.

La corriente para encender los leds, debe estar comprendida entre 5 y 20mA, y se tiene una caída de voltaje de 1.9V en el Led. Se escogieron resistencias limitadoras de corriente de 330Ω, la corriente por los leds será de :

$$I = \frac{5V - V_D - V_{CE:Sat}}{R}$$

$$I = \frac{5V - 1.9 - 0.2}{330} \quad \text{Ecuación 2.4}$$

$$I = 8.78mA$$

Cada transistor de barrido enciende un máximo de ocho Leds (cuando todos los segmentos de un dígito se hallan encendidos) drenando un total de 70mA, como transistor de conmutación se utilizó un transistor 2N3906 que puede manejar hasta 200mA de corriente de colector y tiene una ganancia $\beta=80$

La corriente de base para encender los ocho leds será:

$$I_b = \frac{I_c}{\beta}$$

$$\text{Ecuación 2.5}$$

$$I_b = \frac{70mA}{80}$$

$$I_b = 0.875mA$$

Las resistencias de base se calculan a continuación:

$$R = \frac{5V - V_{BE}}{I_b}$$

$$R = \frac{5V - 0.7}{0.875mA} \quad \text{Ecuación 2.6}$$

$$R = 4.9K\Omega$$

2.3.6 SISTEMA DE VÁLVULAS

En una tarjeta adicional están colocados los relés para el manejo de las válvulas y el encendido de la bomba de vacío. El control de aspiración e irrigación se lo hace mediante electro válvulas, estas son controladas a su vez por los relés. Para ilustrar el funcionamiento de esta parte del equipo a continuación, en la Figura 2.21, se muestra el diagrama de bloques del sistema de irrigación y aspiración así como un esquema de las conexiones de las tuberías de silicona. El ingreso y salida de fluidos en el ojo se lo controla mediante la operación combinada de estas tres válvulas.

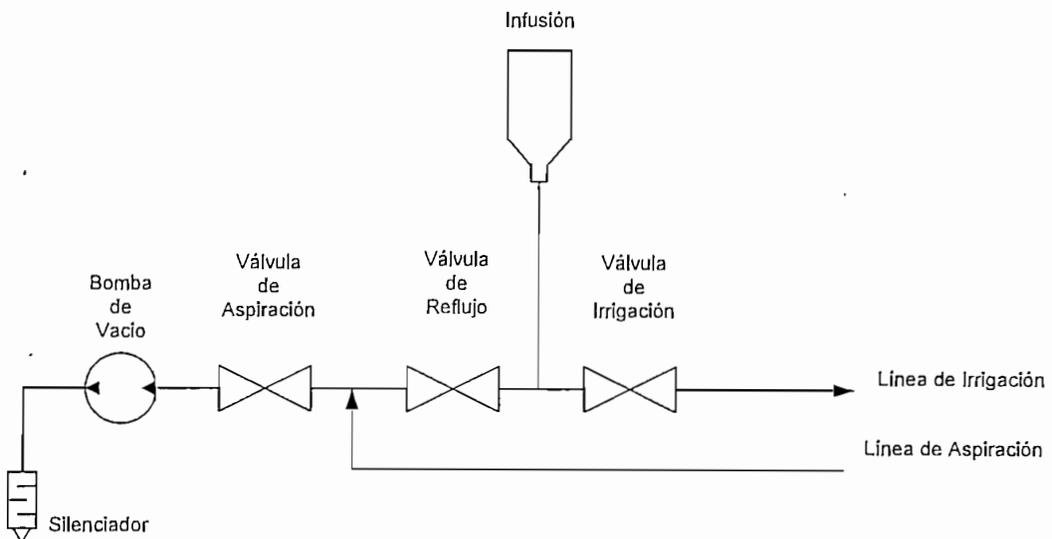


Figura 2.21 Diagrama de Bloques y diagrama de conexión de tuberías

La apertura de las válvulas se sincroniza de modo que permita realizar las funciones de irrigación, aspiración y back flush y de cebado de la punta de la manera ya descrita en el Capítulo 1.

La irrigación consiste en inyectar una solución salina balanceada o lactato dentro del ojo, esto permite mantener una determinada presión en el ojo. El fluido proviene de un recipiente plástico que contienen la infusión. Para permitir el paso del fluido hacia la punta debe abrirse la válvula de irrigación. Como se puede notar, la presión interna del ojo depende de la altura a la que se encuentra esta infusión respecto al paciente y se la controla subiendo o bajando manualmente el pedestal del suero. Esto se realiza puesto que la presión interna del ojo no puede llegar a valores muy altos y las varias incisiones que se realizan en la cornea y en el cristalino producen salida de líquidos del ojo, más específicamente la salida del humor vítreo y del cristalino.

La aspiración en cambio ayuda a retirar las partículas emulsificadas de cristalino y parte del humor vítreo en el caso de la vitrectomía. Este proceso se lo realiza generando un vacío con cualquiera de los métodos antes indicados, y esta succión es controlada por la válvula de aspiración.

Algunas veces en el proceso de aspiración se generan problemas debido a que ciertas partículas son de mayor tamaño que el diámetro interno del tubo de aspiración y al ser absorbidas obstruyen el tubo. Por este motivo es necesario inyectar momentáneamente cierta cantidad de líquido a través del canal de aspiración, de manera que el líquido en lugar de ser absorbido sea expulsado llevando consigo la partícula; a este proceso se lo denomina back-flush, reflux (reflujo).

Para realizar este proceso, la válvula de aspiración y de irrigación deben cerrarse y la válvula de back flush se abre, permitiendo el paso de la infusión a través del canal de aspiración.

2.3.7 VASO DE RESIDUOS

Para evitar que el fluido extraído del ojo contamine tanto a la bomba como al regulador de presión se emplea un vaso de residuos en el cual se acumula todo el

líquido extraído. En algunos casos se suele emplear como medida de seguridad adicional un filtro de aire pequeño de modo que las partículas de fluido que de alguna manera pudieren pasar del vaso de residuos, queden retenidas en el papel del filtro.

Para determinar el momento en que el vaso se ha llenado se utiliza un sistema óptico, el mismo que se halla formado por un diodo Led y un foto transistor, los mismos que se hallan apuntando al vaso de residuos (Figura 2.22). Cuando el nivel del líquido no alcanza al nivel del sensor, la luz emitida por el Led se refleja en el material plástico del vaso y regresa al foto transistor; en cambio, cuando el nivel del líquido se halla al mismo nivel del sensor, la luz emitida ya no se refleja hacia el foto transistor, sino más bien se refracta en otra dirección, en estas condiciones, el equipo da una señal de alarma para que el operador vacíe el vaso de residuos.

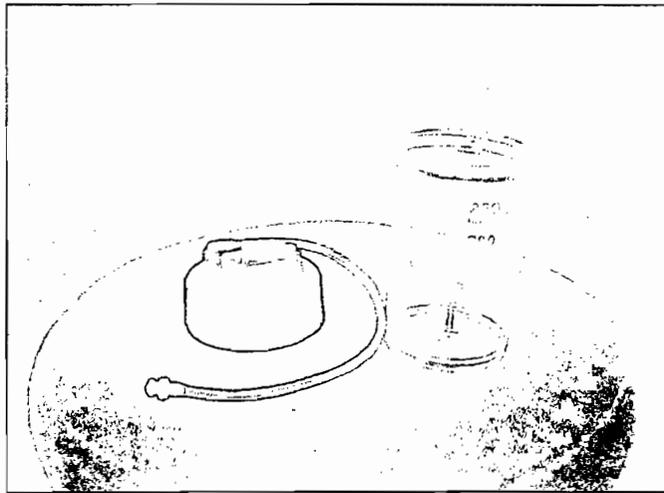


Figura2.22 Vaso de residuos

2.3.8 PEDAL

Para el pedal se diseñó un sistema mecánico que permite transferir el movimiento angular del pedal en una variación de resistencia de un potenciómetro, este último se halla alimentado en sus extremos con -12 voltios, en consecuencia, los cambios de ángulo que se producen al presionar el pedal generan variaciones de voltaje en la salida del potenciómetro. Puesto que el potenciómetro no realiza un recorrido completo, las variaciones de voltaje que se obtienen del pedal no varían de 0 a -12

voltios, además, el voltaje que se necesita en las entradas analógicas del uC es de 5V como máximo, por lo tanto se hace necesario incluir un amplificador de ganancia variable (ver Figura 2.23) que permita calibrar estas variaciones de voltaje para ser aplicadas a una de las entradas analógicas del microcontrolador principal, con el cual se puede controlar los niveles de aspiración de trabajo; es decir, mediante el pedal el médico puede aspirar con mayor o menor presión siempre dentro del rango máximo seleccionado.

Adicionalmente, el pedal cuenta con un elemento electromecánico (solenoides), el mismo que produce un pequeño golpe en el pedal, de acuerdo a la posición del mismo, con esto el médico puede saber que secciones del equipo se hallan activadas. El solenoide se activa mediante un transistor Darlington, el mismo que se halla manejado a su vez por el microcontrolador principal.

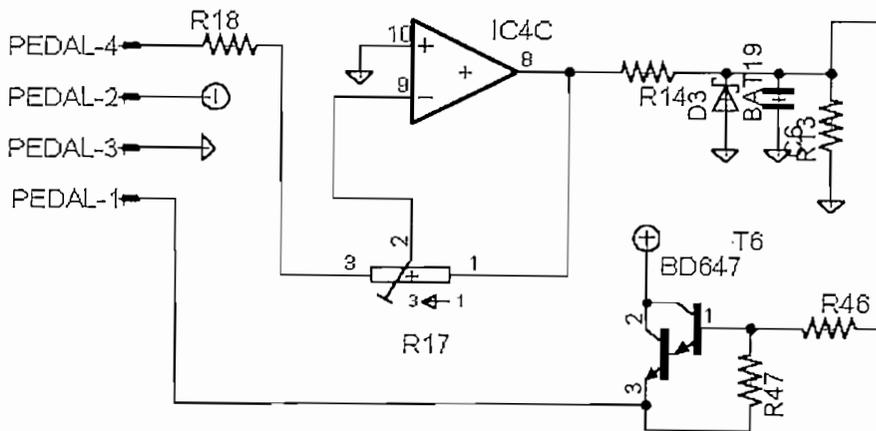


Figura 2.23 Diagrama de conexiones al pedal

El amplificador propuesto, puede trabajar como atenuador o amplificador, dependiendo del recorrido máximo que puede realizar el pedal. Como puede observarse, este amplificador es de tipo inversor, motivo por el cual se escogió un voltaje negativo de 12V.

Ya que la impedancia mínima de este amplificador está limitada por la resistencia R18, esta debe tener un valor suficiente alto para no cargar al potenciómetro del pedal. El potenciómetro del pedal, tiene una resistencia de 10K Ω , por lo que se

escogió una resistencia de $20k\Omega$, el potenciómetro utilizado es de $100K\Omega$, de este modo se tiene una ganancia mínima de 0 y máxima de :

$$G_{\max} = \frac{R_f}{R_i}$$

$$G_{\max} = \frac{100K\Omega}{20K\Omega} \quad \text{Ecuación 2.7}$$

$$G_{\max} = 5 \text{ veces}$$

2.3.9 FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Esta compuesta de un puente de diodos para transformar la señal a corriente DC, reguladores de voltaje (+5, -12, +12) 7805, 7812, 7912, además de capacitores.

Puesto que es similar a las fuentes comerciales de alimentación de computadoras y su precio es económico, se la adquirió con facilidad en el mercado local.

2.4 DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE DEL SISTEMA DE IRRIGACIÓN Y ASPIRACIÓN

En esta etapa se realiza la programación de dos microcontroladores PIC de la marca Microchip, el 16F84A para el control del motor de pasos y el 16F877 para el control de los displays, del teclado, del buzzer, y de dos entradas analógicas (pedal y sensor de presión), así como también del manejo de las válvulas.

Se utilizó el lenguaje ensamblador (de extensión asm), para la programación de los microcontroladores PIC, utilizando el paquete Mplab de Microchip.

2.5 SOFTWARE DEL MICROCONTROLADOR PIC16F877

En términos globales este programa tiene como función principal procesar la información que viene desde el pedal y desde el sensor de presión y, sobre la base de ese análisis controlar las válvulas y el motor de pasos que regula la presión de aspiración. Como tareas secundarias, sin querer decir menos importantes, este programa constituye el soporte del HMI formado por el display y el teclado que permite la operación del sistema.

Para cumplir con estas tareas el programa obedece al algoritmo cuyo diagrama de flujo se muestra en la Figura 2.24; el programa principal del PIC16F877 activa el sistema estableciendo parámetros iniciales para su funcionamiento, configurando los puertos como entrada o salida, inicializando el conversor análogo digital, y ejecuta la subrutina "Display", que utiliza una interrupción para el manejo del barrido de los displays.

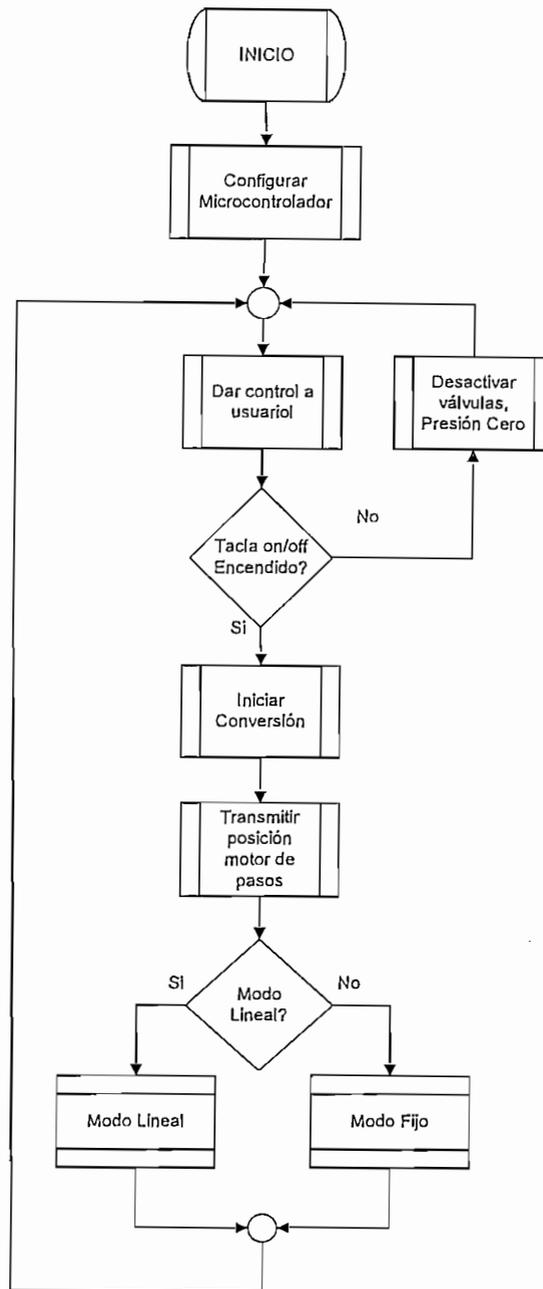


Figura 2.24 Diagrama de Flujo programa principal

Seguido esto llama a la subrutina “teclado”, la cual verifica la posición de la tecla on-off. Si esta no está en encendido pasa a una rutina de apagado la que se encarga de poner el valor de presión en cero y desactivar todas las válvulas, y luego vuelve al inicio nuevamente. En el caso contrario, pasa a inicializar el conversor análogo digital y seguidamente transmite el valor de posición del motor de pasos, para luego establecer el modo de operación del equipo ya sea modo lineal o fijo; por defecto el sistema trabaja en modo fijo.

La estructura de las tareas del algoritmo del programa principal se describe a continuación en lenguaje estructurado, los algoritmos en ensamblar se adjuntan en el Anexo B.

Programa principal

Configurar microcontrolador

Seleccionar puertos de entrada y salida

Configurar el conversor A/D

Activar contador para barrido de display

Llamar a subrutina "display"

Dar control a usuario

Llamar a subrutina "teclado"

Chequear tecla de encendido

Si no esta encendido

Desactivar válvulas

Poner valor de presión en cero

Volver al inicio

Si esta encendido

Inicializar conversor A/D

Transmitir valor de posición del motor de pasos

Chequear tecla de modo

Si no esta en modo lineal

Activar modo fijo

Si esta en modo lineal

Activar modo lineal

Fin de tarea

A continuación se pasan a describir, también en lenguaje estructurado, las partes mas relevantes del programa principal.

2.5.1 CONFIGURAR MICROCONTROLADOR

En esta etapa el programa configura al microcontrolador de tal manera que pueda funcionar en forma correcta; empieza seleccionando los puertos A y B como entradas, a excepción del pin RA2 el cual se usa para la salida del buzzer, y los puertos C, D y E como salidas, además inicializa los conversores analógico digitales con un reloj de 32 Tosc (ciclos de máquina); luego se habilita el timer0, para utilizar

la interrupción creada por su desbordamiento en una subrutina que permite realizar un barrido de los displays; finalmente se selecciona el primer canal de lectura del conversor analógico.

Luego se pasa a realizar una prueba del contenido del vaso de residuos; si el vaso esta lleno el equipo emite una señal sonora de alarma para indicar este estado, si el vaso no esta lleno entonces continua con el programa principal. La estructura de las tareas de la configuración se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Configuración

Seleccionar puerto A como entrada analógica
Seleccionar RA2 como salida digital
Seleccionar puerto B como entrada analógica
Seleccionar puerto C como salida digital
Seleccionar puerto D como salida digital
Seleccionar puerto E como salida digital
Seleccionar modo fijo por defecto
Fijar frecuencia del reloj del conversor en 32 TOSC.
Activar tmr0
Seleccionar Canal 1 para primera conversión
 Si el vaso esta lleno
 Emitir sonido de alarma
 Si no lo esta
 Seguir con programa principal

Fin de tarea

2.5.1.1 Subrutina del Display

Esta subrutina hace posible la escritura en los displays de 7 segmentos, empieza el funcionamiento cada vez que el contador del timer 0 (tmr0) se desborde. Este desbordamiento se produce al cambio del contador de 255 a 0. Esta subrutina se encarga de barrer los tres dígitos de 7 segmentos en forma secuencial de uno en uno, del menos significativo al más significativo. Cada vez que se desborda el contador y en cada interrupción del timer se enciende el dígito siguiente, y así sucesivamente. Esta forma de trabajo da la impresión a la vista de que el dígito está siempre encendido pues esto ocurre a una velocidad de aproximadamente 513us.

Para la escritura del display, se coloca el valor que se desea escribir en tres localidades de memoria RAM:

- DISP1 para las unidades,
- DISP2 para las decenas y
- DISP3 para las centenas.

Estas localidades forman el número de tres dígitos que se muestra en el display. Esta rutina se encarga de buscar el valor a mostrarse en una tabla, por medio de la cual se convierte al número binario en números enteros de 7 segmentos.

La estructura de las tareas de la subrutina display se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Display

Registrar el desbordamiento del tmr0

Revisar que display debe encenderse

Verificar el valor a escribirse en el display al correspondiente en tabla de asignación

Colocar el valor a escribir en el puerto D

Encender display

Fin de tarea

2.5.2 DAR CONTROL A USUARIO

Esta parte del programa esta formada por la subrutina "teclado", la cual habilita una interfaz para que el usuario pueda seleccionar de modo y valor del setpoint, además del encendido y apagado; trabaja como se muestra en la Figura 2.25. Chequea una a una las cuatro teclas que pudieron haber sido presionadas. Las teclas tienen las funciones siguientes:

1. **Áumentar:** incrementa el contenido de una localidad de memoria llamada SETPOINT que contiene el valor de la presión. Además verifica que no sobrepase el rango establecido, que en este caso es de 500 mmHg.

2. Disminuir: decreuenta el contenido de la misma localidad de memoria, y de la misma forma verifica que su valor no disminuya menos de 0.
3. Modo: Chequea un bit de una localidad de memoria llamada "ESTADO", la cual indica si el modo es fijo o lineal.
4. Encendido y apagado: trabaja de una manera similar a la del modo. Chequea otro de los bits de la misma localidad de memoria que el modo, el cual indicará cuando el módulo está encendido o apagado.

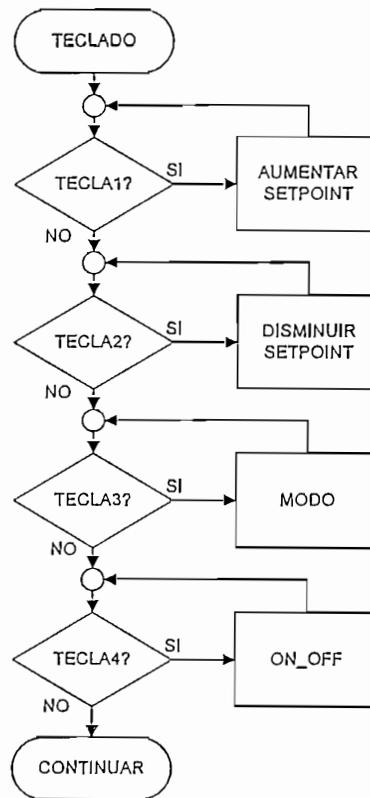


Figura 2.25 Diagrama de Flujo del teclado

Con la tecla de encendido y apagado es con la cual se puede continuar el programa principal. Si esta se encuentra en apagado, el programa permanece en un lazo cerrado sin hacer nada, dando la impresión que el equipo esta apagado. Permanecerá así hasta que se presione la tecla de encendido.

La estructura de las tareas de la subrutina teclado se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Teclado*Si tecla 1 fue presionada**Aumentar contenido de la localidad setpoint**Si tecla 2 fue presionada**Disminuir contenido de la localidad setpoint**Si tecla 3 fue presionada**Seleccionar modo fijo o lineal**Si tecla 4 fue presionada**Encender o apagar el equipo***Fin de tarea****2.5.3 INICIAR CONVERSIÓN**

En ésta parte del programa se puede obtener el valor de la conversión. Se empieza activando la conversión análogo-digital y su resultado se lo guarda en una localidad de memoria RAM para ser usado en cualquier momento que el programa lo requiera.

Se empieza por configurar cada uno de los dos canales utilizados en la adquisición de las señales analógicas provenientes del sensor de presión y el valor de voltaje que proporciona el pedal al ser presionado.

En esta aplicación se utiliza los canales AN0 y AN1 como entradas de presión y pedal, respectivamente.

La subrutina de conversión, como muestra la Figura 2.26, comienza por deshabilitar todas las interrupciones, para después seleccionar el canal de conversión que se va a utilizar, luego se inicializa el conversor y se espera que transcurra el tiempo de conversión que el conversor necesita. Acabado este tiempo, se baja la bandera de conversión. La conversión es de 10 bits, los cuales se pueden acceder de 2 registros de 8 bits cada uno: ADRESH y ADRESL. El resultado se guarda en localidades de memoria RAM para su utilización en cualquier instante. Concluida esta subrutina se vuelve a habilitar las interrupciones y regresar al programa principal. Se espera un tiempo de 15 μ s antes de volver a realizar otra conversión por recomendación del fabricante.

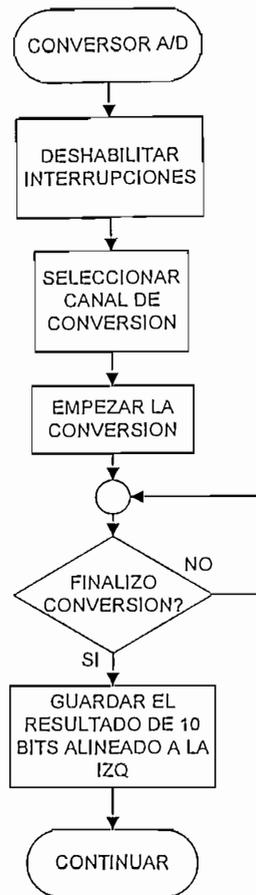


Figura 2.26 Diagrama de bloques conversión A/D

El proceso de adquisición de datos de los valores de presión y del pedal se realiza siempre que el PIC esté en funcionamiento.

La estructura de las tareas de la subrutina de conversión A/D se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Convertor A/D

Desactivar interrupciones

Seleccionar canal de lectura

Empezar conversión

Si aun no termina la conversión

Esperar hasta acabar conversión

Si terminó conversión

Guardar en localidad de memoria el resultado de la conversión

Activar interrupciones

Fin de tarea

2.5.4 TRANSMITIR POSICIÓN DEL MOTOR DE PASOS

Puesto que hay comunicación entre los dos microcontroladores, se utiliza una subrutina de transmisión de datos del controlador principal al controlador del motor de pasos. Esta comunicación se realiza serialmente a través de los pines RC3 y RC5 asignados en el programa como DAT y CLK respectivamente, para economizar pines en el microcontrolador. El diagrama de la Figura 2.27 muestra como funciona la subrutina. Empieza deshabilitando toda interrupción, después genera una interrupción para el PIC secundario (16F84A) con el cual lo alista para recibir los datos. Carga un 8 en un contador el cual se irá decrementando por cada bit que se envíe. Luego se habilita la lectura de datos desde el PIC secundario con un flanco negativo desde CLK y se espera aproximadamente $12\mu\text{s}$, que es el tiempo que se tarda la subrutina dentro del PIC secundario para adquirir el dato. A continuación se rota la localidad de memoria que se está utilizando para enviar, para verificar si el primer bit es cero o uno. Según sea su valor, se lo envía por DAT para luego decrementar el contador de 8 bits y volver a dar un pulso por CLK que indica que puede leer el siguiente bit, y así sucesivamente hasta terminar con los 8 bits.

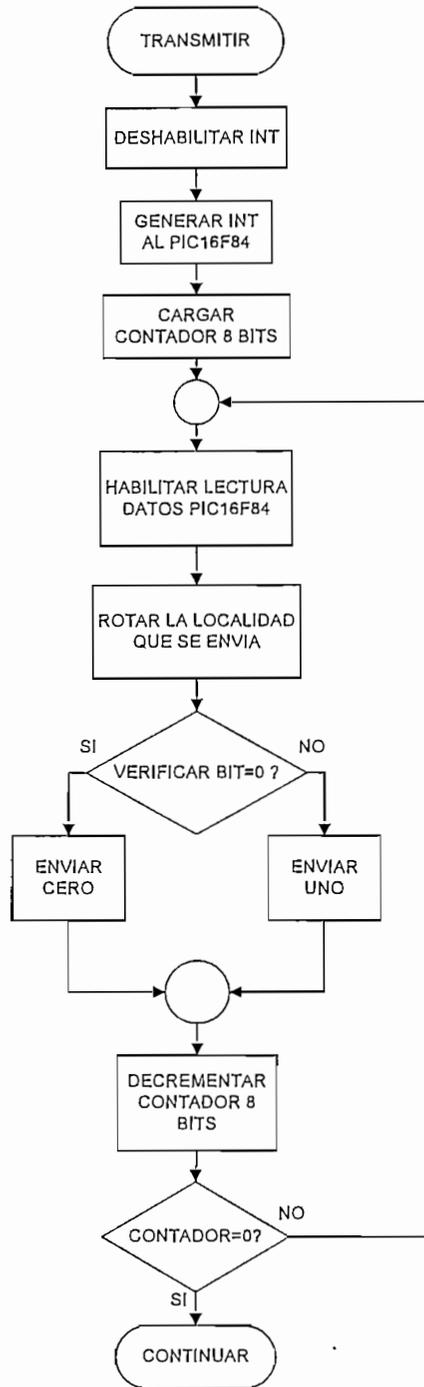


Figura 2.27 Diagrama de bloques de transmisión

La estructura de las tareas de la subrutina de transmisión se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Transmisión posición de motor de pasos
Desactivar interrupciones
Generar interrupción al pic secundario

Cargar el valor de 8 en localidad de memoria como contador
 Habilitar la lectura en el pic secundario
 Generar pulso
 Esperar tiempo de 12 μ s
 Rotar el valor de la localidad de memoria que se envía
 Colocar bit en la localidad de memoria de salida
 Si el bit es cero
 Enviar cero
 Si bit no es cero
 Enviar uno
 Decrementar valor de localidad de memoria de contador
 Si no acabó de enviar todo el dato de posición
 Generar pulso para envío del siguiente bit
 Enviar siguiente bit
 Si acabó de enviar el dato
 Activar interrupciones
Fin de tarea

Finalmente se realiza la comunicación entre los dos PICS por medio de la subrutina de transmisión que se encarga de enviar al microcontrolador el dato de la posición del motor de pasos.

2.5.4 MODO FIJO

El primer modo o modo fijo, es el que se encarga de transformar el valor seteado (setpoint) que se muestra en el display a presión de vacío. Como muestra el diagrama de la Figura 2.28, esta subrutina empieza verificando si la entrada analógica del pedal a sobrepasado el valor del 10%; si no es así, verifica que la válvula de irrigación esté cerrada y coloca el valor del setpoint en cero para luego continuar. Cuando el pedal sobrepase dicho valor de 10%, abre la válvula de irrigación y continua el programa verificando si ha pasado ya 20%; en el caso de no haberlo hecho cierra la válvula de aspiración y coloca el valor del setpoint en cero. En el caso contrario, abre la válvula de aspiración, resta al setpoint el 20% que se utiliza para la comprobación de haber presionado el pedal y ese valor lo envía al otro microcontrolador el cual se encarga de mover la válvula de alivio, que a su vez es

controlada por el motor de pasos. Este mueve la válvula hasta llegar al valor establecido como setpoint.

Después de hacer esto regresa al programa principal.

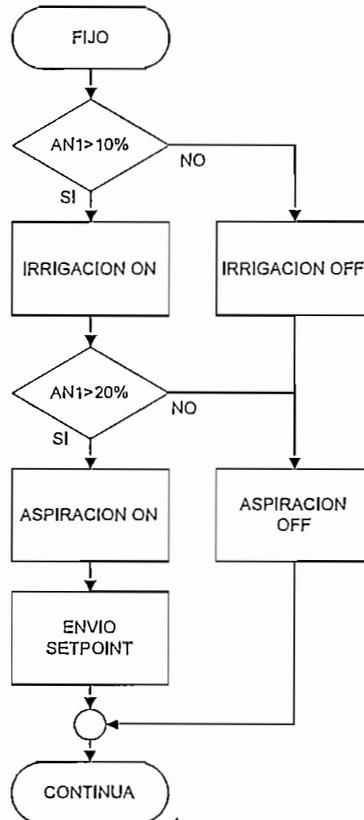


Figura 2.28 Diagrama de flujo modo fijo

La estructura de las tareas del algoritmo de modo fijo se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Modo Fijo

Si el pedal no ha sido presionado mas del 10% de su carrera

Desactivar irrigación y aspiración

Si el pedal pasa 10%

Activar irrigación

Si el pedal no ha sido presionado mas del 20% de su carrera

Desactivar aspiración

Si el pedal pasa 20%

Activar aspiración

Colocar dato de posición en buffer de salida

Enviar valor de localidad Setpoint

Fin de tarea

2.5.5 MODO LINEAL

El segundo modo o modo lineal, hace que se llegue al valor seteado en una manera lineal. Si se llega a aplastar el pedal hasta el fondo, este modo no permitirá que el valor de la presión de aspiración suba apresuradamente sino por pasos o según se presione el pedal suavemente.

Esta rutina empieza de igual manera que la del modo fijo, verificando que el pedal haya sido presionado hasta el 20% de su recorrido, para luego pasar el equivalente a dicho valor al motor de pasos según se vaya presionando el pedal, pero con el límite del valor seteado. Esto se hace realizando una comparación del valor que lee en el canal analógico del pedal y el valor del setpoint. Si no ha sobrepasado el valor del setpoint la presión será igual al valor en donde se encuentre el pedal en ese momento.

La estructura de las tareas del algoritmo de modo lineal se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Modo Lineal

Si el pedal no ha sido presionado mas del 10% de su carrera

Desactivar irrigación y aspiración

Activar irrigación

Si el pedal no ha sido presionado mas del 20% de su carrera

Desactivar aspiración

Activar aspiración

Leer dato del canal analógico

Asignar valor al dato en la tabla

Colocar dato asignado de posición en buffer de salida

Fin de tarea

2.6 SOFTWARE DEL MICROCONTROLADOR PIC16F84A

Este programa esta encargado del control del motor de pasos con el dato de posición adquirido de la comunicación serial con el microcontrolador principal.

Para una mejor comprensión del software del microcontrolador PIC16F84A se emplea el siguiente diagrama de bloques (Figura 2.29).

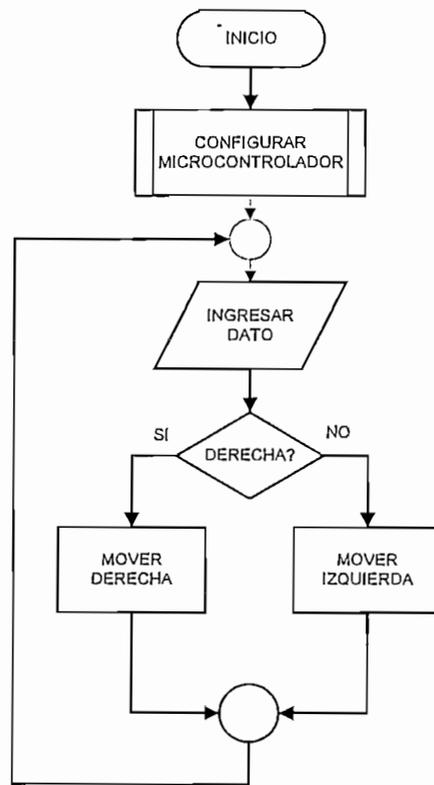


Figura 2.29 Diagrama de bloques PIC16F84A

La estructura de las tareas del programa del PIC secundario se describe a continuación en lenguaje estructurado.

PIC 16F84A

Configurar microcontrolador

Seleccionar RA0 y RA1 como entradas analógica

Seleccionar parte alta del puerto B como salidas digital

Seleccionar parte baja del puerto B como entradas digitales

Activar interrupción de transmisión por RB0

Recoger dato de posición de la transmisión desde el PIC principal

Si debe mover a la derecha

Mover motor a la derecha

Si no debe moverse a la derecha

Mover motor a la izquierda

Fin de tarea

2.6.1 CONFIGURACIÓN

De igual manera que en el microcontrolador anterior la parte de configuración sirve para el correcto funcionamiento de éste. La configuración se inicializa estableciendo los pines RA0 y RA1 del puerto A como entradas, la parte alta del puerto B como salidas y la parte baja como entradas y habilitando la interrupción para RB0/INT.

2.6.2 INGRESO DATO

De la comunicación con el PIC principal se genera una interrupción, ésta cuenta con una subrutina en la cual al comunicarse los dos PICS se lee de uno en uno los ocho bits y los coloca en una localidad de memoria RAM llamada DATO. Este dato trae la información de la posición del motor de pasos. Además esta subrutina desecha los datos cuando existe error.

La estructura de las tareas del ingreso de dato se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Ingreso de dato

Deshabilitar interrupción

Recibir dato del PIC principal

Si dato no llega completo

Desechar dato incompleto

Esperar siguiente dato

Guardar dato en localidad de memoria

Habilitar interrupción

Fin de tarea

2.6.3 CHEQUEO DIRECCIÓN DE GIRO

Esta parte del programa determina el movimiento del motor de pasos y la dirección de éste. La dirección de movimiento se la averigua haciendo una resta de la posición anterior con la nueva posición que viene en el dato enviado por el PIC principal, si ésta es mayor genera un carry, el cual indica que la nueva posición se la debe realizar hacia la derecha, si el dato de posición enviado es menor que la posición

anterior no se generará el carry, lo cual indica que su movimiento debe ser hacia la izquierda. De esta manera se puede determinar la dirección a la que debe moverse el motor y el número de pasos que debe dar se lo obtiene de la diferencia que quedó entre la posición nueva de la anterior.

En cualquiera de los dos casos, para el movimiento se utiliza una subrutina que lee la Tabla 2.2 en la que se muestra los pulsos que se deben aplicar a las bobinas del motor para que este se mueva, donde los cuatro dígitos mas significativos representan cada una de las bobinas del motor, y los unos representan las bobinas activadas.

El sentido de giro depende de la forma en que se lea la tabla, para que gire en sentido horario se debe leer de arriba hacia abajo y viceversa para que gire en sentido antihorario. Después se escribe el valor leído en el puerto B.

Tabla		
Horario Sentido	10100000	Sentido Antihorario
	10010000	
	01010000	
	01100000	

Tabla 2.2

Además, el PIC secundario cuenta con una subrutina de encerado, la cual hace girar a la válvula paso a paso hasta que se envía una señal de un sensor óptico el cual indica que está totalmente cerrada y encerada, utilizando dos pines de entrada el RA0 Y RA1, como se explicó en la parte de hardware lo referente a la regulación de presión.

Este capítulo describe una de las partes más importantes del equipo como es la etapa de irrigación / aspiración, con lo cual se puede entender mucho mejor el funcionamiento del hardware y del software, además da la pauta para el mejor entendimiento de la siguiente etapa de ultrasonido que tiene un comportamiento similar.

CAPITULO 3
DISEÑO DEL SISTEMA DE ULTRASONIDO

CAPITULO 3

DISEÑO DEL SISTEMA DE ULTRASONIDO

Este capítulo describe el diseño, y las características de los subsistemas que integran el hardware y el software del sistema de ultrasonido. Se describe además el programa que se desarrolló para el funcionamiento de las diferentes etapas.

3.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO

Puesto que pueden utilizarse diferentes puntas o “tips” de faco emulsificación, de acuerdo al trabajo requerido, muchas veces la frecuencia de resonancia real generada por el equipo debe ser un tanto diferente de la frecuencia de resonancia nominal según la punta utilizada. Si la señal de ultrasonido generada por el faco emulsificador no coincide con la frecuencia real de la punta el rendimiento disminuye, por lo que fue necesario entonces incluir un sistema de realimentación o feedback que permita determinar las condiciones (voltaje y/o corriente de trabajo) en las que trabaja la punta, para igualar la frecuencia generada a la frecuencia de trabajo requerida por la pieza de mano.

Se mencionó ya que el equipo debe poseer un sistema de control mediante un pedal, para comandar el accionamiento del phaco y el incremento de su potencia hacia el valor de consigna, puesto que el médico a cargo de la cirugía estará con sus manos ocupadas con el instrumental.

Para ser competitivo también se mencionó debe ser agradable a la vista y de manejo sencillo, tal que incentive su empleo.

Su forma de montaje y de conexión debe ser muy fácil de entender para cualquier persona ya que existirán varios dispositivos a conectar y no deben existir errores de conexión.

3.2 DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE DEL SISTEMA DE ULTRASONIDO

El circuito para la generación del ultrasonido está formado por varios subsistemas como se muestra en la Figura 3.1.

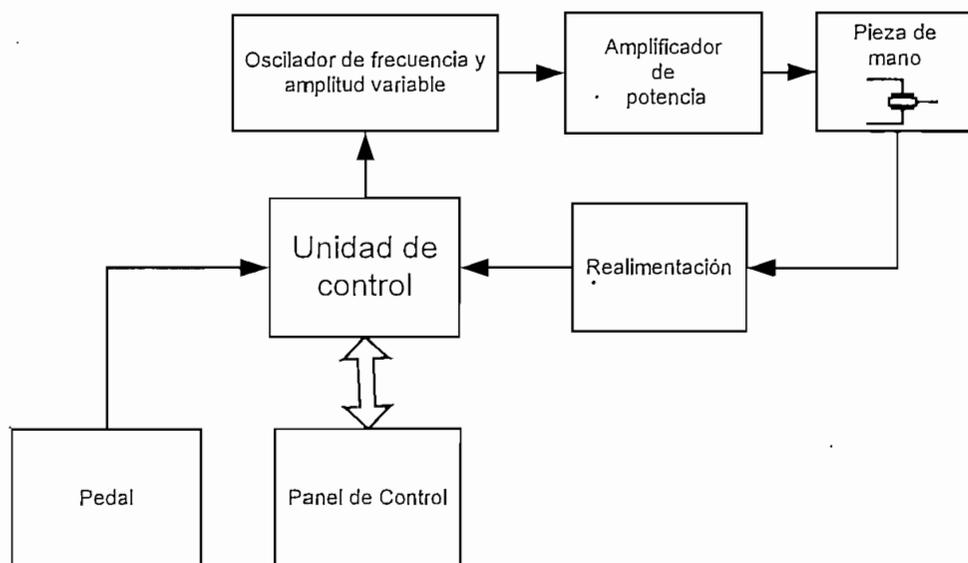


Figura 3.1 Diagrama de bloques del sistema de ultrasonido

3.2.1 OSCILADOR DE FRECUENCIA Y AMPLITUD VARIABLE.

Este oscilador deberá trabajar a una frecuencia de 40 KHz; sin embargo, esta frecuencia debe poder variarse en un rango de ± 10 KHz de modo que permita conseguir la máxima eficiencia en la punta del faco emulsificador. Esto es necesario ya que el cristal utilizado en las piezas de mano tienen un factor de calidad (Q) muy alto; es decir, pequeñas desviaciones en la frecuencia de resonancia producen grandes decrementos en la potencia de salida de la punta.

También se deberá poder variar la potencia de salida. Esto es necesario puesto que deberá variar la potencia del ultrasonido aplicada dependiendo de la dureza de la catarata.

3.2.2 AMPLIFICADOR DE POTENCIA

El amplificador de potencia deberá elevar el voltaje de la señal generada por el oscilador a un valor cercano a 400 voltios, para una potencia al 100% de 35W de salida (estos parámetros fueron tomados a partir de un faco emulsificador comercial de marca STORZ).

3.2.3 PIEZA DE MANO

Es el dispositivo externo al equipo que contiene el cristal resonante y genera las vibraciones mecánicas de suficiente potencia para emulsificar al cristalino del ojo.

3.2.4 REALIMENTACIÓN

Permitirá conocer en cada momento el voltaje aplicado al resonador piezoeléctrico para un valor de frecuencia dado, de modo que sea posible determinar la frecuencia de resonancia del cristal, barriendo las frecuencias cercanas a la frecuencia de resonancia; esto es, se aumenta la frecuencia aplicada a la pieza de mano en pasos pequeños y se mide el voltaje de realimentación. Al acercarnos a la frecuencia real de resonancia, el voltaje de realimentación aumenta; en cambio, si al aumentar la frecuencia aplicada, el voltaje de realimentación disminuye, significa que nos estamos alejando del punto de resonancia de la pieza de mano. La frecuencia de resonancia será aquella para la cual se obtiene el máximo valor de voltaje de realimentación.

3.2.5 UNIDAD DE CONTROL

Es un sistema basado en microcontrolador, el mismo que conjuntamente con varios circuitos adicionales controlará la potencia de salida del ultrasonido, ajustará la frecuencia de funcionamiento, manejará un panel de control y permitirá leer las señales de control del pedal.

3.2.6 PANEL DE CONTROL

En este panel se encontrará un teclado y un display. De manera similar que en el caso de la unidad de irrigación y aspiración, permitirá ajustar los valores máximos de potencia de ultrasonido y seleccionar el modo de funcionamiento (lineal o fijo), además mostrará los valores de la potencia de ultrasonido en un display.

3.2.7 PEDAL

Puesto que existirá un solo pedal para el equipo, el pedal se compartirá tanto para las unidades de irrigación-aspiración como por la unidad de generación de ultrasonido.

En la unidad de ultrasonido, el pedal permite al cirujano controlar la potencia de ultrasonido aplicada al cristalino del ojo.

3.3 DISEÑO DEL GENERADOR DE ULTRASONIDO

3.3.1 DISEÑO DEL CIRCUITO OSCILADOR DE FRECUENCIA Y AMPLITUD VARIABLE

El circuito para generar ultrasonido está basado en dos circuitos integrados, el primero es un modulador de ancho de pulsos PWM (SG3524) y el segundo es un potenciómetro digital. El circuito diseñado se muestra en la Figura 3.2 .

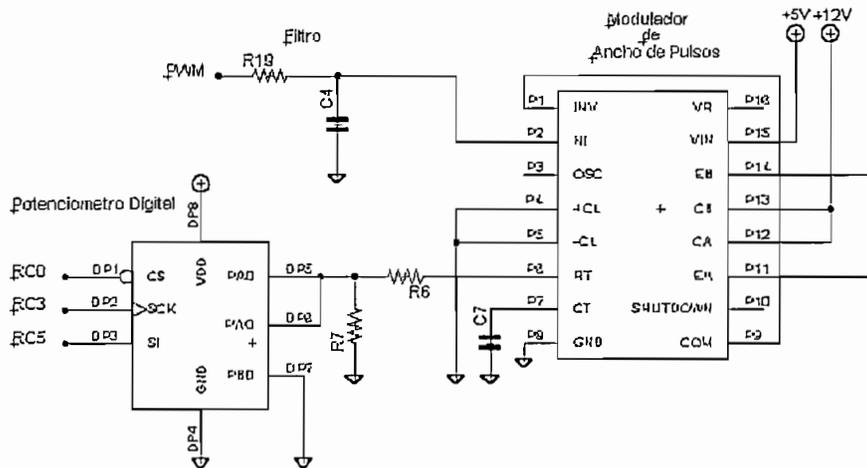


Figura 3.2. Circuito oscilador de frecuencia y amplitud variable

El circuito modulador PWM está basado en el circuito integrado SG3524, este circuito permite generar dos señales de frecuencia y ancho de pulso variable, destinadas a manejar una etapa de potencia de tipo push pull, como puede verse en la Figura3.3. El circuito integrado contiene un oscilador interno así como una amplificador (Error amp) que permite modular el ancho del pulso de salida.

Block Diagram

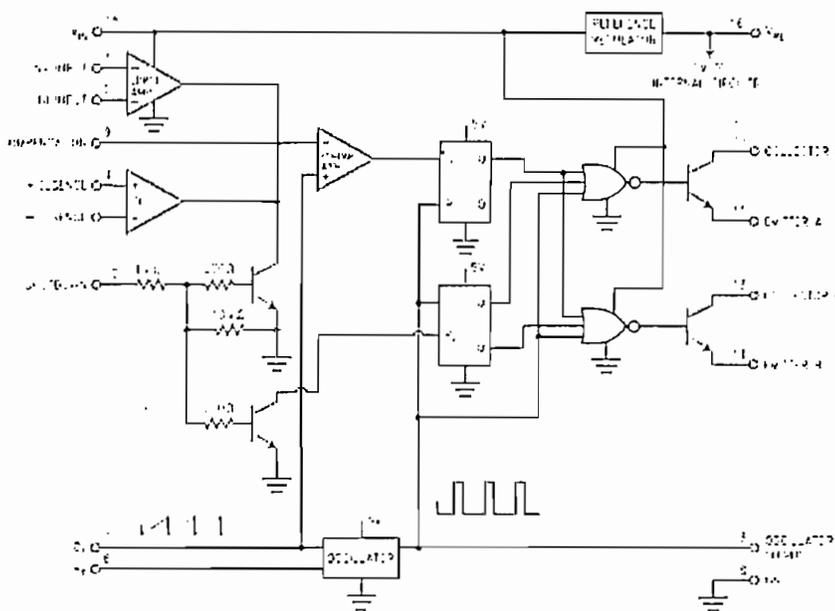


Figura 3.3. Diagrama de bloques del modulador de ancho de pulsos SG3524

La frecuencia de oscilación del oscilador interno puede variarse modificando los valores del circuito RC externo conectado en las entradas RT y CT (pines 6 y 7, respectivamente). La frecuencia máxima de oscilación de este circuito es de 300KHz. La frecuencia de salida está dada por la expresión:

$$f = \frac{1}{RC} \quad \text{Ecuación 3.1}$$

Para modificar el valor de la resistencia se emplea el potenciómetro digital MCP41104. Este circuito puede variar su resistencia desde 0Ω hasta $100k\Omega$ en 256 pasos. Adicionalmente se coloca una resistencia de $R6=20K\Omega$ en serie y una resistencia $R7=15K\Omega$ en paralelo con el potenciómetro digital, y un capacitor de $0.001\mu F$. Las frecuencias máximas y mínimas que se obtienen con estos valores son:

Frecuencia máxima:

$$\begin{aligned} f_{\max} &= \frac{1}{R_{\min} * C} = \frac{1}{R6 * C} \\ f_{\max} &= \frac{1}{20K\Omega * 1nF} \\ f_{\max} &= 50KHz \end{aligned} \quad \text{Ecuación 3.2}$$

Frecuencia mínima:

$$f_{\min} = \frac{1}{R_{\max} * C} = \frac{1}{Req * C} \quad \text{Ecuación 3.3}$$

En donde la Req es la resistencia equivalente del circuito formado por el paralelo del potenciómetro digital con R7 en serie con R6

$$\begin{aligned} Req &= R6 + \frac{Pot * R7}{Pot + R7} \\ Req &= 20K\Omega + \frac{100K\Omega * 15K\Omega}{100K\Omega + 15K\Omega} \\ Req &= 33.04K\Omega \end{aligned} \quad \text{Ecuación 3.4}$$

Y la frecuencia que se obtiene es:

$$f_{\min} = \frac{1}{R_{eq} * C}$$

$$f_{\min} = \frac{1}{33.04K\Omega * 1nF}$$

$$f_{\min} = 30.26KHz$$

Ecuación 3.5

Con esto se logra obtener un rango de variación de frecuencia aproximada de 30KHz a 50KHz en pasos de 78Hz. Esto último, naturalmente, es un valor aproximado, pues la variación de la frecuencia con la resistencia no es lineal. El microcontrolador principal ajusta la resistencia del potenciómetro digital a través de los pines CS, SCK y SI mediante un protocolo de comunicación serial, el mismo que será descrito mas adelante en la parte de software y en el Anexo A.

Para variar el nivel de voltaje aplicado a la pieza de mano, de 0 a 400 voltios, se aplica un voltaje de 0 a 5 voltios a la entrada no inversora del amplificador de error (pin 2), el mismo que esta conectado como seguidor de voltaje del modulador. De esta manera el modulador varia la relación de trabajo de los pulsos entregados por este a la etapa de potencia, desde 0 a 1. El voltaje de modulación de la potencia proviene de la salida PWM del microcontrolador, por lo tanto es necesario filtrar esta señal antes de aplicarla al modulador PWM, para esto se emplea un filtro RC.

Está claro que se puede utilizar al microcontrolador para realizar la tarea de generar señales de frecuencia y amplitud (ancho de pulso) variables; sin embargo, se ha creído conveniente que el oscilador funcione de manera autónoma, y el μC se puede emplear para otros propósitos como son operaciones de control y supervisión, de esta manera aliviando su trabajo.

3.3.2 DISEÑO DEL CIRCUITO AMPLIFICADOR DE POTENCIA

El circuito amplificador emplea un transformador elevador de voltaje. El primario del transformador posee una toma central, lo que permite, junto con un par de

transistores MOSFET, conformar un circuito inversor de voltaje en configuración PUSH-PULL como se muestra en la Figura 3.4.

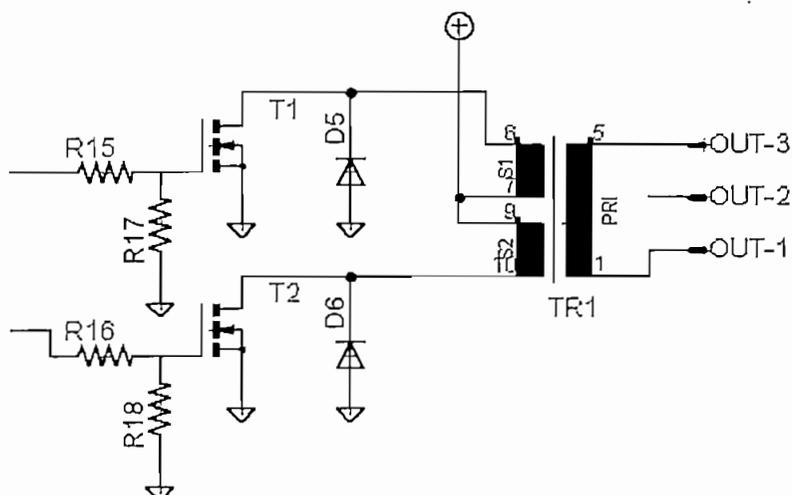


Figura 3.4. Etapa de potencia (inversor tipo PUSH-PULL)

Puesto que la frecuencia es relativamente alta no es posible utilizar un transformador de núcleo de hierro ya que se saturaría, por lo tanto debe emplearse un transformador con núcleo de ferrita.

El transformador se obtuvo a partir de un inversor de voltaje de 12Vdc a 120Vac comercial, para obtener cerca de 400V fue necesario triplicar el número de vueltas de alambre en el secundario del transformador. El transformador se construyó de la forma sugerida por International Rectifier en su artículo "Flyback transformer design", es decir, el alambre utilizado en el bobinado primario debe poseer una gran superficie externa, ya que la corriente tenderá a circular por la periferia del conductor debido a la frecuencia de trabajo, es por esto que se utiliza para este bobinado un alambre formado por cuatro conductores de cobre esmaltado, de modo que la superficie externa se cuadruplica. Esta consideración es necesaria para el bobinado primario ya que es el que más corriente drena (cerca de 400mA), en los otros bobinados se utiliza un solo alambre ya que la corriente es baja. Puesto que las rápidas conmutaciones de los transistores producen fuerzas

contraelectromotrices en el transformador, es necesario incluir diodos de protección en paralelo con los transistores.

Afortunadamente existen transistores que ya contienen estos diodos en un mismo encapsulado como por ejemplo el transistor IRF620. Este transistor puede manejar una corriente de drenaje de 6A, y necesita un voltaje de umbral mayor que 3V para empezar a conducir, el circuito integrado SG3524 puede manejar directamente a los MOSFETs ya que tiene un par de transistores de salida que pueden suministrar 50mA como máximo. Las resistencias de gate son de $5K\Omega$, con lo que la máxima corriente que drenarían los transistores es:

$$I = \frac{V}{R}$$

$$I = \frac{12V}{5K\Omega}$$

$$I = 2.4mA$$

Ecuación 3.6

También se probó con resistencias mas bajas desde $1K\Omega$ llegar al valor de $5K\Omega$, sin embargo con valores mas bajos, el circuito SG3524 calienta. Las resistencias de gate a tierra aseguran el apagado del MOSFET. La oscilación resultante es seudo cuadrada y es aplicada a la pieza de mano mediante un conductor flexible y de muy buenas características dieléctricas.

El transformador se construyó de la forma sugerida por Internacional rectifier en su artículo "Flyback transformer design". Puesto que las rápidas conmutaciones de los transistores producen fuerzas contraelectromotrices en el transformador, es necesario incluir diodos de protección en paralelo con los transistores.

Afortunadamente existen transistores que ya contienen estos diodos en un mismo encapsulado como por ejemplo el transistor IRF630. La oscilación resultante es seudo cuadrada y es aplicada a la pieza de mano mediante un conductor flexible y de muy buenas características dieléctricas.

3.3.3 DISEÑO DEL CIRCUITO DE REALIMENTACIÓN (FEED BACK)

Esta etapa tiene un transformador reductor de voltaje, el mismo que continuamente censa el valor de voltaje aplicado a la pieza de mano. El transformador de la etapa de realimentación es idéntico al utilizado en la etapa de potencia, de esta manera, el voltaje máximo que se obtendría cuando la etapa de potencia genere 400V será 12V.

Mediante un circuito rectificador y un filtro se transforma la señal alterna entrada en una señal de voltaje continua, cuyo valor depende de la amplitud del voltaje en la pieza de mano. El diodo utilizado debe ser rápido ya que los diodos normales no sirven para la frecuencia de 40KHz, ya que el voltaje de continua solo sirve para censar el voltaje de alta tensión y el circuito de rectificación solo tiene como carga a un potenciómetro de 100K Ω , el diodo no drena mucha corriente, y simplemente se utilizó un diodo de señal como rectificador.

Con ayuda de un amplificador operacional y un Potenciómetro se atenúa la señal realimentada de modo que pueda ser aplicada a una de las entradas análogas de la unidad de control o microcontrolador (ver Figura 3.5).

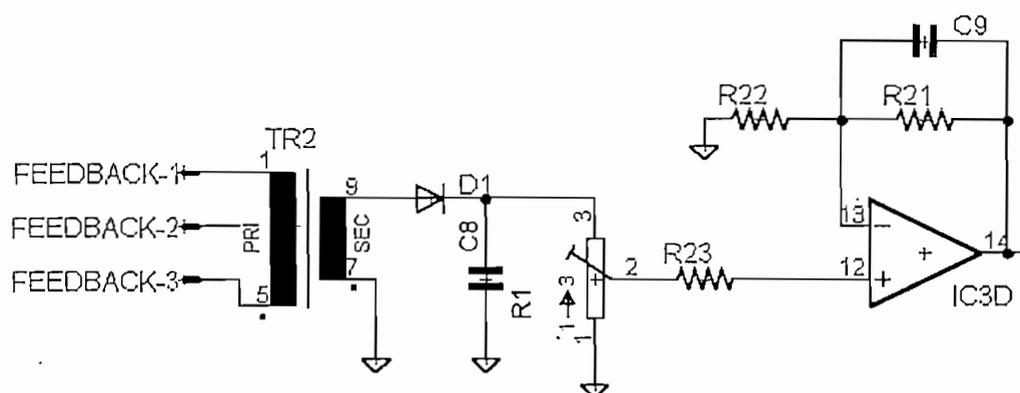


Figura 3.5 Etapa de realimentación

Las resistencias R21 y R22 son iguales, la ganancia del amplificador es de:

$$G = 1 + \frac{R21}{R22}$$

$$G = 1 + 1 \quad \text{Ecuación 3.7}$$

$$G = 2$$

Ya que ha de obtenerse 5V en la salida del amplificador para enviarse a una de las entradas análogas del microcontrolador, es necesario ajustar el potenciómetro R1 al 21% de su recorrido de modo que el voltaje en la salida del amplificador, para una entrada de 12V (correspondiente al 100% de ultrasonido) es:

$$V_o = V_{in}(G + \text{recorrido}_{pot})$$

$$V_o = 12V(2 * 0.21) \quad \text{Ecuación 3.8}$$

$$V_o = 5,04V$$

3.3.4 UNIDAD DE CONTROL

3.3.4.1 Selección del microcontrolador principal

Se seleccionó el microcontrolador de una manera similar a la de la parte de irrigación/aspiración. Puesto que cuenta con varios pines para utilizar, se ocupa todo un puerto para el barrido de los displays, la lectura de señales de botones de control, el manejo de los parámetros exactos en las entradas analógicas como la del pedal y la de realimentación, por medio del control del potenciómetro digital, el cual necesariamente debe tener una parte inteligente que lo maneje.

Por sus características se eligió al μC 16F877; este microcontrolador facilita el control de las partes antes mencionadas. La Tabla 3.1 que esta a continuación muestra la distribución de pines del microcontrolador.

Pin	Símbolo	Descripción	Hardware
1	VPP	Master CLR	Reset
2	RA0	PUERTO A	Feed Back
3	RA1		Entrada Pedal
4	RA2		NC
5	RA3		NC
6	RA4		NC
7	RA5		NC
8	RE0	PUERTO E	Control Barrido Leds
9	RE1		Control Barrido Leds
10	RE2		Control Barrido Leds
11	VDD	VCC (5VDC)	Alimentación
12	VSS	GND	Tierra
13	OSC1	Oscilador	Cristal
14	OSC2	Oscilador	Cristal
15	RC0	PUERTO C	Control
16	RC1		NC
17	RC2		PWM
18	RC3		Control
19	RD0	PUERTO D	Salida Display
20	RD1		Salida Display
21	RD2		Salida Display
22	RD3		Salida Display
23	RC4	PUERTO C	NC
24	RC5		Control
25	RC6		NC
26	RC7		NC
27	RD4	PUERTO D	Salida Display
28	RD5		Salida Display
29	RD6		Salida Display
30	RD7		Salida Display
31	VSS	VCC (5VDC)	Alimentación
32	VDD	GND	Tierra
33	RB0	PUERTO B	NC
34	RB1		NC
35	RB2		NC
36	RB3		NC
37	RB4		Entrada pulsante
38	RB5		Entrada pulsante
39	RB6		Entrada pulsante
40	RB7		Entrada pulsante

Tabla 3.1 . Distribución de pines del microcontrolador PIC16F877

La unidad de control tiene varias funciones como la de corregir las desviaciones de frecuencia que se leen de la realimentación, para encontrar una nueva

frecuencia de trabajo más óptima mediante el potenciómetro digital. Además, la unidad de control también permite ajustar la amplitud (potencia) de salida de la señal de ultrasonido, del barrido del teclado y display para el usuario.

3.3.5 PANEL DE CONTROL

El panel de control (Figura 3.6) utilizado en esta etapa es idéntico al empleado en la etapa de irrigación y aspiración. Es decir, permite encender y apagar la etapa de ultrasonido, cambiar entre modo lineal o fijo, y subir o bajar la potencia máxima de ultrasonido en la salida.

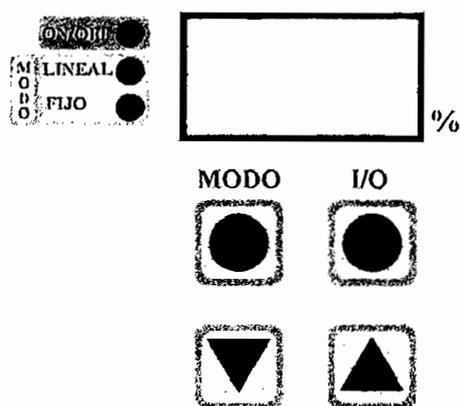


Figura 3.6 Panel de Control

3.3.6 PEDAL

El pedal se comparte para las etapas de irrigación-aspiración y de ultrasonido, y admite regular la potencia de ultrasonido aplicada a la pieza de mano. En sistema utilizado para determinar el desplazamiento del pedal es similar al empleado en la etapa de irrigación-aspiración analizada en el capítulo anterior.

3.3.7 PIEZA DE MANO

Es un dispositivo externo al equipo como ya se ha indicado en el Capítulo 1. En el se encuentra el transductor piezo eléctrico que genera las vibraciones mecánicas. Por su delicada construcción, la pieza de mano debe adquirirse directamente del fabricante, y no es objeto de diseño en este trabajo.

3.3.8 FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Se utiliza la misma fuente que la de la parte de Irrigación/Aspiración. Con la consideración adicional de que el generador de ultrasonido consume alrededor de 0.5 A de corriente por lo tanto deben tener adecuados disipadores de calor en los reguladores de voltaje.

3.4 DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE DEL SISTEMA DE ULTRASONIDO

3.4.1 SOFTWARE DE OPERACIÓN DEL PIC

En este numeral se describe el programa del microcontrolador PIC 16F877 para el manejo del panel de control, el oscilador, la lectura del voltaje de realimentación y del pedal.

3.4.2 PROGRAMA PRINCIPAL

El programa del PIC16F877 tiene como funciones principales representar los valores de voltaje que entrega el pedal como una onda de ultrasonido utilizada en la pieza de mano, y la realimentación para el control de ésta onda. El diagrama 3.1 muestra el programa principal del microcontrolador.

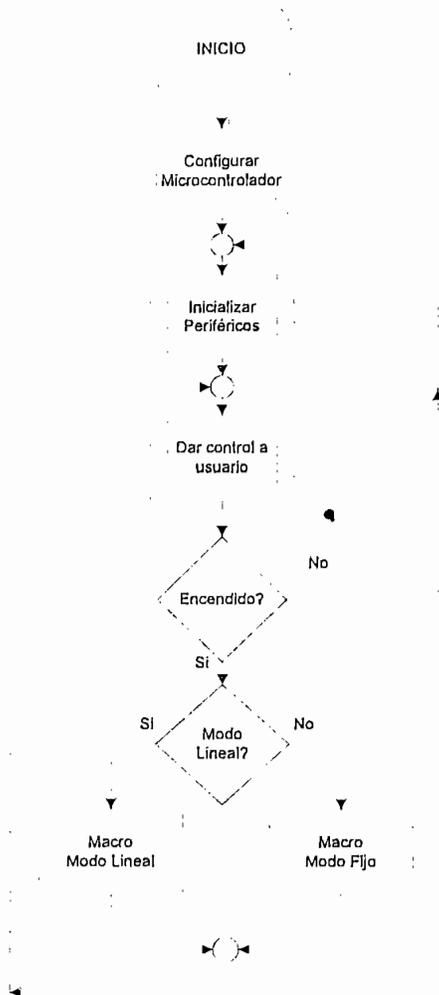


Diagrama 3.1 Programa principal de la unidad de control

La estructura de las tareas del algoritmo del programa principal se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Programa principal

Configurar

Seleccionar puertos de entrada y salida

Configurar el conversor A/D

Ajustar frecuencia del modulador PWM

Inicializar periféricos

Activar timers para el modulador PWM y el barrido de display

Ajustar la potencia de salida a cero

Ajustar frecuencia de trabajo a cuarenta KHz

Si no esta encendido

Desactivar barrido

Si esta encendido

Si no esta en modo lineal

Activar modo fijo

Si esta en modo lineal

Activar modo lineal

Fin de tarea

A continuación se detallan cada una de las subrutinas del programa principal.

3.4.3 CONFIGURACIÓN

En esta parte del programa, se especifica la manera en que van a funcionar los diferentes módulos internos del PIC. Así se tiene:

- Definición de la dirección de los puertos de entrada o salida
- Selección del número de canales analógicos y el modo de funcionamiento del convertor analógico.
- Ajuste de la frecuencia y modo de operación del Modulador PWM
- Configuración de los Timers para el funcionamiento del modulador PWM y para controlar la frecuencia de barrido del display.
- Selección de las fuentes de interrupción.

3.4.4 INICIALIZAR PERIFÉRICOS

Una vez que los módulos internos del PIC se hallan configurados para funcionar adecuadamente. Es necesario hacer lo mismo con los elementos externos. Es así que se necesita ajustar el voltaje de salida del PWM del PIC a cero (relación de trabajo cero), de este modo al encender el aparato, la potencia de salida del generador de ultrasonidos será cero.

También es necesario ajustar la frecuencia de oscilación del generador a la frecuencia central de trabajo (40KHz), pues no es posible cambiar bruscamente la frecuencia de oscilación desde cero a 40 KHz cuando el transductor se halla emitiendo ultrasonidos, ya que esto produciría una fuerte vibración mecánica, capaz de romper al cristal piezoeléctrico.

3.4.5 DAR CONTROL A USUARIO

Esta subrutina, determina que tecla fue presionada y de acuerdo a esto, realiza una de las siguientes acciones:

- Enciende o apaga el modulo, borrando el bit 0 del registro llamado "ESTADO".
- Incrementa o decrementa el valor máximo de salida del ultrasonido de manera similar que la etapa anterior de irrigación-aspiración, aumentando o disminuyendo el contenido de una localidad de memoria RAM.
- Cambia de modo de funcionamiento activando el bit 1 del registro "ESTADO"

Los siguientes bloques determinan la acción a tomar de acuerdo al valor almacenado en el registro "ESTADO". Si el registro muestra que el equipo esta apagado, se produce un salto en el programa, de modo que el equipo regrese a sus condiciones iniciales, es decir a 40KHz de frecuencia y 0 % de potencia de salida de ultrasonido.

En cambio si el registro señala que el equipo esta encendido, el programa pasa a escoger uno de los dos modos de funcionamiento, ya sea lineal o fijo, de acuerdo con el valor almacenado en el registro "ESTADO".

Como puede observarse, el programa siempre revisa el valor del registro "ESTADO", de este modo el equipo puede encenderse o apagarse o bien cambiar su modo de funcionamiento en cualquier momento.

3.5 MODO FIJO

En este modo de funcionamiento, se revisa el valor entregado por el pedal, si este se ha desplazado mas allá del 10% del recorrido del mismo, el microcontrolador ajusta el valor de la potencia de salida al mismo valor que el de consigna, a través de la salida PWM. Es decir, en este modo simplemente se ajusta el valor de la

salida PWM al mismo valor del de consigna sin tomar en cuenta el desplazamiento posterior del pedal a partir del 10% de recorrido. La única manera de variar la potencia de ultrasonido, es modificando el valor de consigna a través del teclado. Cuando el recorrido del pedal es menor al 10%, la potencia de salida es nula.

Cada vez que se envía un nuevo valor para la salida PWM es necesario realizar la sintonización de la pieza de mano aumentando o disminuyendo la frecuencia de operación del ultrasonido buscando obtener el voltaje de realimentación más elevado.

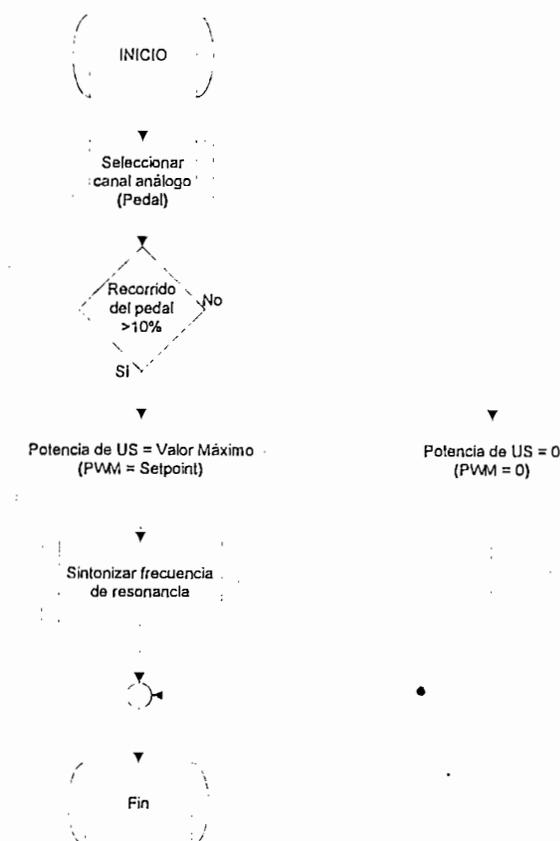


Diagrama 3.2 Macro para modo fijo

La estructura de las tareas del algoritmo del programa modo fijo se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Modo fijo

Seleccionar canal análogo 0

Leer canal análogo 0 (pedal)

Si recorrido del pedal > 10%

Ajustar potencia de salida a cero

Si recorrido de pedal no es mayor a 10%

Ajustar valor del modulador PWM igual al setpoint

Sintonizar la pieza de mano

Fin de tarea

3.6 MODO LINEAL

Para este modo, el programa determina si el pedal ha sido presionado y ha superado la banda del 10%. Si esto ha sucedido, el sistema comienza a modular la potencia de salida. Puesto que el valor entregado por el pedal no comienza desde cero a partir de este punto y la potencia ultrasonido debe modularse desde cero, no pueden emplearse directamente las mediciones del desplazamiento del pedal para modular la potencia, para esto, se utiliza una tabla de datos para ajustar los valores del pedal, la tabla contiene los valores de una recta como la mostrada en la Figura 3.6.

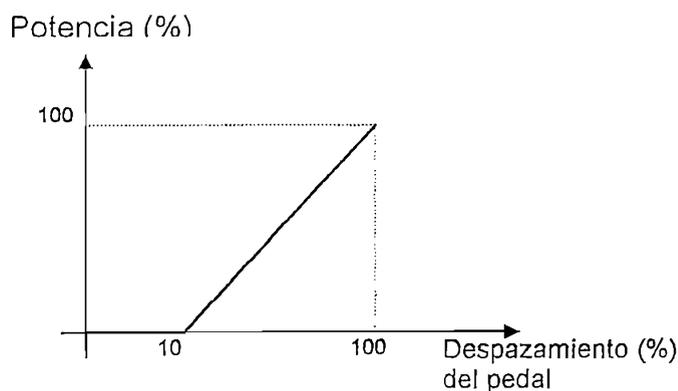


Figura 3.6 Recta de ajuste "desplazamiento-potencia"

A continuación se muestra el diagrama de flujo de este modo de operación (Diagrama 3.3).

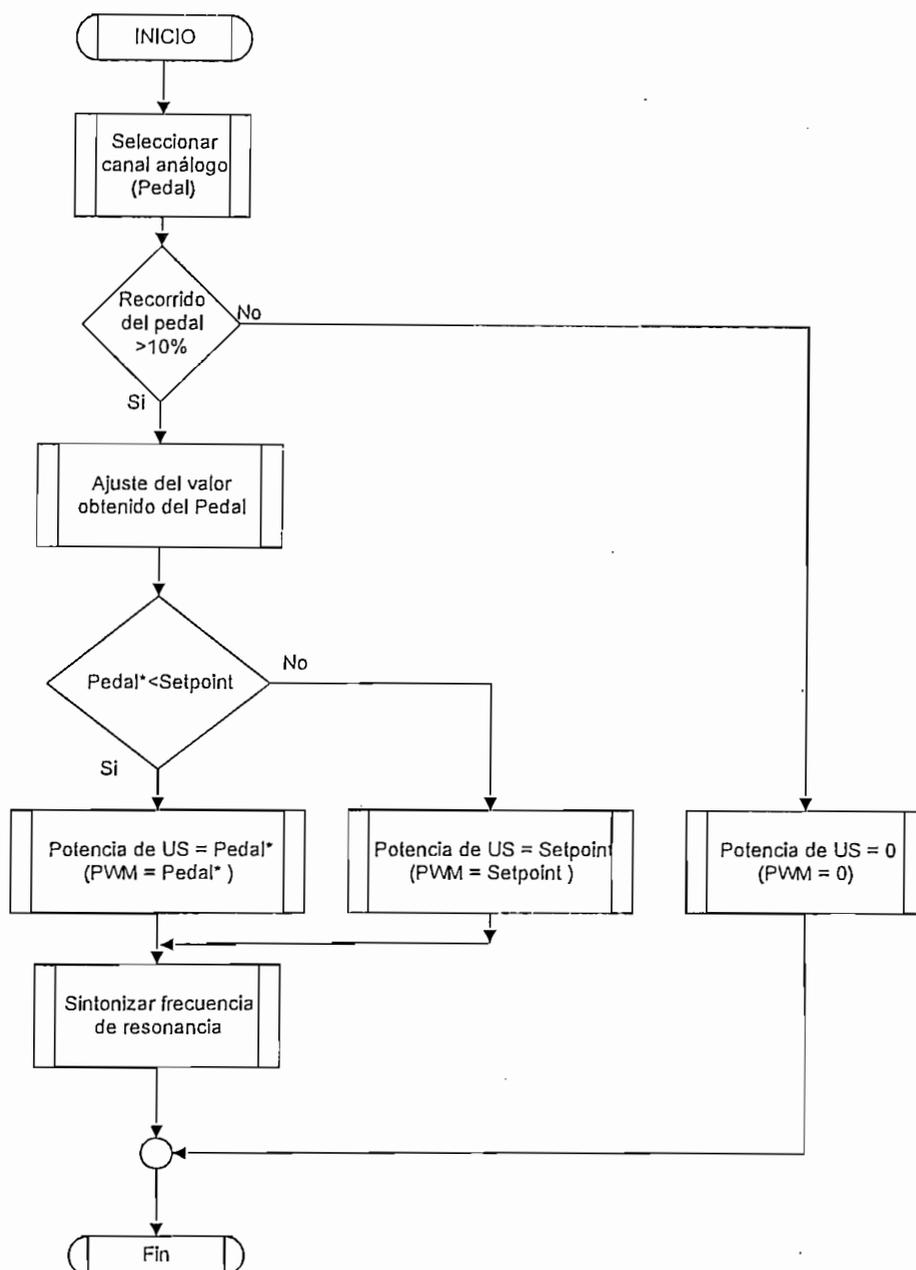


Diagrama 3.3 Macro para modo fijo

El resultado final es que la potencia de ultrasonido, a partir del 10% del desplazamiento llegue al valor seteado en una manera lineal conforme se presione el pedal, si se llega a aplastar el pedal hasta el fondo este modo no permitirá que el valor de la potencia supere el valor de consigna. De igual manera que en el modo fijo, es necesario realizar la sintonización de la pieza de mano.

La estructura de las tareas del algoritmo del programa para el modo lineal se describe a continuación en lenguaje estructurado.

Modo lineal

Seleccionar canal análogo 0 (pedal)

Leer canal 0

Si recorrido del pedal no es mayor 10%

Ajustar potencia de salida a cero

Si es mayor a 10%

*Llamar a la tabla de ajuste de pedal para obtener el valor pedal**

Si valor de pedal no es menor setpoint*

Ajustar valor del modulador PWM igual al setpoint

Si pedal es mayor a setpoint*

*Ajustar valor del modulador PWM igual al pedal**

Sintonizar frecuencia de resonancia de la pieza de mano

Fin de tarea

3.7 SINTONIZACIÓN DE LA FRECUENCIA POR MEDIO DEL POTENCIÓMETRO DIGITAL

La sintonización de la frecuencia se la realiza modificando la resistencia del potenciómetro digital mostrado en el circuito de la Figura 3.2, este potenciómetro digital posee tres líneas de entrada (ver Figura 3.7) para recibir los datos enviados desde el microcontrolador principal.

PDIP/SOIC

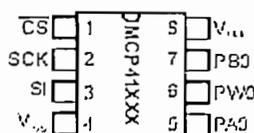


Figura 3.7 Potenciómetro digital

La comunicación entre en μC y el potenciómetro se realiza mediante una Interfase serial, y se pueden tener 3 modos de trabajo:

- Escribir un nuevo valor en el registro de datos del potenciómetro digital

- Provocar la entrada en modo de "shutdown"
- Comando NOP (No operation)

Para enviar datos al potenciómetro se utiliza la entrada de datos SI de potenciómetro, conjuntamente con una entrada de pulsos de reloj SCK para sincronizar el envío de datos. Para habilitar al potenciómetro digital durante el envío, se debe mantener en nivel lógico bajo a la entrada CS, como puede observarse en la Figura 3.8

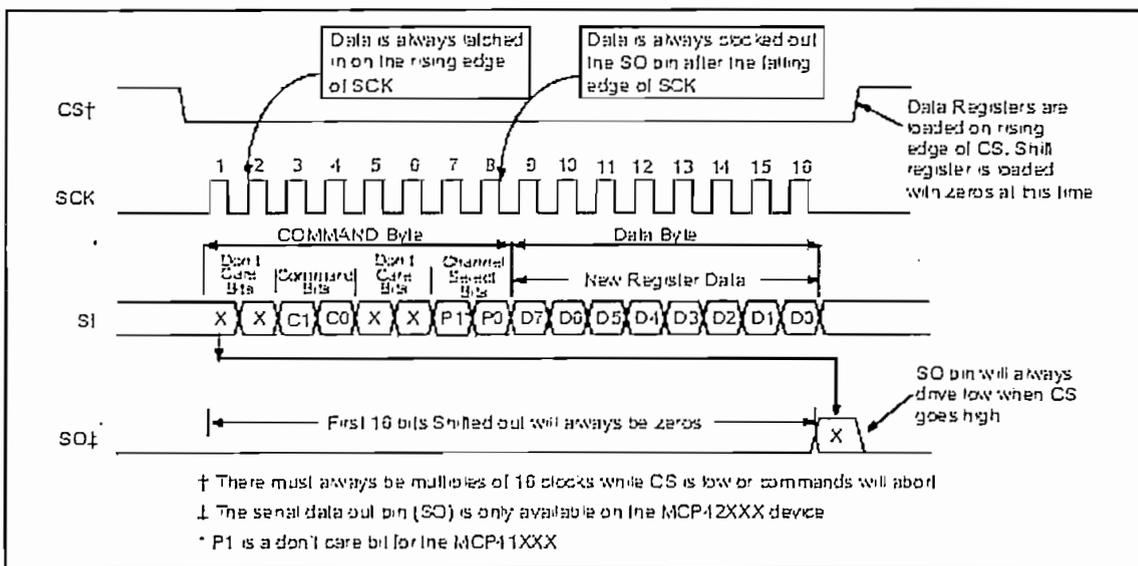


Figura 3.8 Diagrama de tiempos para escribir instrucciones o datos al potenciómetro digital

De la figura anterior se observa que deben enviarse dos Bytes, el primer byte es de comandos y tiene dos partes, con C0 y C1 se escoge el comando a realizar. Con P0 y P1 se selecciona el canal en el que se ejecutará el comando (para el caso de potenciómetros dobles). Los posibles comandos se muestran en la Figura 3.9.

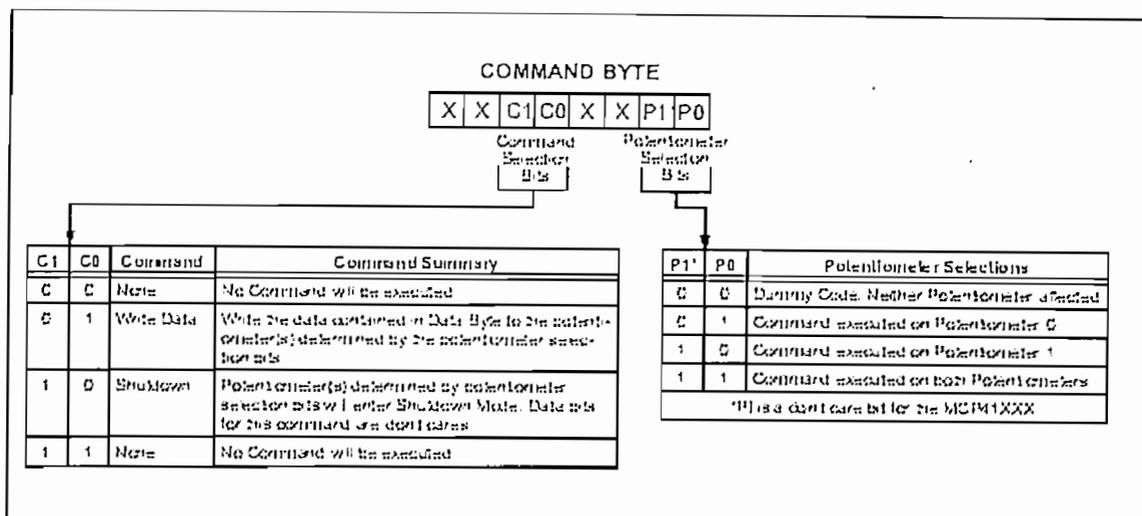


Figura 3.9 Formato del Byte de comandos

En el modo de shutdown, el potenciómetro entra en modo de ahorro de energía y el valor de la resistencia del potenciómetro se pone al mínimo.

En el modo de escritura de datos, el dato enviado se almacena en un registro, al momento que el pin CS pasa del estado bajo a alto, el dato almacenado en el registro se traduce en una variación de resistencia del potenciómetro.

Como el potenciómetro utilizado es simple, el valor que tomen los pines P0 y P1 no tiene ningún efecto, ya que el dato enviado siempre se carga en el único registro.

En este capítulo se ha descrito el funcionamiento de la etapa de ultrasonido, la cual es parte principal del aparato en sí. Puesto que la forma de trabajo de esta etapa es muy similar a la de irrigación/aspiración y la generación de ultrasonido no implica muchas alternativas, no es necesario profundizar más en su funcionamiento. Esta etapa, junto con la de irrigación/aspiración, forma todo el Facó Emulsificador. En el siguiente capítulo se hablará sobre las pruebas hechas al aparato para comprobar su funcionamiento.

CAPITULO 4
PRUEBAS Y RESULTADOS

CAPITULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

Este capítulo detalla las pruebas efectuadas al phaco emulsificador, las cuales se realizaron por separado a las dos etapas (irrigación/aspiración y ultrasonidos) y en conjunto, se analizó su comportamiento de acuerdo a los requerimientos de diseño que fueron planteados.

4.1 PRUEBAS EN GENERAL

En esta etapa se realizan las pruebas de operación del teclado, protecciones, y la prueba del back flush.

4.1.1 OPERACIÓN DEL TECLADO

Estas pruebas se realizan tanto en el panel del módulo de irrigación-aspiración como en el de ultrasonido, el teclado fue diseñado con cuatro pulsantes, tanto para irrigación aspiración como para el ultrasonido, estos pulsantes tienen las funciones de:

- Encendido / Apagado del equipo,
- Cambio de modo,
- Incrementar el valor del setpoint y
- Decrementar el mismo valor.

La prueba de la primera tecla consistió en encender y apagar el equipo al presionar esta tecla. Cuando el equipo está prendido los displays inmediatamente despliegan el valor de cero y además un led indica que se enciende en modo lineal (por default). Al apagar el aparato, se apagan el led indicador de modo y los displays.

Con el equipo encendido se presiona la siguiente tecla que es la de cambio de modo. Esta prueba consiste en verificar que al ser presionada esta tecla se encienda

el led indicador de modo fijo, y el de modo lineal al volver a presionar otra vez la misma tecla.

Sin presionar el pedal y con el equipo encendido se realiza la prueba de las dos ultimas teclas, consiste en aumentar el setpoint hasta el valor de 500 y disminuirlo hasta el valor de 0, los cuales son sus limites, verificando en el display que cada incremento o decremento de este valor sea en pasos de diez.

Puesto que estas pruebas fueron muy sencillas, sus resultados fueron satisfactorios y de acuerdo a lo diseñado, se ha demostrado que el teclado del panel de control trabaja de manera correcta.

4.1.2 PRUEBA DEL SENSOR DEL VASO

El equipo cuenta con la protección del sensor del vaso la cual da seguridad a éste en su funcionamiento y protege a la bomba de aspiración; el sensor, dispuesto a un lado del vaso, esta diseñado para emitir un pitido de alarma cuando la cantidad de material del vaso supera un cierto valor. El vaso de residuos tiene una capacidad de 180 cm^3 por lo que el sensor debe colocarse a este nivel como máximo.

La prueba consistió en aspirar un liquido, en este caso agua hasta llegar al nivel del sensor, y verificar que el equipo emita una señal sonora y que en el panel se encienda un led dando una señal de alarma.

Al llegar el liquido al nivel del sensor el equipo emitió una señal audible, con lo cual se comprueba que trabaja de forma satisfactoria.

4.1.3 PRUEBA DE BACK FLUSH.

Uno de los problemas que se presentan al realizar una faco emulsificación es que al momento de aspirar los residuos de cristalino, estos eventualmente obstruyen el canal de aspiración, es por lo tanto necesario inyectar cierta cantidad de liquido a través del canal de aspiración para destaparlos, éste es el denominado back flush o reflujo. El equipo fue diseñado con la modalidad de auto back flush para evitar este

problema; es decir, al momento que se suelta el pedal, el equipo automáticamente inyecta líquido a través de la línea de aspiración.

Para poder observar si esta característica está operando, se utilizó dos recipientes con agua. Uno de los recipientes provee de agua para irrigación. Puesto que la irrigación siempre se realiza por gravedad, este recipiente debe estar a una altura superior para que el líquido baje. En el otro se colocó la punta de la pieza de mano y se aspiró el líquido del mismo presionando el pedal. En el líquido a aspirar se encuentran suspendidas partículas relativamente grandes (trocitos de papel), al momento que una de estas partículas alcanza el canal de aspiración, éste se obstruye y no permite la aspiración de más líquido; en este momento se suelta el pedal y automáticamente se activa la función de reflujó, lo cual hace que el líquido expulse la partícula de la punta de la pieza de mano.

Los resultados de esta prueba fueron favorables y de acuerdo a las características planteadas para el diseño, se demostró que el back flush expulsa la partícula y deja libre el canal de aspiración.

4.2 PRUEBAS DE IRRIGACIÓN – ASPIRACIÓN

En el mercado la mayoría de estos equipos tienen una presión de aspiración alrededor de los 500mm de Hg, por lo cual este fue diseñado para una aspiración igual; con dos modos de operación:

- El modo lineal, para el cual el valor de aspiración depende de cuan presionado este el pedal y teniendo como limite el valor seteado.
- El modo fijo, en el que se obtiene una presión de aspiración igual al setpoint después de que se ha presionado el 20% del recorrido del pedal.

Las pruebas se realizaron colocando un vacuómetro al mismo nivel que va el sensor de presión en la parte neumática del equipo. Al variar el setpoint con el teclado y al presionar el pedal se toman los valores en el manómetro y en el display, esta prueba se hace para sus dos modos. Esta prueba no se realiza aspirando líquido alguno

para lograr vacío en la línea de aspiración, simplemente se utilizó un tapón en esta última.

4.2.1 PRUEBAS DE MODO LINEAL

En el modo lineal, se utiliza el pedal para aumentar progresivamente el nivel de aspiración y verificar que los valores medidos por el equipo corresponden a valores reales tomados del vacuómetro, la prueba se la realiza aumentando la presión en pasos de 2 in Hg, y se comparan los datos medidos y reales.

Los resultados obtenidos para los dos modos de operación fueron tabulados y se presentan en la Tabla 4.1 y Figura 4.1

Vacuómetro [in Hg]	Vacuómetro [mm de Hg]	Equipo [mm de Hg]	Error %
0	0	0	0
2	50.8	34	33.0708661
3	76.2	60	21.2598425
4	101.6	84	17.3228346
5	127	118	7.08661417
6	152.4	146	4.19947507
7	177.8	182	-2.36220472
8	203.2	194	4.52755906
9	228.6	230	-0.61242345
10	254	256	-0.78740157
11	279.4	288	-3.07802434
12	304.8	312	-2.36220472
13	330.2	344	-4.17928528
14	355.6	374	-5.17435321
15	381	398	-4.46194226
16	406.4	428	-5.31496063
17	431.8	462	-6.99397869
18	457.2	488	-6.73665792
19	482.6	504	-4.43431413
20	508	504	0.78740157

Tabla 4.1 Valores de las pruebas del modo lineal

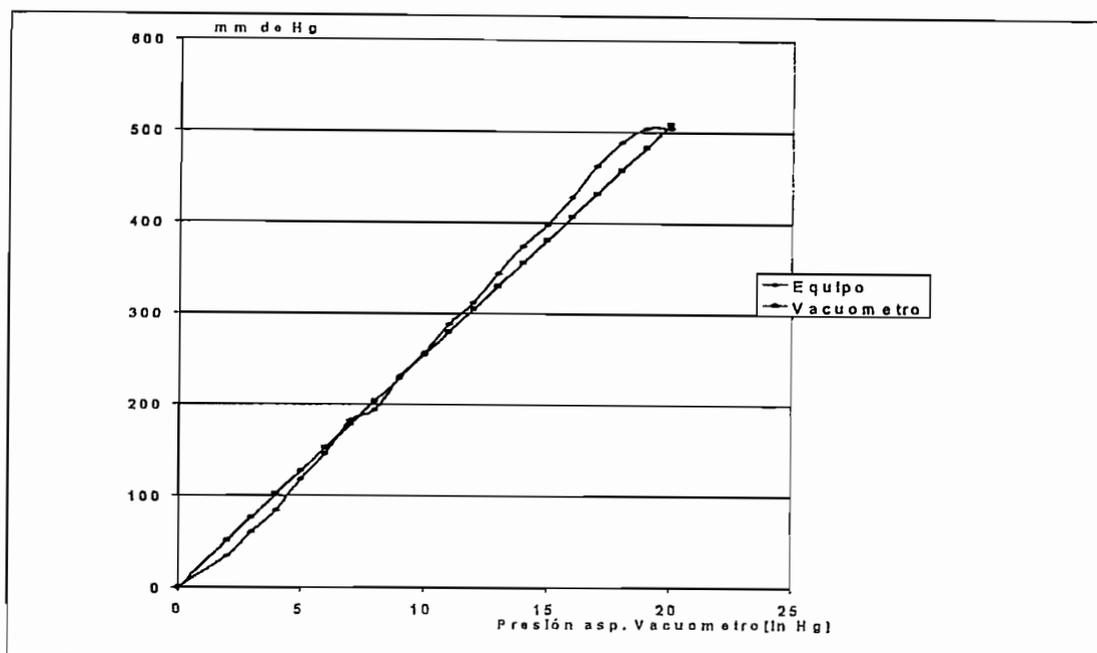


Figura 4.1 Comparación de las medidas de presión de aspiración modo lineal

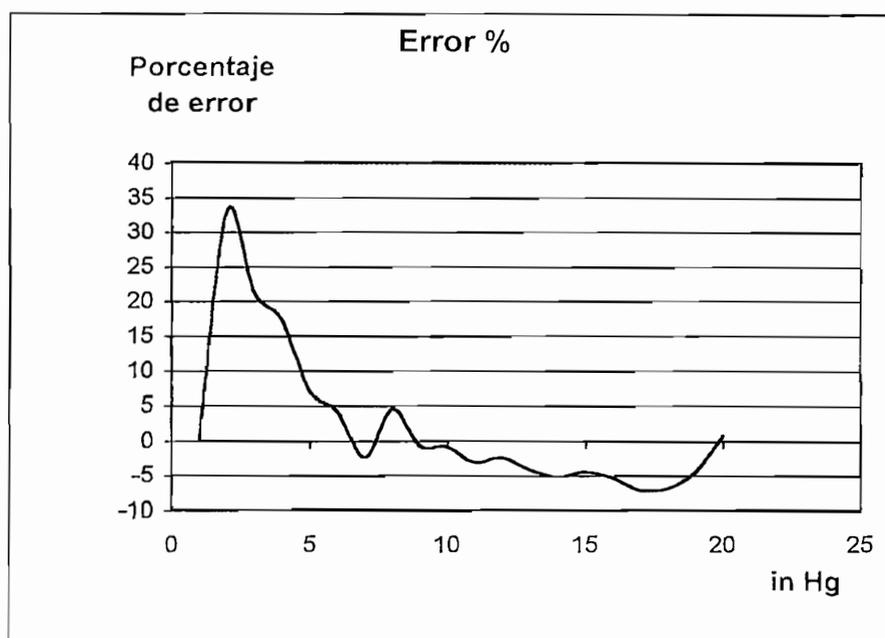


Figura 4.2 Error porcentual en las mediciones modo lineal

Como puede observarse, las diferencias entre las medidas obtenidas del vacuómetro y del equipo bajo prueba no son considerables. En valores pequeños de presión se observa que existe un error porcentual más acentuado (Figura 4.2), esto se debe a que el error de cuantización del conversor AD es más representativo para estos valores.

4.2.2 PRUEBAS DE MODO FIJO

En el Modo Fijo se ajusta la presión de aspiración en todo el rango de operación y en pasos de 20 mm Hg seteados en el equipo. Una vez establecido el valor al que se quiere aspirar se presionó el pedal y se tomaron medidas del vacuómetro; se comparó las medidas obtenidas del equipo y del vacuómetro.

Se observaron los siguientes resultados que se muestran en la Tabla 4.2 y Figura 4.3.

Vacuómetro [in Hg]	Vacuómetro [mm de Hg]	Equipo [mm de Hg]	Error %
0	0	0	0
2	50.8	20	60.6299213
2.1	53.34	40	25.0093738
2.5	63.5	60	5.51181102
3.2	81.28	80	1.57480315
4	101.6	100	1.57480315
4.8	121.92	120	1.57480315
5.4	137.16	140	-2.07057451
6.3	160.02	160	0.01249844
7.1	180.34	180	0.18853277
8.3	210.82	200	5.13234039
8.6	218.44	220	-0.71415492
9.3	236.22	240	-1.6002032
10	254	260	-2.36220472
11.2	284.48	280	1.57480315
11.9	302.26	300	0.74770066
12.6	320.04	320	0.01249844
13.3	337.82	340	-0.64531407
14.2	360.68	360	0.18853277
14.9	378.46	380	-0.40691222
15.6	396.24	400	-0.94891985
16.6	421.64	420	0.3889574
17.1	434.34	440	-1.30312658
18.2	462.28	460	0.49320758
19.1	485.14	480	1.05948798
19.9	505.46	500	1.08020417

Tabla 4.2 Valores de las pruebas de modo fijo

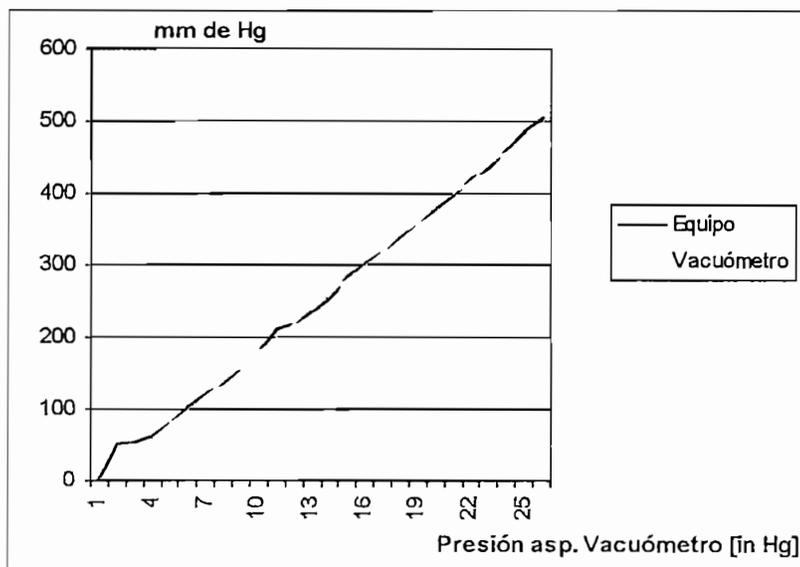


Figura 4.3 Comparación de medidas de presión modo fijo

De estos resultados se puede obtener fácilmente la gráfica del error, la cual se presenta a continuación en la Figura 4.4.

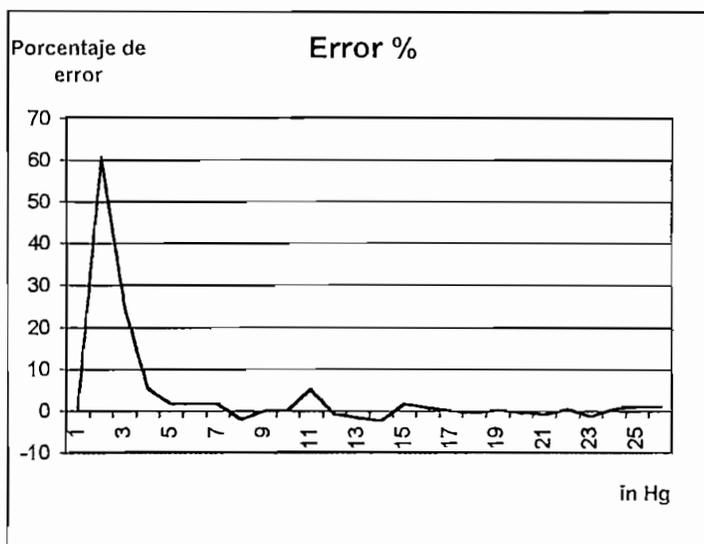


Figura 4.4 Error porcentual en las mediciones modo lineal

De igual manera que el modo anterior el error más marcado es debido al error de cuantificación del conversor, y también se puede decir que los resultados son muy similares a lo que se esperaba del diseño.

4.3 PRUEBAS DE ULTRASONIDO

En el sistema de ultrasonido se realizaron dos pruebas, la de potencia de la punta y la de auto-sintonización.

4.3.1 AUTO-SINTONIZACIÓN

Puesto que la pieza de mano debe trabajar a su frecuencia nominal y esta no es la misma para cada punta, el sistema fue diseñado para encontrar automáticamente esta frecuencia, realizando un barrido de ella en un valor cercano al nominal.

Se realiza una prueba previa a las puntas para determinar su frecuencia nominal, esta utiliza un generador de frecuencias para alimentar al cristal oscilador de la punta, se varía su frecuencia en pasos de 2KHz desde 20KHz hasta 60KHz. Una vez obtenida la frecuencia nominal servirá para su comparación con el valor que será medido en el paco emulsificador una vez colocadas las puntas.

Esta prueba se realizó con dos puntas distintas de valores de frecuencia distintos, de éstas se obtuvieron los resultados mostrados en las Figuras 4.5 y 4.6 de las Tablas 4.3 y 4.4.

Frecuencia1[KHz]	Voltaje [V]
20	0.17
22	0.29
24	0.34
26	0.53
28	0.65
30	0.76
32	0.87
34	1.27
36	1.95
38	4.02
40	5.98
42	4.07
44	1.93
46	1.26
48	0.83
50	0.78
52	0.62
54	0.58
56	0.36
58	0.27
60	0.19

Tabla 4.3 Obtención de Frecuencia 1

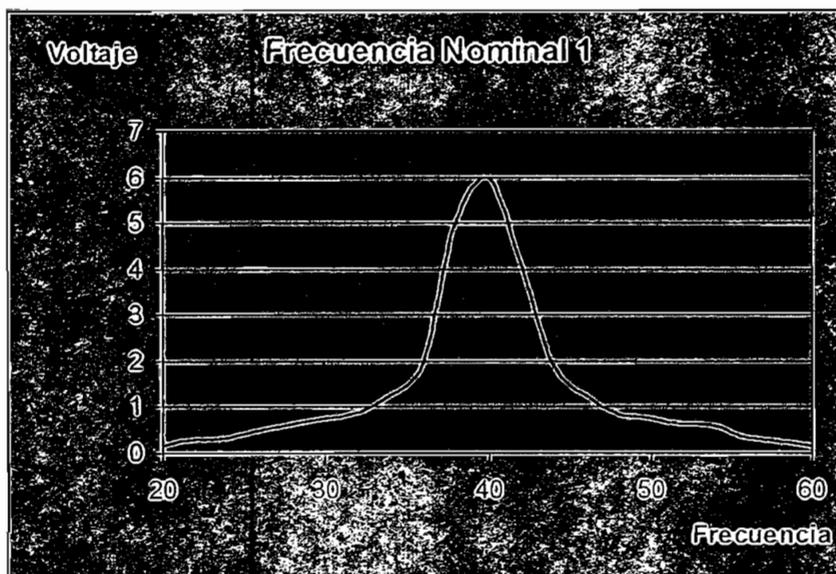


Figura 4.5 Obtención de la frecuencia nominal (Frecuencia1)

Frecuencia2 [KHz]	Voltaje [V]
20	0.26
22	0.39
24	0.45
26	0.57
28	0.66
30	0.87
32	1.05
34	1.34
36	2.07
38	3.83
40	6.07
42	3.84
44	2.06
46	1.38
48	1.06
50	0.88
52	0.72
54	0.59
56	0.42
58	0.36
60	0.22

Tabla 4.4 Obtención de Frecuencia 2

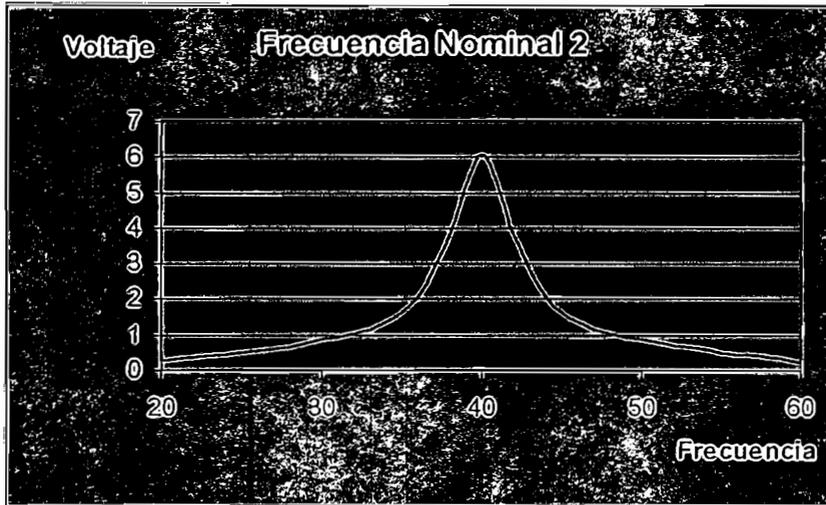


Figura 4.4 Obtención de la frecuencia nominal (Frecuencia2)

Estas graficas muestran la variación del voltaje en función de la frecuencia donde se puede notar que se obtiene el mayor voltaje en la frecuencia nominal.

Los valores de frecuencia medidos en un osciloscopio fueron de 39.6KHz para la primera y de 40.8KHz para la segunda.

Como resultado de la comparación se puede concluir que la auto calibración trabaja perfectamente.

4.3.2 POTENCIA DE LA PUNTA

Los equipos comerciales trabajan con potencias de ultrasonido alrededor de 35W (Faco emulsificador marca STORZ) para un cien por ciento de ultrasonido. Por esta razón este equipo entrega una potencia similar.

La potencia de ultrasonido con que éste fragmenta el cristalino, está relacionada directamente con el desplazamiento longitudinal que la punta describe; sin embargo, este desplazamiento está en el orden de los 120 μm , lo cual es difícil medir, por lo tanto esta prueba se limita a mediciones de voltaje y corriente de alimentación a la punta o pieza de mano; ya que la punta estará en estado de resonancia, es decir, en su condición óptima de trabajo. Es posible determinar la potencia de salida con solo realizar el producto de la corriente por el voltaje medidos en este estado.

A continuación se presenta la Tabla 4.5 que muestra los resultados de las pruebas de la potencia obtenida para cada valor seteado de porcentaje de ultrasonido, variando la potencia en pasos de 10% de la potencia máxima.

%	Voltaje (V)	Corriente (mA)	Potencia (W)
10	37.9	82.3	3.12
20	76.6	89.2	6.83
30	114.7	87.3	10.01
40	152.3	81.2	12.37
50	190.8	83.3	15.89
60	228.1	86.8	19.80
70	266.3	86.4	23.01
80	305.2	85.6	26.11
90	345.0	82.3	28.93
100	380.1	85.2	32.38

Tabla 4.5 Potencia de Ultrasonido

Los resultados obtenidos son los esperados, puesto que el 100% de la potencia es 32.38W, que esta muy aproximado a 35W que es el valor de los equipos comerciales.

4.4 PRUEBAS DEL EQUIPO EN CONJUNTO

El equipo fue diseñado para remover las cataratas en el cristalino del ojo, y la siguiente prueba se la realiza con el phaco emulsificador en si, se lo realiza en el cristalino real de un animal muerto.

Puesto que esta prueba no se la pudo realizar personalmente por no tener practica en medicina, se la hizo con un doctor especializado en oftalmología, el cual al final de las pruebas entregó un certificado de que el equipo trabaja dentro de los rangos necesarios. La copia de este certificado se la adjunta como Anexo C.

Ya que el equipo no fue probado en el ojo de una persona, no fue necesario tomar en cuenta todas las medidas de asepsia que normalmente se realizan para este tipo de cirugía.

Como especímenes de estudio, se escogieron ojos de chanco, por la facilidad que presenta encontrarlos en los mercados locales y más importante aún, por la semejanza que tienen los cristalinos de estos animales a los cristalinos humanos en cuanto a dureza se refiere.

Las conexiones del sistema de irrigación y aspiración del faco emulsificador se realizaron mediante tuberías (mangueras) de silicona, en la misma forma que se indican en las Figuras 1.26 y 2.20. La infusión se coloca a una altura de 80cm sobre el ojo a operar.

Antes de proceder a la cirugía, es conveniente retirar todo el aire contenido en las mangueras, a este procedimiento se lo denomina "cebar las mangueras", para esto, el médico utilizó un capuchón de silicona en la punta de la pieza de mano y se activó la función de irrigación-aspiración del equipo con la máxima presión de aspiración, en este momento el líquido de la infusión comenzó a inundar todas las tuberías.

Se verifica que la presión en el capuchón no sea demasiado baja, esto se lo realiza al tacto para asegurar que no exista el peligro de que el ojo colapse, la presión se la puede ajustar elevando o bajando la infusión.

Una vez que se tiene el equipo listo, se procede a realizar una incisión para introducir la punta del faco, el médico desplaza la punta del faco alrededor y por la superficie del cristalino algunas veces hasta que el cristalino se retiró por completo.

La cirugía concluyó con los resultados esperados.

CAPITULO 5
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CAPITULO 5

CONCLUSINES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- Basándose en las pruebas realizadas al Faco Emulsificador en conjunto, la primera conclusión a la que se llega es que se cumple con los objetivos planteados que eran obtener un equipo generador de ultrasonidos prototipo de frecuencia y amplitud variable en base a resonadores tipo langevin con cerámicas piezoeléctricas para generar la energía necesaria para emulsificar tejidos acuosos y con ayuda de un sistema de aspiración de residuos retirar partes del ojo.
- La potencia de ultrasonido también puede variarse modificando la frecuencia de oscilación, este método es empleado recientemente en equipos phaco emulsificadores de la marca OERTLI con barrido de frecuencia.
- Se puede controlar la aspiración de fluidos, regulando el flujo de salida (ml/min); esto es utilizado especialmente en los equipos con sistema de aspiración de bomba peristáltica.
- El sensor de presión negativa tiene un rango de medida de 0 a 500 mm de Hg y un error promedio de 1% en todo el rango, se incluyen potenciómetros para calibración en caso de una posible descalibración de los valores límites.
- Los valores obtenidos de la parte de irrigación/aspiración satisfacen los objetivos establecidos puesto que el equipo llega a generar una presión de 504 mm de Hg, mientras que el valor real era de 508 mm de Hg. Estos datos se los recogió sin utilizar los valores tope en la programación de 500 mm de Hg.

- El generador de ultrasonido tiene un error un poco mayor pero de igual manera su valor de potencia generada cumple con lo establecido, este valor medido nos dio como resultado 32.38 W, que esta dentro del rango que se necesario para su uso comercial.
- Los valores de frecuencia obtenidos en este módulo fueron de 39.6KHz para una pieza de mano y de 40.8KHz para otra, estos valores cumplen correctamente con los diseñados con un error muy pequeño.
- Además incluye potenciómetros de precisión para la calibración de la ganancia de dos amplificadores utilizados en las entradas del pedal, que están ubicados en las tarjetas de I/A y US, por una posible descalibración del pedal.
- Las dimensiones y apariencia del Faco Emulsificador son similares a las de otros equipos existentes en el mercado, tienen una indicación de la medida visible y una fácil interfaz para su operación
- El uso del potenciómetro digital facilita la automatización de la generación de la onda de ultrasonido, éste es un producto poco utilizado todavía, pero que por su simplicidad de funcionamiento puede servir en gran cantidad de aplicaciones.
- Los microcontroladores PIC simplifican mucho las etapas de hardware, éstos no son productos tan nuevos, incorporan todas las funciones necesarias para el acondicionamiento de las señales utilizadas, evitando de esta manera el uso de grandes circuitos analógicos de acondicionamiento de señal.
- Con el uso de no tan nuevos elementos y además disponibles en el mercado como el potenciómetro digital y el sensor de presión, se evita la difícil tarea de construcción y calibración de grandes circuitos de acondicionamiento, que sumado al uso de circuitos basados en microprocesadores hacen más fácil la adquisición y manejo de señales para el control y otras aplicaciones. Esto se

debe, fundamentalmente, al bajo costo de los sistemas, a la gran versatilidad que aportan los microcontroladores; y al alto grado de integración de los componentes utilizados.

5.2 RECOMENDACIONES

- Varios aspectos en el diseño del sistema son susceptibles de mejoras o de futuras ampliaciones como son la incorporación de más bloques como por ejemplo:
 - Un dispositivo que permita regular la frecuencia de corte de una micro guillotina neumática y micro tijeras para cortar tejidos de cámara posterior, anterior y otros; también llamado Vitreófago.
 - Un generador de radiofrecuencia el cual permita cauterizar vasos y otro tipo de lesiones pequeñas en el ojo; también llamado Bipolar o Cauterío.
 - Una fuente de luz por fibra óptica para iluminar la cámara posterior y facilitar las operaciones.

Creando así un equipo más completo para cirugía intraocular.

- El mayor error se lo obtuvo en el sistema de ultrasonido, específicamente en la potencia que entrega esta etapa, puesto que los transformadores no proveen del voltaje necesario para cumplir con nuestro propósito. Es recomendable diseñar los transformadores con especificaciones para alta frecuencia.
- Entre los modos del ultrasonido se puede añadir uno adicional al lineal y fijo, este se llama modo pulsado.
- Los equipos con bomba venturi suelen ser más rápidos, ya que pueden generar presiones negativas (vacío) mucho más elevadas. Esto es importante ya que la duración de la aplicación del ultrasonido en la cirugía no puede

extenderse por más de 15 minutos. Por lo indicado, se recomienda explorar esta variante con más detenimiento.

- Al programar un microcontrolador es muy necesario e importante la correcta configuración de éste, puesto que de no hacerla correctamente se pueden provocar errores en el funcionamiento del programa que a la larga se vuelven mucho más difíciles para detectar. Esta es una recomendación muy importante para el diseño y construcción del equipo médico.
- El microcontrolador no está siendo utilizado en toda su capacidad de memoria de programa ni en la de puertos de entradas/salidas, por lo que se puede incorporar más funciones. Se recomienda, luego de consultar a médicos potenciales usuarios, sobre qué se podría añadir.
- El valor del conversor A/D varía con la velocidad del oscilador del microcontrolador, lo cual hizo necesario hacer las primeras pruebas con un solo cristal. Por tal razón se recomienda utilizar un solo oscilador para el funcionamiento del microcontrolador, con esto se obtendrán los mismos valores en el transcurso de todo el diseño de un aparato.
- Es posible usar un solo microcontrolador para las dos etapas y así disminuir espacio, pero no es recomendable puesto que su trabajo se volvería más lento y al mismo tiempo su control. Si se diera el caso de disminución de espacio, para ello se necesita hacer cambios en el hardware e incorporar la parte correspondiente en el software del microcontrolador.
- También con base al presente proyecto, se pueden desarrollar transmisores de diferentes variables, y aumentando un interfaz de comunicación serial con un computador, se puede monitorear al equipo en un PC, puesto que el microcontrolador cuenta con pines para comunicación serial fáciles de programar.

- El circuito final podría simplificarse, ya que este es un prototipo y en el diseño tanto de la caja como de las tarjetas no se tomo en cuenta el espacio ni la distribución de los elementos electrónicos, mecánicos y neumáticos.
- Actualmente el prototipo del pedal puede describir un movimiento de 30 grados, el recorrido angular del pedal podría aumentarse, de esta manera cada una de las 3 posiciones que este describe podrán estar mas espaciadas entre si, y tener un margen mas amplio para regular las variables de trabajo.
- Se recomienda añadir sonidos característicos para cada uno de las posiciones del pedal, es decir un sonido para la irrigación, otro para irrigación/aspiración y otro para faco:emu[sificación.
- Para evitar el colapso de la cámara o "surge" que se produce al aumentar la aspiración, debe elevarse la infusión para aumentar el flujo de irrigación y compensar la pérdida de líquidos en el ojo. Esta operación se la realiza manualmente, sin embargo es recomendable analizar la posibilidad de añadir un sistema mecánico que eleve la infusión automáticamente al aumentar el nivel de vacío de aspiración.
- Generalmente un mismo equipo puede ser utilizado por varios médicos que trabajan en una misma clínica u hospital, cada uno de los cuales se siente mas cómodo trabajando con uno u otro nivel de aspiración o poder de ultrasonido, lo recomendable sería añadir un sistema de memoria que permita a cada medico pre setear los valores de las variables de trabajo de acuerdo al trabajo a realizar y almacenar estos valores en una memoria personal, de tal modo que antes de la cirugía el medico escoge una de sus memorias de trabajo y el sistema automáticamente ajusta los valores máximos de aspiración y potencia de ultrasonidos así como también los modos de trabajo (lineal o fijo).
- Finalmente, se recomienda producir este equipo con propósitos comerciales, e iniciar el diseño y construcción de los prototipos aquí descritos.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

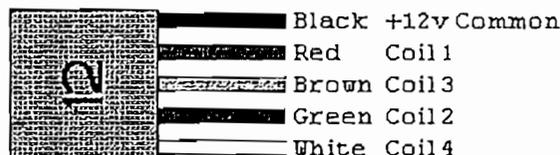
- D.O.R.C. International. - "Service Manual", Versión 1.0.
- Storz Instrument Company. - "Field Service Manual", Revision D, 1992.
- Storz Instrument Company. - "Owner's Manual", Revision E, 1995.
- Holladay JR. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses. *Ophthalmology*. 1996.
- Hoffer KJ. Ultrasound velocities for axial length measurement. *J Cataract Refract Surg*. 1994.
- Drews RC. Results in patients with high and low power intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 1986.
- Gills JP. *Cataract surgery the state of the art*. Thorofare, NJ: Slack Inc, 1998.
- Coret Novoa A, Coret Moreno A: *Tiempos de facoemulsificación*. Barcelona: EDIKA-MED, 1995.
- *El equilibrio dinámico. Parámetros de facoemulsificación*. Manual AlconCusí. Barcelona, 1996.
- Black H. Phaco tool's efficiency allows the surgeon to use more vacuum power. *Ocul Surg News* 1996.
- Creus, Antonio Sole. - "Instrumentación Industrial", 6ª edición, Alfaomega/Marcombo, 1997, Barcelona.

- Coughlin, Robert F.; Driscoll, Frederick; "Amplificadores Operacionales y CI Lineales. Prentice Hall, 1993.
- www.binasss.sa.cr/poblacion/cataratas.htm
- www.iob.es/catab.htm
- www.oftalmo.com
- PIC16F877, datasheet. Microchip.
- PIC16F84A, datasheet. Microchip.
- Manual de sensores e instrumentos Cole-Parmer.
- <http://www.digikey.com>
- <http://www.parallax.com>

ANEXO A
HOJAS DE DATOS

Stepper Motor Controller Connection Diagrams

The wires from the Logic PCB connector to the stepper motor in a TM100 Disk Drive are as follows

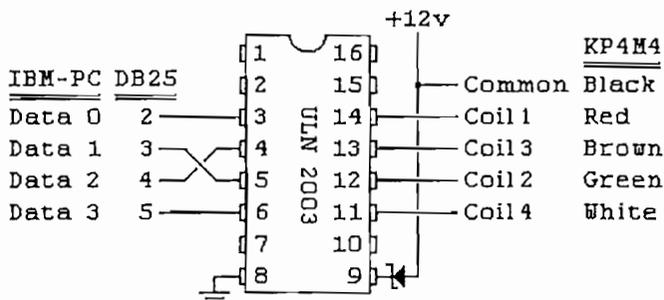


This means that, to use the stepping sequences as is, the Green and Brown wires are the wrong way round. There is no need to alter the wires at the connector, of course - it can be done in the cable from the PC parallel port or microcontroller.

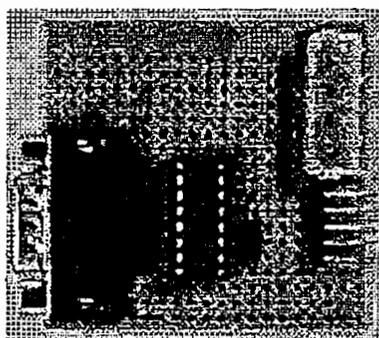
If you have a stepper motor with different wiring, look [here](#).

Four-Wire Connection

The ULN2003 / MC1413 is a 7-bit 50V 500mA TTL-input NPN darlington driver. This is more than adequate to control a four phase unipolar stepper motor such as the KP4M4-001.



It is recommended to connect a 12v zener diode between the power supply and V_{DD} (Pin 9) on the chip, to absorb reverse (or "back") EMF from the magnetic field collapsing when motor coils are switched off. (See Douglas W. Jones' rather more sophisticated example)



Here's one I made earlier

I recycled the power and motor lead connectors from the TM100 Logic PCB. A convenient source of 12v and 5v is an old IBM-PC power supply unit. The 9-way D-type connector is appropriate for the number of (parallel) control lines needed in the cable.

Comparing Digital Potentiometers to Mechanical Potentiometers

Author: Bonnie C. Baker,
Microchip Technology Inc.

INTRODUCTION

Resistor potentiometers can be found in electronic circuits across a wide spectrum of applications. Most typically, they function in a voltage divider configuration in order to execute various types of tasks, such as offset or gain adjust. The two types of potentiometers compared in this application note are the mechanical potentiometer (also called a trimmer potentiometer) and the digital potentiometer. The physical descriptions and circuit models of these two devices are shown in Figure 1.

Basics of Mechanical Potentiometers

The first type of potentiometer on the market was mechanical in nature. This type of potentiometer is still available and adjustments of the wiper are implemented by twisting a knob, moving a slider, or using a screw driver. Although this method seems awkward, given the advent of the digital potentiometer, mechanical potentiometers still find their way into various electronic circuits.

Earlier mechanical potentiometers were built by wrapping a resistive wire around a cylinder. With this construction, the wiper moves from one winding to the next. As the wiper is moved across the element, there are discrete steps in resistance. Following this style of fabrication, the mechanical potentiometer was built using a resistive thick film that was screened onto a ceramic substrate. With this construction, the change in resistance across the element is continuous.

There are a variety of resistive materials that are used by mechanical potentiometer manufacturers. They include molded conductive plastic, conductive plastic film, screened conductive plastic, and cermet. Each resistive material has its own set of performance characteristics. In this application note the digital potentiometer will only be compared to the more popular cermet potentiometer. Cermet is a thick film resistive material that is a mixture of fine particles of ceramic or glass and precision metals such as silver, platinum, rhodium, or gold. The wiper of the mechanical potentiometer slides along the distance on the resistive material providing an analog resistive output that has an infinite number of positions across the span of the element.

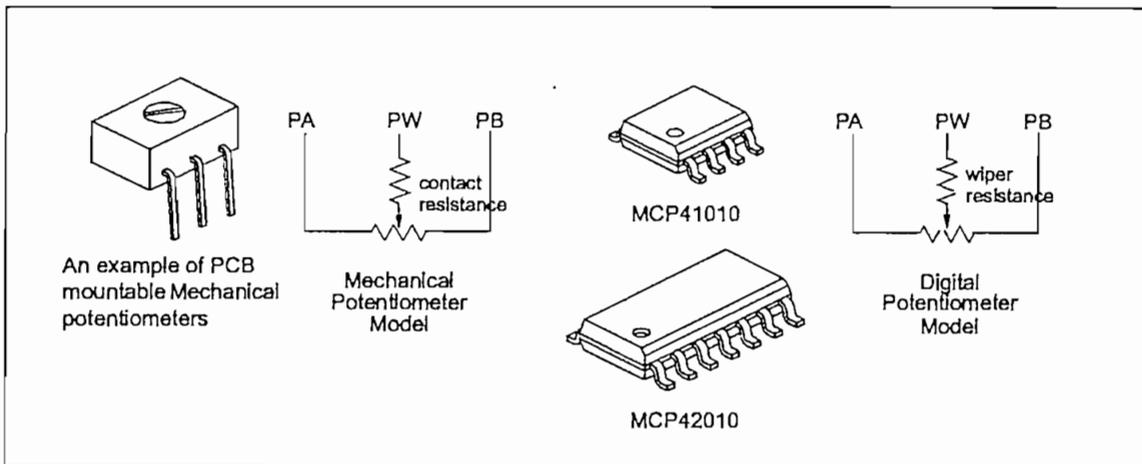


Figure 1: The mechanical potentiometer is constructed so that the user can easily adjust the position of the wiper (PW) by hand or with a screw driver. The digital potentiometer is manufactured so that the position of the wiper is adjusted by means of a serial digital code. The circuit representation of the digital potentiometer and the mechanical potentiometer is fundamentally the same.

AN219

The metal contacts of the mechanical potentiometer can affect the performance and reliability of the device. Higher cost potentiometers use multi-fingers made from precious metals in order to promote longer life as well as improve electrical performance in all environments. These higher quality potentiometers are not included in the discussions in this application note.

Basics of Digital Potentiometers

Digital potentiometers (Figure 2) were introduced in the market after the mechanical potentiometer. The digital potentiometer is fabricated using the same silicon technology used in active analog and digital integrated circuits use. This device comprises a combination of segmented resistive elements and on-chip switches. The resistive elements are manufactured using standard p-type silicon diffusions. Each resistive element can be switched from one side to the other side of the wiper using a serial digital command.

The digital potentiometer exhibits the same fundamental operation as the mechanical potentiometer with one primary exception. The wiper position is digitally programmed with a microcontroller. This style of adjustment allows the designer to adjust circuit performance dynamically using a digital controller. The additional programmability provides a solution where human intervention is not required. With this "hands-off" programmability, the digital potentiometer offers significant flexibility for a variety of applications.

Because this system is digital, the number of wiper positions is no longer infinite. For example, Microchip's MCP41XXX and MCP42XXX family of potentiometers are all 8-bit and have 256 unique linear positions along the total resistive element.

Beyond the basic differences in fabrication and functionality of these two styles of potentiometers, there are several specifications that describe the difference and similarities of these devices further.

Changes of Resistive Element Due to Environmental Cycling

Environmental changes such as temperature or humidity can have an adverse effect on an application circuit where a mechanical potentiometer is used. Since mechanical potentiometers have moving parts, they can be more sensitive to these types of environmental changes. The reaction of a typical mechanical potentiometer to these types of environmental changes is shown in Table 1.

Environmental Event (per Mil-R-94 standard)	Maximum Allowable Resistance Change of Mechanical Potentiometer
Temperature Cycling	±1% to ±10%
High Temperature Exposure	±2% @ 125 °C for 250 hours
Humidity excursions	±15%

Table 1: The environment can have an adverse effect on the reliability of the mechanical potentiometer. The specifications in this table were taken from data sheets of higher quality mechanical potentiometers.

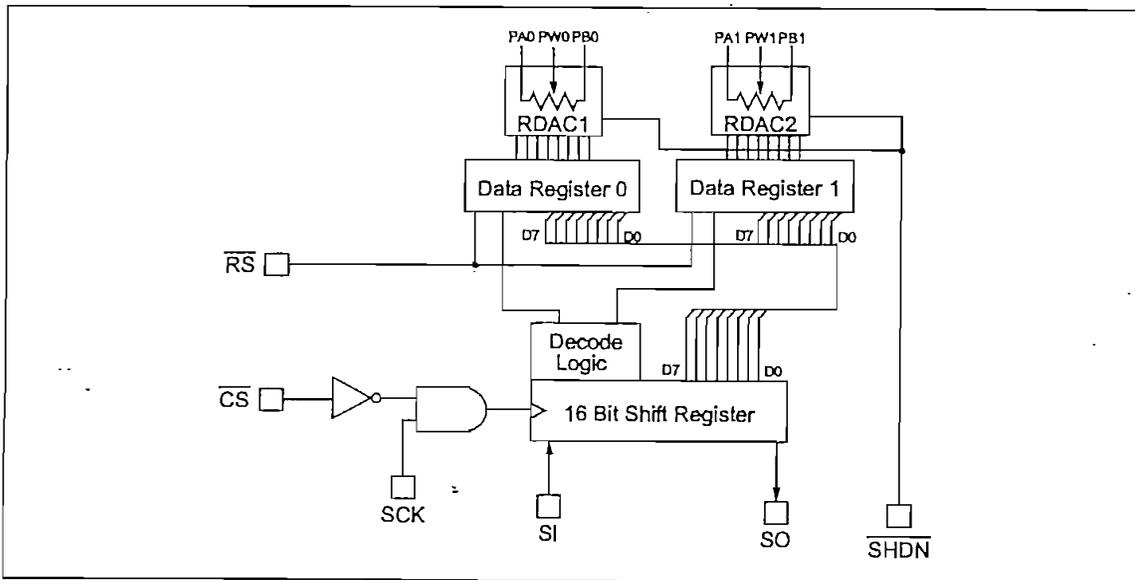


Figure 2: This is an example of a dual digital potentiometer. The digital potentiometer is programmed via a serial interface.

Since digital potentiometers are manufactured using a standard CMOS process with no moving parts, the reaction to these environmental changes are significantly reduced.

Vibration or Shock

Vibration or shock can also have an effect on an application circuit by causing physical movement. All devices that are soldered on a PCB can have failures due to vibration or shock, but the moving mechanism of mechanical potentiometers may also move.

A typical specification for a mechanical potentiometer would be a $\pm 2\%$ change due to vibrations that span from 10Hz to 2kHz. Another way of describing the effects of movement on the mechanical potentiometer is force. Typically 20Gs of force on a higher quality mechanical potentiometer would cause a maximum of $\pm 1\%$ resistive change.

Since there are no moving parts in digital potentiometers, the element will remain unchanged with vibration or shock tests unless discontinuities occur in the PCB construction.

Mean Time to Failure Life

One type of failure that is quantified with mechanical potentiometers is the mean time to failure life of the wiper adjustment capability. A typical specification for this type of failure would be that the device could survive several hundred cycles without discontinuity. A cycle is defined as changing the wiper position across full scale once. With thin film mechanical potentiometers, such as those constructed of cermet, a failure resulting from repeated cycles manifests itself as reduced performance.

Since the wiper of the digital potentiometer is controlled by electrical switches, the resistive elements are not affected by repeated cycles. Consequently, the digital potentiometer is a more robust solution.

Nominal Total Resistance

The nominal total resistance of a potentiometer is the typical specified resistance (in ohms) that can be measured between terminal PA and terminal PB per Figure 1. Typical values for digital potentiometers are 10k Ω , 50k Ω , and 100k Ω . Nominal resistance values below 10k Ω become difficult to implement in silicon because of the switch resistances. Values higher than 100k Ω are possible but require more silicon, which increases the cost of the device.

The range of the selection of the mechanical potentiometer is considerably wider with values such as 10 Ω , 20 Ω , 50 Ω , 100 Ω , 200 Ω , 500 Ω , 1k Ω , 2k Ω , 5k Ω , 10k Ω , 20k Ω , 25k Ω , 50k Ω , 100k Ω , 250k Ω , 500k Ω , 1M Ω , and 2M Ω .

The mechanical potentiometer might be considered attractive because of the wide range of nominal resistance offerings. However, the most common nominal resistance ranges used in adjustment type circuits are

1k Ω through 1M Ω . This range of potentiometers are available in both the digital and mechanical potentiometers.

Total Resistance Tolerance

The total resistance tolerance of the element between terminal PA and terminal PB varies from part to part. With digital potentiometers that variance is dependent on processing variance of the resistive material and switches. Typical digital potentiometer total resistance tolerances are between $\pm 20\%$ to $\pm 30\%$. On the other hand, variance of the cermet material in mechanical potentiometers range from ± 10 to $\pm 25\%$.

Although there seems to be a degree of difference between the digital potentiometer and mechanical potentiometer, the variability of the nominal resistance of both devices is considerably larger than standard 1% discrete resistors. In some applications, these tolerance values can cause errors that are too large. For additional design help, refer to the numerous circuit ideas in Microchip's application note, AN-691, "Optimizing Digital Potentiometer Circuits to Reduce Absolute and Temperature Variations".

Temperature Coefficient

Mechanical potentiometers and digital potentiometers drift with temperature. The range of typical drift specifications for the total resistance of the mechanical potentiometer is from $\pm 100\text{ppm}/^\circ\text{C}$ to $\pm 300\text{ppm}/^\circ\text{C}$. Typical drift versus temperature specification for the digital potentiometer is around $\pm 800\text{ppm}/^\circ\text{C}$. With both types of potentiometers, the temperature coefficient difference between the A element (resistance between PA and PW minus the wiper resistance) and B element (resistance between PB and PW minus the wiper resistance) is very low.

The magnitude of these specifications may or may not affect the performance of the circuit. If it is found that they do, numerous circuit ideas are available in Microchip's application note, AN-691, "Optimizing Digital Potentiometer Circuits to Reduce Absolute and Temperature Variations".

Power Rating

Mechanical potentiometers can sustain more power dissipation than the digital potentiometers. It is not unusual to have a mechanical potentiometer that is capable of dissipating 0.5W @ 70 $^\circ\text{C}$ (usually specified for 1000 hours). However, the wiper of the mechanical potentiometer usually can only conduct up to 1mA of current. This becomes a limitation if the potentiometer is configured so that the wiper is directly connected to terminal A or terminal B.

The digital potentiometer is capable of conducting power up to 0.0055W @ 70 $^\circ\text{C}$. It also has a 1mA maximum wiper current restriction.

AN219

Temperature Range

Both the mechanical potentiometer and digital potentiometer are specified to be able to operate over industrial temperature range of -40°C to 85°C. Most typically, the mechanical potentiometer is specified to operate over the military range of -55°C to 125°C.

CONCLUSION

Mechanical potentiometers have advantages in terms of having a wide variety of values available and tighter specifications such as nominal resistance, tolerance, temperature coefficient, power rating and temperature range specifications. But in many applications the overriding factors are related to environmental and reliability issues. These characteristics are not necessarily specified by the mechanical potentiometer vendor.

Digital potentiometers go hand in hand with the drive towards digital system control. This type of potentiometer is considerably more robust than its predecessor, the mechanical potentiometer, in terms of environmental exposure issues and longevity with repeated use of the wiper. But beyond the reliability issues, the digital potentiometer offers hands-off programmability. This programmability also allows the user to repeatedly and reliably return to the same wiper position.

REFERENCES:

Baker, Bonnie C., "Optimizing Digital Potentiometer Circuits to Reduce Absolute and Temperature Variations", AN-691, Microchip Technology Inc.

Todd, Carl David, "The Potentiometer Handbook: Users' Guide to Cost-effective Applications", McGraw-Hill, 1975.

Baker, Bonnie C., "Using a Digital Potentiometer to Optimize a Precision Single Supply Photo Detection Circuit", AN-692, Microchip Technology Inc.

Baker, Bonnie C., "Using Digital Potentiometers to Design Low Pass Adjustable Filters", AN-737, Microchip Technology Inc.

N - CHANNEL ENHANCEMENT MODE POWER MOS TRANSISTOR

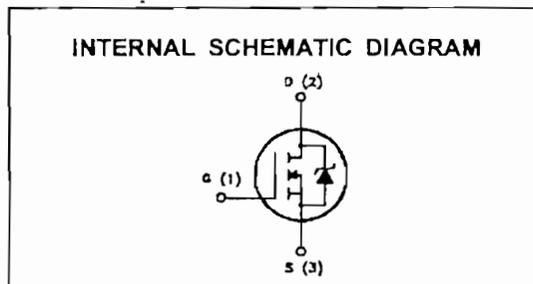
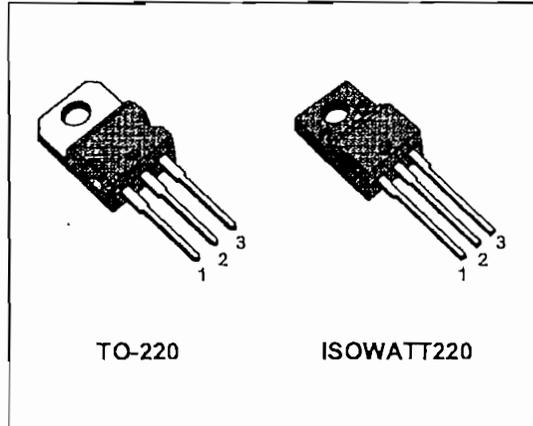
PRELIMINARY DATA

TYPE	V _{DSS}	R _{DS(on)}	I _D
IRF630	200 V	< 0.4 Ω	10 A
IRF630FI	200 V	< 0.4 Ω	6 A

- TYPICAL R_{DS(on)} = 0.25 Ω
- AVALANCHE RUGGED TECHNOLOGY
- 100% AVALANCHE TESTED
- REPETITIVE AVALANCHE DATA AT 100°C
- APPLICATION ORIENTED CHARACTERIZATION

APPLICATIONS

- HIGH SPEED SWITCHING
- UNINTERRUPTIBLE POWER SUPPLY (UPS)
- MOTOR CONTROL, AUDIO AMPLIFIERS
- INDUSTRIAL ACTUATORS
- DC-DC & DC-AC CONVERTERS FOR TELECOM, INDUSTRIAL AND CONSUMER ENVIRONMENT
- PARTICULARLY SUITABLE FOR ELECTRONIC FLUORESCENT LAMP BALLASTS


ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value		Unit
		IRF630	IRF630FI	
V _{DS}	Drain-source Voltage (V _{GS} = 0)	200		V
V _{DGR}	Drain- gate Voltage (R _{GS} = 20 kΩ)	200		V
V _{GS}	Gate-source Voltage	± 20		V
I _D	Drain Current (continuous) at T _c = 25 °C	10	6	A
I _D	Drain Current (continuous) at T _c = 100 °C	6	3	A
I _{DM} (*)	Drain Current (pulsed)	40	40	A
P _{tot}	Total Dissipation at T _c = 25 °C	100	35	W
	Derating Factor	0.8	0.28	W/°C
V _{ISO}	Insulation Withstand Voltage (DC)	—	2000	V
T _{stg}	Storage Temperature	-65 to 150		°C
T _j	Max. Operating Junction Temperature	150		°C

(*) Pulse width limited by safe operating area

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

SWITCHING ON

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
$t_{d(on)}$	Turn-on Time	$V_{DD} = 100\text{ V}$ $I_D = 5\text{ A}$ $R_G = 50\ \Omega$ $V_{GS} = 10\text{ V}$ (see test circuit, figure 3)		40	60	ns
t_r	Rise Time			80	120	ns
$(di/dt)_{on}$	Turn-on Current Slope	$V_{DD} = 200\text{ V}$ $I_D = 10\text{ A}$ $R_G = 50\ \Omega$ $V_{GS} = 10\text{ V}$ (see test circuit, figure 5)		250		A/ μ s
Q_g	Total Gate Charge	$V_{DD} = 200\text{ V}$ $I_D = 10\text{ A}$ $V_{GS} = 10\text{ V}$		40	60	nC
Q_{gs}	Gate-Source Charge			8		nC
Q_{gd}	Gate-Drain Charge			10		nC

SWITCHING OFF

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
$t_{r(voff)}$	Off-voltage Rise Time	$V_{DD} = 200\text{ V}$ $I_D = 10\text{ A}$ $R_G = 50\ \Omega$ $V_{GS} = 10\text{ V}$ (see test circuit, figure 5)		50	80	ns
t_f	Fall Time			30	50	ns
t_c	Cross-over Time			80	130	ns

SOURCE DRAIN DIODE

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
I_{SD}	Source-drain Current				10	A
$I_{SDM}(\ast)$	Source-drain Current (pulsed)				40	A
$V_{SD}(\ast)$	Forward On Voltage	$I_{SD} = 10\text{ A}$ $V_{GS} = 0$			1.5	V
t_{rr}	Reverse Recovery Time	$I_{SD} = 10\text{ A}$ $di/dt = 100\text{ A}/\mu\text{s}$ $V_{DD} = 100\text{ V}$ $T_j = 150\text{ }^\circ\text{C}$ (see test circuit, figure 5)		300		ns
Q_{rr}	Reverse Recovery Charge			3		μ C
I_{RRM}	Reverse Recovery Current			20		A

(*) Pulsed; Pulse duration = 300 μ s, duty cycle 1.5 %

(*) Pulse width limited by safe operating area

IRF630/FI

THERMAL DATA

			TO-220	ISOWATT220	
$R_{thj-cas0}$	Thermal Resistance Junction-case	Max	1.25	3.57	$^{\circ}\text{C}/\text{W}$
$R_{thj-amb}$	Thermal Resistance Junction-ambient	Max	62.5		$^{\circ}\text{C}/\text{W}$
$R_{thc-sink}$	Thermal Resistance Case-sink	Typ	0.5		$^{\circ}\text{C}/\text{W}$
T_j	Maximum Lead Temperature For Soldering Purpose		300		$^{\circ}\text{C}$

AVALANCHE CHARACTERISTICS

Symbol	Parameter	Max Value	Unit
I_{AR}	Avalanche Current, Repetitive or Not-Repetitive (pulse width limited by T_j max, $\delta < 1\%$)	10	A
E_{AS}	Single Pulse Avalanche Energy (starting $T_j = 25^{\circ}\text{C}$, $I_D = I_{AR}$, $V_{DD} = 25\text{V}$)	60	mJ
E_{AR}	Repetitive Avalanche Energy (pulse width limited by T_j max, $\delta < 1\%$)	15	mJ
I_{AR}	Avalanche Current, Repetitive or Not-Repetitive ($T_c = 100^{\circ}\text{C}$, pulse width limited by T_j max, $\delta < 1\%$)	6	A

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_{case} = 25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise specified)

OFF

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
$V_{(BR)DSS}$	Drain-source Breakdown Voltage	$I_D = 250\ \mu\text{A}$ $V_{GS} = 0$	200			V
I_{DSS}	Zero Gate Voltage Drain Current ($V_{GS} = 0$)	$V_{DS} = \text{Max Rating}$ $V_{DS} = \text{Max Rating} \times 0.8$ $T_c = 125^{\circ}\text{C}$			250 1000	μA μA
I_{GSS}	Gate-body Leakage Current ($V_{DS} = 0$)	$V_{GS} = \pm 20\text{V}$			± 100	nA

ON (*)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
$V_{GS(th)}$	Gate Threshold Voltage	$V_{DS} = V_{GS}$ $I_D = 250\ \mu\text{A}$	2	3	4	V
$R_{DS(on)}$	Static Drain-source On Resistance	$V_{GS} = 10\text{V}$ $I_D = 5\text{A}$ $V_{GS} = 10\text{V}$ $I_D = 5\text{A}$ $T_c = 100^{\circ}\text{C}$		0.25	0.4 0.8	Ω Ω
$I_{D(on)}$	On State Drain Current	$V_{DS} > I_{D(on)} \times R_{DS(on)max}$ $V_{GS} = 10\text{V}$	10			A

DYNAMIC

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
$g_{fs} (*)$	Forward Transconductance	$V_{DS} > I_{D(on)} \times R_{DS(on)max}$ $I_D = 5\text{A}$	3	7		S
C_{iss}	Input Capacitance	$V_{DS} \cong 25\text{V}$ $f = 1\text{MHz}$ $V_{GS} = 0$		1100	1500	pF
C_{oss}	Output Capacitance			160	250	pF
C_{rss}	Reverse Transfer Capacitance			30	50	pF

PNP General Purpose Amplifier

(continued)

Electrical Characteristics

$T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min	Max	Units
OFF CHARACTERISTICS					
$V_{(BR)CEO}$	Collector-Emitter Breakdown Voltage*	$I_C = 1.0\text{ mA}, I_B = 0$	40		V
$V_{(BR)CBO}$	Collector-Base Breakdown Voltage	$I_C = 10\text{ }\mu\text{A}, I_E = 0$	40		V
$V_{(BR)EBO}$	Emitter-Base Breakdown Voltage	$I_E = 10\text{ }\mu\text{A}, I_C = 0$	5.0		V
I_{BL}	Base Cutoff Current	$V_{CE} = 30\text{ V}, V_{BE} = 3.0\text{ V}$		50	nA
I_{CEX}	Collector Cutoff Current	$V_{CE} = 30\text{ V}, V_{BE} = 3.0\text{ V}$		50	nA

ON CHARACTERISTICS

h_{FE}	DC Current Gain *	$I_C = 0.1\text{ mA}, V_{CE} = 1.0\text{ V}$ $I_C = 1.0\text{ mA}, V_{CE} = 1.0\text{ V}$ $I_C = 10\text{ mA}, V_{CE} = 1.0\text{ V}$ $I_C = 50\text{ mA}, V_{CE} = 1.0\text{ V}$ $I_C = 100\text{ mA}, V_{CE} = 1.0\text{ V}$	60 80 100 60 30	300	
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 10\text{ mA}, I_B = 1.0\text{ mA}$ $I_C = 50\text{ mA}, I_B = 5.0\text{ mA}$		0.25 0.4	V V
$V_{BE(sat)}$	Base-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 10\text{ mA}, I_B = 1.0\text{ mA}$ $I_C = 50\text{ mA}, I_B = 5.0\text{ mA}$	0.65	0.85 0.95	V V

SMALL SIGNAL CHARACTERISTICS

f_T	Current Gain - Bandwidth Product	$I_C = 10\text{ mA}, V_{CE} = 20\text{ V},$ $f = 100\text{ MHz}$	250		MHz
C_{obo}	Output Capacitance	$V_{CB} = 5.0\text{ V}, I_E = 0,$ $f = 100\text{ kHz}$		4.5	pF
C_{ibo}	Input Capacitance	$V_{EB} = 0.5\text{ V}, I_C = 0,$ $f = 100\text{ kHz}$		10.0	pF
NF	Noise Figure	$I_C = 100\text{ }\mu\text{A}, V_{CE} = 5.0\text{ V},$ $R_S = 1.0\text{ k}\Omega, f = 10\text{ Hz to }15.7\text{ kHz}$		4.0	dB

SWITCHING CHARACTERISTICS

t_d	Delay Time	$V_{CC} = 3.0\text{ V}, V_{BE} = 0.5\text{ V},$		35	ns
t_r	Rise Time	$I_C = 10\text{ mA}, I_{B1} = 1.0\text{ mA}$		35	ns
t_s	Storage Time	$V_{CC} = 3.0\text{ V}, I_C = 10\text{ mA}$		225	ns
t_f	Fall Time	$I_{B1} = I_{B2} = 1.0\text{ mA}$		75	ns

* Pulse Test: Pulse Width $\leq 300\text{ }\mu\text{s}$, Duty Cycle $\leq 2.0\%$

NOTE: All voltages (V) and currents (A) are negative polarity for PNP transistors.

Spice Model

PNP (Is=1.41f Xti=3 Eg=1.11 Vaf=18.7 Bf=180.7 Ne=1.5 Ise=0 Ikf=80m Xtb=1.5 Br=4.977 Nc=2 Isc=0 Ikr=0 Rc=2.5 Cjc=9.728p Mjc=.5776 Vjc=.75 Fc=.5 Cje=8.063p Mje=.3677 Vje=.75 Tr=33.42n Tf=179.3p Itf=.4 Vtf=4 Xtf=6 Rb=10)

2N3906 / MMBT3906 / PZT3906

Introduction

Power MOSFETs (Metal Oxide Semiconductor, Field Effect Transistors) differ from bipolar transistors in operating principles, specifications, and performance. In fact, the performance characteristics of MOSFETs are generally superior to those of bipolar transistors: significantly faster switching time, simpler drive circuitry, the absence of or reduction of the second-breakdown failure mechanism, the ability to be paralleled, and stable gain and response time over a wide temperature range. This note provides a basic explanation of general MOSFET characteristics, and a more thorough discussion of structure, thermal characteristics, gate parameters, operating frequency, output characteristics, and drive requirements.

General Characteristics

A conventional n-p-n bipolar power transistor is a current-driven device whose three terminals (base, emitter, and collector) are connected to the silicon by alloyed metal contacts. Bipolar transistors are described as minority-carrier devices in which injected minority carriers recombine with majority carriers. A drawback of recombination is that it limits the device's operating speed. And because of its current-driven base-emitter input, a bipolar transistor presents a low-impedance load to its driving circuit. In most power circuits, this low-impedance input requires somewhat complex drive circuitry.

By contrast, a power MOSFET is a voltage-driven device whose gate terminal, Figure 1(a), is electrically isolated from its silicon body by a thin layer of silicon dioxide (SiO₂). As a majority-carrier semiconductor, the MOSFET operates at much higher speed than its bipolar counterpart because there is no charge-storage mechanism. A positive voltage applied to the gate of an n-type MOSFET creates an electric field in the channel region beneath the gate; that is, the electric charge on the gate causes the p-region beneath the gate to convert to an n-type region, as shown in Figure 1(b). This conversion, called the surface-inversion phenomenon, allows current to flow between the drain and source through an n-type material. In effect, the MOSFET ceases to be an n-p-n device when in this state. The region between the drain and source can be represented as a resistor, although it does not behave linearly, as a conventional resistor would. Because of this surface-inversion phenomenon, then, the operation of a MOSFET is entirely different from that of a bipolar transistor, which always retain its n-p-n characteristic.

By virtue of its electrically-isolated gate, a MOSFET is described as a high-input impedance, voltage-controlled device, whereas a bipolar transistor is a low-input-impedance, current-controlled device. As a majority-carrier semiconductor, a MOSFET stores no charge, and so can switch faster than a bipolar device. Majority-carrier semiconductors also tend to slow down as temperature increases. This effect, brought about by another phenomenon called carrier mobility (where mobility

is a term that defines the average velocity of a carrier in terms of the electrical field imposed on it) makes a MOSFET more resistive at elevated temperatures, and much more immune to the thermal-runaway problem experienced by bipolar devices.

A useful by-product of the MOSFET process is the internal parasitic diode formed between source and drain, Figure 1(c). (There is no equivalent for this diode in a bipolar transistor other than in a bipolar darlington transistor.) Its characteristics make it useful as a clamp diode in inductive-load switching.

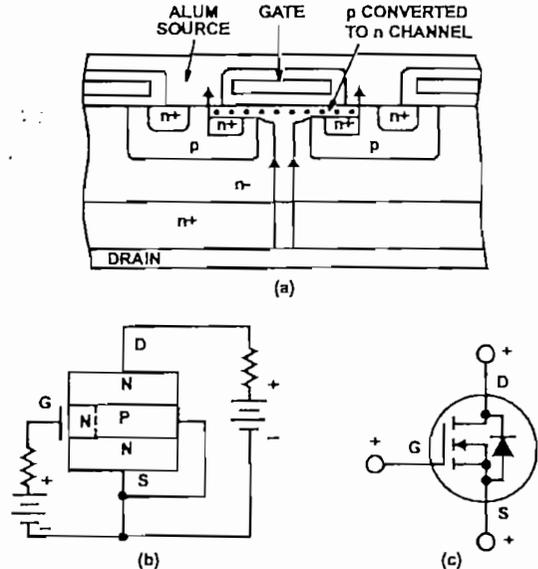


FIGURE 1. THE MOSFET, A VOLTAGE-CONTROLLED DEVICE WITH AN ELECTRICALLY ISOLATED GATE, USES MAJORITY CARRIERS TO MOVE CURRENT FROM SOURCE TO DRAIN (A). THE KEY TO MOSFET OPERATION IS THE CREATION OF THE INVERSION CHANNEL BENEATH THE GATE WHEN AN ELECTRIC CHARGE IS APPLIED TO THE GATE (B). BECAUSE OF THE MOSFET'S CONSTRUCTION, AN INTEGRAL DIODE IS FORMED ON THE DEVICE (C), AND THE DESIGNER CAN USE THIS DIODE FOR A NUMBER OF CIRCUIT FUNCTIONS

Structure

Intersil Power MOSFETs are manufactured using a vertical double-diffused process, called VDMOS or simply DMOS. A DMOS MOSFET is a single silicon chip structured with a large number of closely packed, hexagonal cells. The number of cell varies according to the dimensions of the chip. For example, a 120-mil² chip contains about 5,000 cells; a 240-mil² chip has more than 25,000 cells.

One of the aims of multiple-cells construction is to minimize the MOSFET parameter r_{DS(ON)}, or resistance from drain to source, when the device is in the on-state. When r_{DS(ON)} is minimized, the device provides superior power-switching

performance because the voltage drop from drain to source is also minimized for a given value of drain-to-source current.

Since the path between drain and source is essentially resistive, because of the surface-inversion phenomenon, each cell in the device can be assumed to contribute an amount, R_N , to the total resistance. An individual cell has a fairly low resistance, but to minimize $r_{DS(ON)}$, it is necessary to put a large number of cells in parallel on a chip. In general, therefore, the greater the number of paralleled cells on a chip, the lower its $r_{DS(ON)}$ value:

$$r_{DS(ON)} = R_N/N, \text{ where } N \text{ is the number of cells.}$$

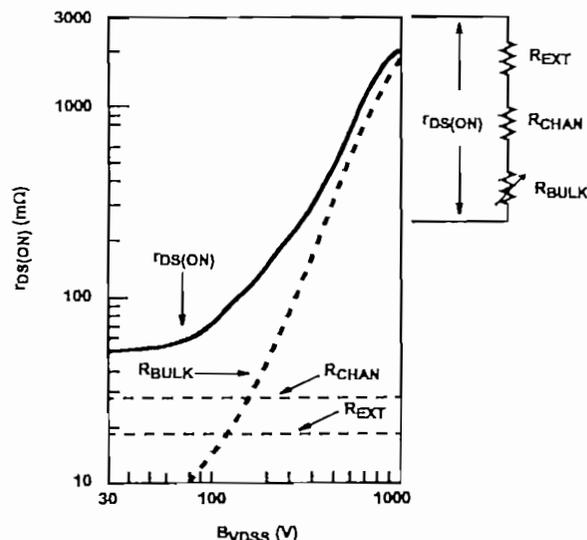


FIGURE 2. THE DRAIN-TO-SOURCE RESISTANCE, $r_{DS(ON)}$, OF A MOSFET IS NOT ONE BUT THREE SEPARATE RESISTANCE COMPONENTS

TABLE 1. PERCENTAGE RESISTANCE COMPONENTS FOR A TYPICAL CHIP

B_{VDSS}	40V	150V	500V
$R_{CHANNEL}$	50%	23%	2.4%
R_{BULK}	35%	70%	97%
$R_{EXTERNAL}$	15%	7%	<1%

In reality, $r_{DS(ON)}$ is composed of three separate resistances. Figure 2 shows a curve of the three resistive components for a single cell and their contributions to the overall value of $r_{DS(ON)}$. The value of $r_{DS(ON)}$ at any point of the curve is found by adding the values of the three components at that point:

$$r_{DS(ON)} = R_{BULK} + R_{CHAN} + R_{EXT}$$

where R_{CHAN} represents the resistance of the channel beneath the gate, and R_{EXT} includes all resistances resulting from the substrate, solder connections, leads, and the package. R_{BULK} represents the resistance resulting from the narrow neck of n material between the two layers, as shown in Figure 1(a), plus the resistance of the current path below the neck and through the body to the substrate region of the device.

Note in Figure 2 that R_{CHAN} and R_{EXT} are completely independent of voltage, while R_{BULK} is highly dependent on applied voltage. Note also that below about 150 volts, $r_{DS(ON)}$ is dominated by the sum of R_{CHAN} and R_{EXT} . Above 150 volts, $r_{DS(ON)}$ is increasingly dominated by R_{BULK} . Table 1 gives a percentage breakdown of the contribution of each resistance for three values of voltage.

Two conclusions, inherent consequences of the laws of semiconductor physics, and valid for any DMOS device, can be drawn from the preceding discussion: First, $r_{DS(ON)}$ obviously increases with increasing breakdown-voltage capability of a MOSFET. Second, minimum $r_{DS(ON)}$ performance must be sacrificed if the MOSFET must withstand ever-higher breakdown voltages.

The significance of R_{BULK} in devices with a high voltage capability is due to the fact that thick, lightly doped epi layers are required for the drain region in order to avoid producing high electric fields (and premature breakdown) within the device. And as the epi layers are made thicker and less resistive to support high voltages, the bulk component of resistance rapidly increases (see Figure 2) and begins to dominate the channel and external resistance. The $r_{DS(ON)}$ therefore, increases with increasing breakdown voltage capability, and low $r_{DS(ON)}$ must be sacrificed if the MOSFET is to withstand even higher breakdown voltages.

There is a way around these obstacles. The $r_{DS(ON)}$ in Figure 2 holds only for a given cell and chip size. Using a larger chip results in a lower value for $r_{DS(ON)}$ because a large chip has more cells (see Figure 3), shifting the vertical axis for each of the constituent parts.

The penalty for using a larger chip, however, is an increase in cost, since chip size is a major cost factor. And because chip area increases exponentially, not linearly, with voltage, the additional cost can be substantial. For example, to obtain a given $r_{DS(ON)}$ at a breakdown voltage twice as great as the original, the new chip requires an area four or five times larger than the original. Although the cost does not rise exponentially, it is substantially more than the original cost.

Effects of Temperature

The high operating temperatures of bipolar transistors are frequent cause of failure. The high temperatures are caused by hot-spotting, the tendency of current in a bipolar device to concentrate in areas around the emitter. Unchecked, this hot-spotting results in the mechanism of thermal runaway, and eventual destruction of the device. MOSFETs do not suffer this disadvantage because their current flow is in the form of majority carriers. The mobility of majority carriers (where, again, mobility is a term that defines the average velocity of a carrier in terms of the electrical field imposed on it) is temperature dependent in silicon: mobility decreases with increasing temperature. This inverse relationship dictates that the carriers slowdown as the chip gets hotter. In effect, the resistance of the silicon path is increased, which prevents the concentrations of current that lead to hot spots. In fact, if hot spots do attempt to form in a MOSFET, the local resistance increases and defocuses or spreads out the current, rerouting it to cooler portions of the chip.

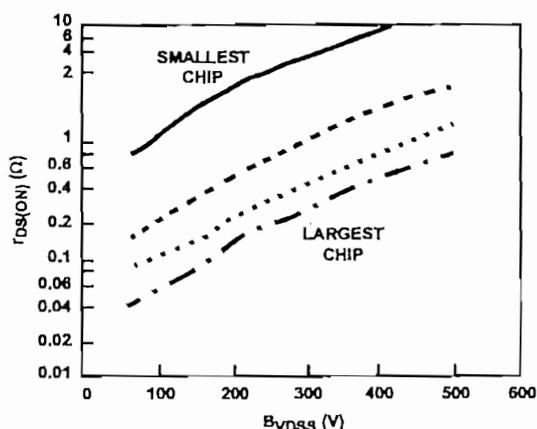


FIGURE 3. AS CHIP SIZE INCREASES, $r_{DS(ON)}$ DECREASES

Because of the character of its silicon structure, a MOSFET has a positive temperature coefficient of resistance, as shown by the curves of Figure 4.

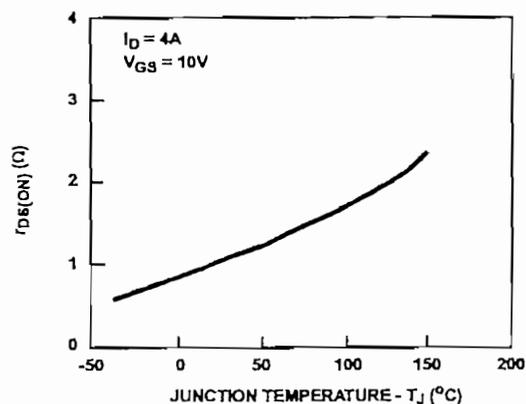


FIGURE 4. MOSFETs HAVE A POSITIVE TEMPERATURE COEFFICIENT OF RESISTANCE, WHICH GREATLY REDUCES THE POSSIBILITY OF THERMAL RUNAWAY AS TEMPERATURE INCREASES

The positive temperature coefficient of resistance means that a MOSFET is inherently more stable with temperature fluctuation, and provides its own protection against thermal runaway and second breakdown. Another benefit of this characteristic is that MOSFETs can be operated in parallel without fear that one device will rob current from the others. If any device begins to overheat, its resistance will increase, and its current will be directed away to cooler chips.

Gate Parameters

To permit the flow of drain-to-source current in an n-type MOSFET, a positive voltage must be applied between the gate and source terminals. Since, as described above, the gate is electrically isolated from the body of the device, theoretically no current can flow from the driving source into the gate. In reality, however, a very small current, in the

range of tens of nanoamperes, does flow, and is identified on data sheets as a leakage current, I_{GSS} . Because the gate current is so small, the input impedance of a MOSFET is extremely high (in the megohm range) and, in fact, is largely capacitive rather than resistive (because of the isolation of the gate terminal).

Figure 5 illustrates the basic input circuit of a MOSFET. The elements are equivalent, rather than physical, resistance, R , and capacitance, C . The capacitance, called C_{ISS} on MOSFET data sheets, is a combination of the device's internal gate-to-source and gate-to-drain capacitance. The resistance, R , represents the resistance of the material in the gate circuit. Together, the equivalent R and C of the input circuit will determine the upper frequency limit of MOSFET operation.

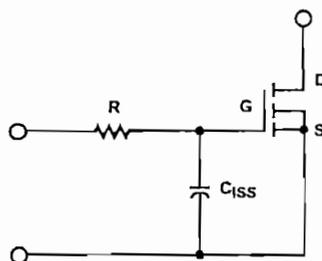


FIGURE 5. A MOSFET's SWITCHING SPEED IS DETERMINED BY ITS INPUT RESISTANCE R AND ITS INPUT CAPACITANCE C_{ISS}

Operating Frequency

Most DMOS processes use a polysilicon gate structure rather than the metal-gate type. If the resistance of the gate structure (R in Figure 5) is high, the switching time of the DMOS device is increased, thereby reducing its upper operating frequency. Compared to a metal gate, a polysilicon gate has a higher gate resistance. This property accounts for the frequent use of metal-gate MOSFETs in high-frequency (greater than 20MHz) applications, and polysilicon-gate MOSFETs in higher-power but lower-frequency systems.

Since the frequency response of a MOSFET is controlled by the effective R and C of its gate terminal, a rough estimate can be made of the upper operating frequency from datasheet parameters. The resistive portion depends on the sheet resistance of the polysilicon-gate overlay structure, a value of approximately 20 ohms. But whereas the total R value is not found on datasheets, the C value (C_{ISS}) is; it is recorded as both a maximum value and in graphical form as a function of drain-to-source voltage. The value of C_{ISS} is closely related to chip size; the larger the chip, the greater the value. Since the RC combination of the input circuit must be charged and discharged by the driving circuit, and since the capacitance dominates, larger chips will have slower switching times than smaller chips, and are, therefore, more useful in lower-frequency circuits. In general, the upper frequency limit of most power MOSFETs spans a fairly broad range, from 1MHz to 10MHz.

Output Characteristics

Probably the most used MOSFET graphical data is the output characteristics or a plot of drain-to-source current (I_{DS}) as a function of drain-to-source voltage (V_{DS}). A typical characteristic, shown in Figure 6, gives the drain current that flows at various V_{DS} values as a function of the gate-to-source voltage (V_{GS}). The curve is divided into two regions: a linear region in which V_{DS} is small and drain current increases linearly with drain voltage, and a saturated region in which increasing drain voltage has no effect on drain current (the device acts as a constant-current source). The current level at which the linear portion of the curve joins with the saturated portion is called the pinch-off region.

Drive Requirements

When considering the V_{GS} level required to operate a MOSFET, note from Figure 6, that the device is not turned on (no drain current flows) unless V_{GS} is greater than a certain level (called the threshold voltage). In other words, the threshold voltage must be exceeded before an appreciable increase in drain current can be expected. Generally V_{GS} for many types of DMOS devices is at least 2V. This is an important consideration when selecting devices or designing circuits to drive a MOSFET gate: the gate-drive circuit must provide at least the threshold-voltage level, but preferably, a much higher one.

As Figure 6 shows, a MOSFET must be driven by a fairly high voltage, on the order of 10V, to ensure maximum saturated drain-current flow. However, integrated circuits, such as TTL types, cannot deliver the necessary voltage levels unless they are modified with external pull-up resistors. Even with a pull-up to 5V, a TTL driver cannot fully saturate most MOSFETs. Thus, TTL drivers are most suitable when the current to be switched is far less than the rated current of the MOSFET. CMOS ICs can run from supplies of 10V, and these devices are capable of driving a MOSFET into full saturation. On the other hand, a CMOS driver will not switch the MOSFET gate circuit as fast as a TTL driver. The best results, whether TTL or CMOS ICs provide the drive, are achieved when special buffering chips are inserted between the IC output and gate input to match the needs of the MOSFET gate.

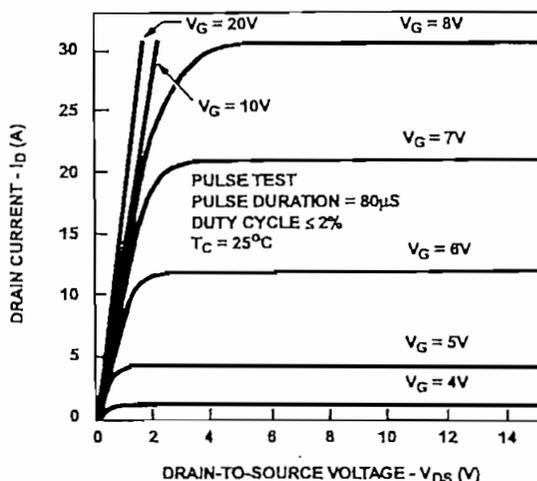


FIGURE 6. MOSFETs REQUIRE A HIGH INPUT VOLTAGE (AT LEAST 10V) IN ORDER TO DELIVER THEIR FULL RATED DRAIN CURRENT

All Intersil semiconductor products are manufactured, assembled and tested under ISO9000 quality systems certification.

Intersil semiconductor products are sold by description only. Intersil Corporation reserves the right to make changes in circuit design and/or specifications at any time without notice. Accordingly, the reader is cautioned to verify that data sheets are current before placing orders. Information furnished by Intersil is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Intersil or its subsidiaries for its use; nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Intersil or its subsidiaries.

For information regarding Intersil Corporation and its products, see web site www.intersil.com



MICROCHIP

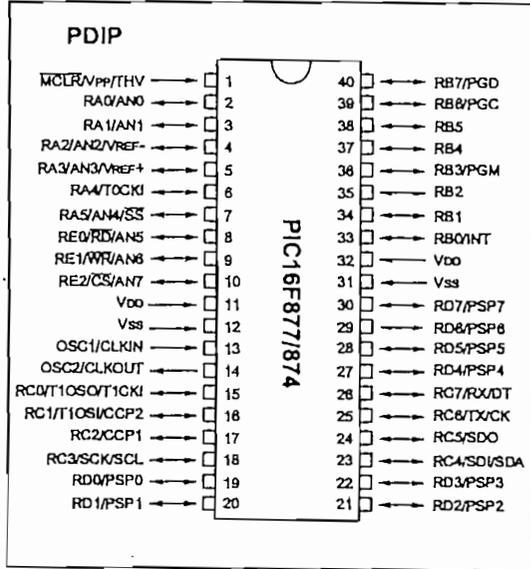
PIC16F87X

28/40-pin 8-Bit CMOS EEPROM/Flash Microcontrollers

Microcontroller Core Features:

- High-performance RISC CPU
- Only 35 single word instructions to learn
- All single cycle instructions except for program branches which are two cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input
DC - 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of Flash Program Memory,
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM)
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM data memory
- ★ Pinout compatible to the PIC16C73/74/76/77
- Interrupt capability (up to 14 internal/external Interrupt sources)
- Eight level deep hardware stack
- Direct, indirect, and relative addressing modes
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC oscillator for reliable operation
- Programmable code-protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options
- Low-power, high-speed CMOS EPROM/EEPROM technology
- Fully static design
- In-Circuit Serial Programming™ via two pins
- ★ Only single 5V source needed for programming
- ★ In-Circuit Debugging via two pins
- Processor read/write access to program memory
- Wide operating voltage range: 2.5V to 5.5V
- High Sink/Source Current: 25 mA
- Commercial and Industrial temperature ranges
- Low-power consumption:
 - < 2 mA typical @ 5V, 4 MHz
 - 20 µA typical @ 3V, 32 kHz
 - < 1 µA typical standby current

Pin Diagram



Peripheral Features:

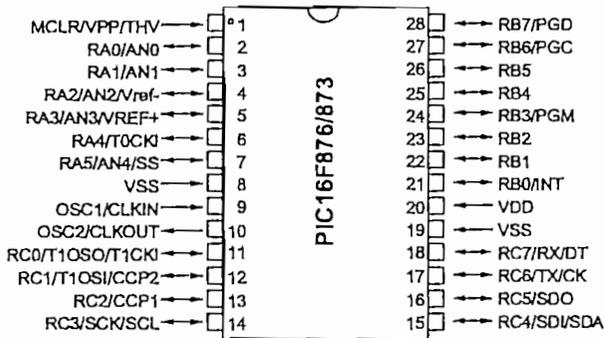
- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler, can be incremented during sleep via external crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
- Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns, Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns, PWM max. resolution is 10-bit
- ★ 10-bit multi-channel Analog-to-Digital converter
- ★ Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™ (Master Mode) and I²C™ (Master/Slave)
- ★ Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address detection
- Parallel Slave Port (PSP) 8-bits wide, with external \overline{RD} , \overline{WR} and \overline{CS} controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for Brown-out Reset (BOR)

This is an advanced copy of the data sheet and therefore the contents and specifications are subject to change based on device characterization

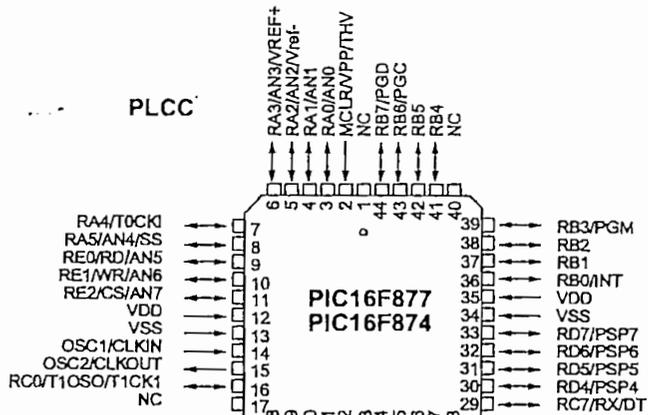
PIC16F87X

Pin Diagrams

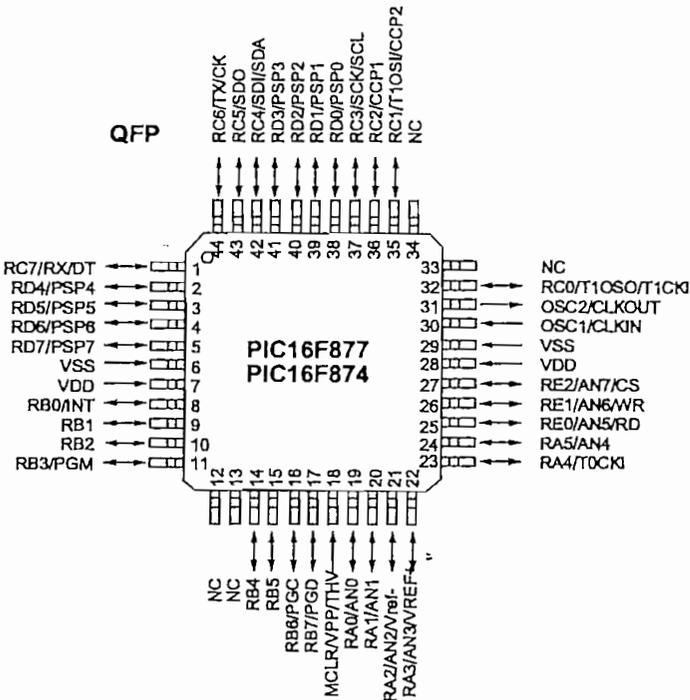
DIP, SOIC



PLCC



QFP



PIC16F87X

Key Features PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023)	PIC16F873	PIC16F874	PIC16F876	PIC16F877
Operating Frequency	DC - 20 MHz			
Resets (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)
Flash Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory	128	128	256	256
Interrupts	13	14	13	14
I/O Ports	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PSP	—	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	5 input channels	8 input channels	5 input channels	8 input channels
Instruction Set	35 Instructions	35 Instructions	35 Instructions	35 Instructions



MICROCHIP

PIC16F8X

18-pin Flash/EEPROM 8-Bit Microcontrollers

Devices Included In this Data Sheet:

- PIC16F83
- PIC16F84
- PIC16CR83
- PIC16CR84
- Extended voltage range devices available (PIC16LF8X, PIC16LCR8X)

High Performance RISC CPU Features:

- Only 35 single word instructions to learn
- All instructions single cycle except for program branches which are two-cycle
- Operating speed: DC - 10 MHz clock input
DC - 400 ns instruction cycle

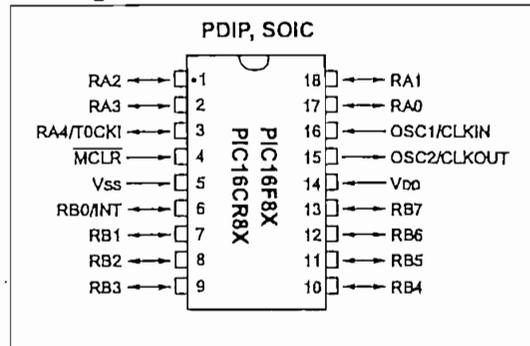
Device	Program Memory (words)	Data RAM (bytes)	Data EEPROM (bytes)	Max. Freq (MHz)
PIC16F83	512 Flash	36	64	10
PIC16F84	1 K Flash	68	64	10
PIC16CR83	512 ROM	36	64	10
PIC16CR84	1 K ROM	68	64	10

- 14-bit wide instructions
- 8-bit wide data path
- 15 special function hardware registers
- Eight-level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Four interrupt sources:
 - External RB0/INT pin
 - TMR0 timer overflow
 - PORTB<7:4> interrupt on change
 - Data EEPROM write complete
- 1000 erase/write cycles Flash program memory
- 10,000,000 erase/write cycles EEPROM data memory
- EEPROM Data Retention > 40 years

Peripheral Features:

- 13 I/O pins with individual direction control
- High current sink/source for direct LED drive
 - 25 mA sink max. per pin
 - 20 mA source max. per pin
- TMR0: 8-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler

Pin Diagrams



Special Microcontroller Features:

- In-Circuit Serial Programming (ICSP™) - via two pins (ROM devices support only Data EEPROM programming)
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT)
- Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC oscillator for reliable operation
- Code-protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options

CMOS Flash/EEPROM Technology:

- Low-power, high-speed technology
- Fully static design
- Wide operating voltage range:
 - Commercial: 2.0V to 6.0V
 - Industrial: 2.0V to 6.0V
- Low power consumption:
 - < 2 mA typical @ 5V, 4 MHz
 - 15 µA typical @ 2V, 32 kHz
 - < 1 µA typical standby current @ 2V

PIC16F8X

TABLE 1-1 PIC16F8X FAMILY OF DEVICES

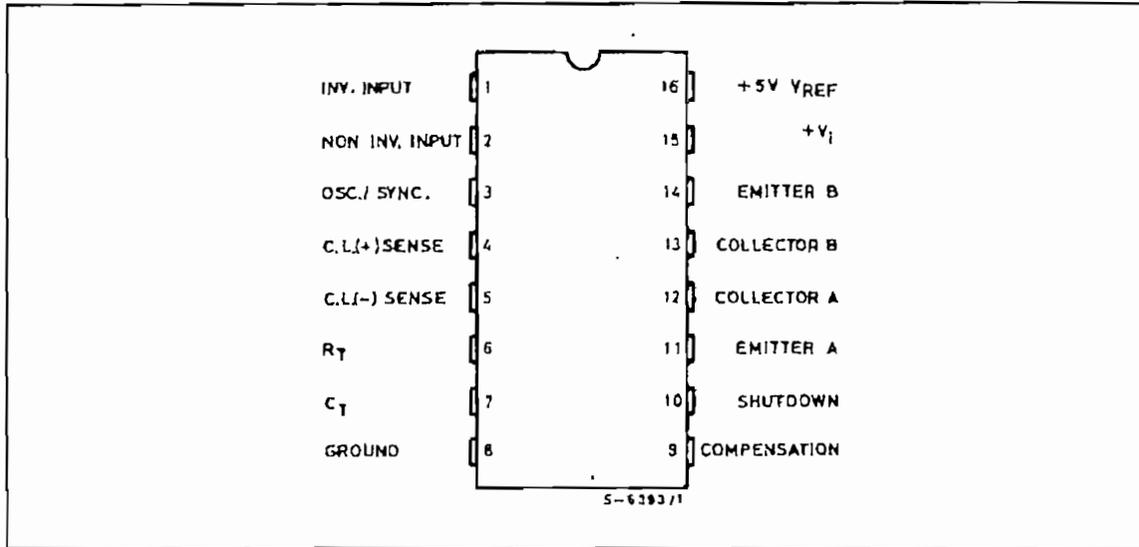
		PIC16F83	PIC16CR83	PIC16F84	PIC16CR84
Clock	Maximum Frequency of Operation (MHz)	10	10	10	10
	Flash Program Memory	512	—	1K	—
	EEPROM Program Memory	—	—	—	—
Memory	ROM Program Memory	—	512	—	1K
	Data Memory (bytes)	36	36	68	68
	Data EEPROM (bytes)	64	64	64	64
Peripherals	Timer Module(s)	TMR0	TMR0	TMR0	TMR0
	Interrupt Sources	4	4	4	4
	I/O Pins	13	13	13	13
Features	Voltage Range (Volts)	2.0-6.0	2.0-6.0	2.0-6.0	2.0-6.0
	Packages	18-pin DIP, SOIC	18-pin DIP, SOIC	18-pin DIP, SOIC	18-pin DIP, SOIC

All PICmicro™ Family devices have Power-on Reset, selectable Watchdog Timer, selectable code protect and high I/O current capability. All PIC16F8X Family devices use serial programming with clock pin RB6 and data pin RB7.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_{IN}	Supply Voltage	40	V
I_C	Collector Output Current	100	mA
I_R	Reference Output Current	50	mA
I_T	Current Through C_T Terminal	-5	mA
P_{tot}	Total Power Dissipation at $T_{amb} = 70^\circ C$	1000	mW
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to 150	$^\circ C$
T_{op}	Operating Ambient Temperature Range: SG2524 SG3524	-25 to 85 0 to 70	$^\circ C$ $^\circ C$

PIN CONNECTION (Top view)



THERMAL DATA

Symbol	Parameter		DIP16	SO16	Unit
$R_{th J-amb}$	Thermal Resistance Junction-ambient	Max.	80	-	$^\circ C/W$
$R_{th J-alumina}$	Thermal Resistance Junction-alumina (*)	Max.	-	50	$^\circ C/W$

(*) Thermal resistance Junction-alumina with the device soldered on the middle of an alumina supporting substrate measuring 15 x 20mm; 0.65mm thickness with infinite heatsink.



Consumer Appliance, Widget, Gadget

Stepper Motor Driver

Author: Slav Slavov
 Sliven
 email: ell@sliven.osf.acad.bg

APPLICATION OPERATION:

This application describes the way to drive a stepper motor. The stepper motor is characterized with a number of steps per 360 degrees, number of phases (2 or 4), etc. There are different types of stepper motors - 100 steps/rad, 200 steps/rad, etc., but they can be driven by one way. This application drives a 4 phase stepper motor and needs 5 interface connections. One of the connections is the common power lead which is tied to +5V. The other four are the signal connections.

You should note that only one of the A or B connections are driven at a time (fig. 1):

Step	A1	A2	B1	B2
1	0	1	0	1
2	0	1	1	0
3	1	0	1	0
4	1	0	0	1
1	0	1	0	1

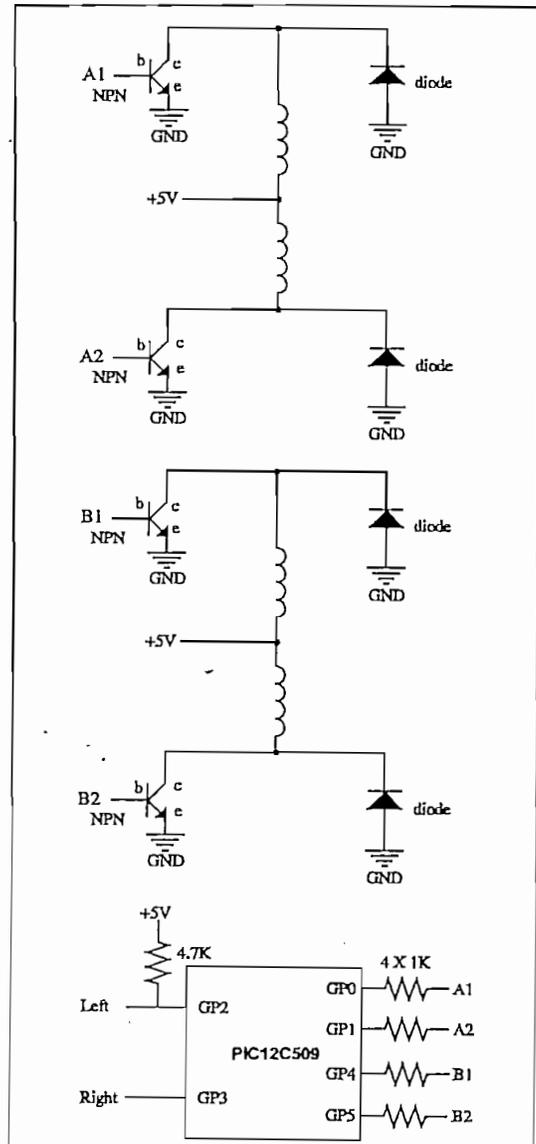
To drive the stepper motor in one direction, you should place the above values to the pins of the PIC12C508 in the shown sequence(1,2,3,4,1,...). To drive the stepper motor in the reverse direction, you should place the values in reverse order (4,3,2,1,4, ...).

The program tests every 2 ms if there is a 0 on GP2 or GP3, and if so, a step left or step right is made. The right pin has higher priority than the left pin. This means that if the two pins have value 0, the stepper motor will go right.

The pins right and left can be driven by another logic element or by switches. If they are driven by logics, the pull-up resistor (4.7K) may not be used.

This application may be used as a standalone or as a part of a bigger application. As a standalone application, it may be used to drive the blinds in a window.

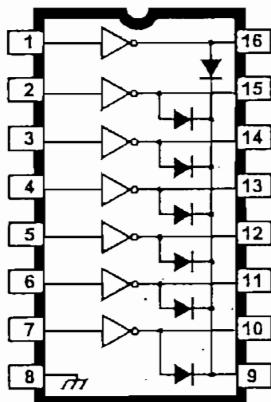
Graphical Hardware Representation:



Microchip Technology Incorporated, has been granted a nonexclusive, worldwide license to reproduce, publish and distribute all submitted materials, in either original or edited form. The author has affirmed that this work is an original, unpublished work and that he/she owns all rights to such work. All property rights, such as patents, copyrights and trademarks remain with author.

2003
2024

HIGH-VOLTAGE, HIGH-CURRENT DARLINGTON ARRAYS



Dwg. No. A-9594

Note that the ULN20xxA series (dual in-line package) and ULN20xxL series (small-outline IC package) are electrically identical and share a common terminal number assignment.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Output Voltage, V_{CE}	
(ULN200xA and ULN200xL)	50 V
(ULN202xA and ULN202xL)	95 V
Input Voltage, V_{IN}	30 V
Continuous Output Current,	
I_C	500 mA
Continuous Input Current, I_{IN}	25 mA
Power Dissipation, P_D	
(one Darlington pair)	1.0 W
(total package)	See Graph
Operating Temperature Range,	
T_A	-20°C to +85°C
Storage Temperature Range,	
T_S	-55°C to +150°C

Ideally suited for interfacing between low-level logic circuitry and multiple peripheral power loads, the Series ULN20xxA/L high-voltage, high-current Darlington arrays feature continuous load current ratings to 500 mA for each of the seven drivers. At an appropriate duty cycle depending on ambient temperature and number of drivers turned ON simultaneously, typical power loads totaling over 230 W (350 mA x 7, 95 V) can be controlled. Typical loads include relays, solenoids, stepping motors, magnetic print hammers, multiplexed LED and incandescent displays, and heaters. All devices feature open-collector outputs with integral clamp diodes.

The ULN2003A/L and ULN2023A/L have series input resistors selected for operation directly with 5 V TTL or CMOS. These devices will handle numerous interface needs — particularly those beyond the capabilities of standard logic buffers.

The ULN2004A/L and ULN2024A/L have series input resistors for operation directly from 6 to 15 V CMOS or PMOS logic outputs.

The ULN2003A/L and ULN2004A/L are the standard Darlington arrays. The outputs are capable of sinking 500 mA and will withstand at least 50 V in the OFF state. Outputs may be paralleled for higher load current capability. The ULN2023A/L and ULN2024A/L will withstand 95 V in the OFF state.

These Darlington arrays are furnished in 16-pin dual in-line plastic packages (suffix "A") and 16-lead surface-mountable SOICs (suffix "L"). All devices are pinned with outputs opposite inputs to facilitate ease of circuit board layout. All devices are rated for operation over the temperature range of -20°C to +85°C. Most (see matrix, next page) are also available for operation to -40°C; to order, change the prefix from "ULN" to "ULQ".

FEATURES

- TTL, DTL, PMOS, or CMOS-Compatible Inputs
- Output Current to 500 mA
- Output Voltage to 95 V
- Transient-Protected Outputs
- Dual In-Line Plastic Package or Small-Outline IC Package

x = digit to identify specific device. Characteristic shown applies to family of devices with remaining digits as shown. See matrix on next page.

2012 thru 2024
 HIGH VOLTAGE
 HIGH CURRENT
 DARLINGTON ARRAYS

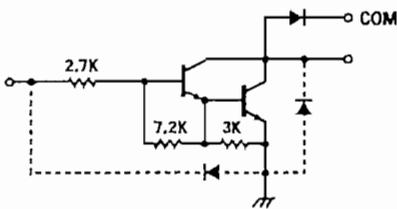
DEVICE PART NUMBER DESIGNATION

$V_{CE(MAX)}$	50 V	95 V
$I_{C(MAX)}$	500 mA	500 mA
Logic	Part Number	
5V TTL, CMOS	ULN2003A* ULN2003L*	ULN2023A* ULN2023L
6-15 V CMOS, PMOS	ULN2004A* ULN2004L*	ULN2024A ULN2024L

* Also available for operation between -40°C and +85°C. To order, change prefix from "ULN" to "ULQ".

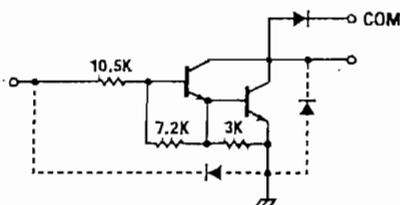
PARTIAL SCHEMATICS

ULN20x3A/L (Each Driver)

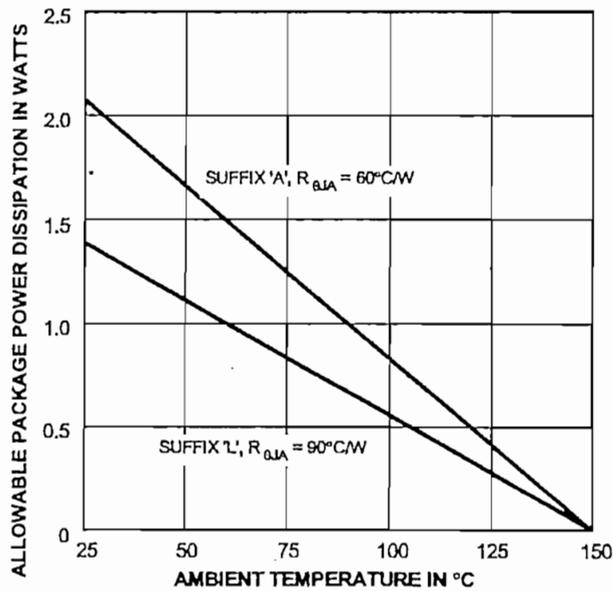


Dwg. No. A-9651

ULN20x4A/L (Each Driver)



Dwg. No. A-9896A



Dwg. GP-006A

X = Digit to identify specific device. Specification shown applies to family of devices with remaining digits as shown. See matrix above.

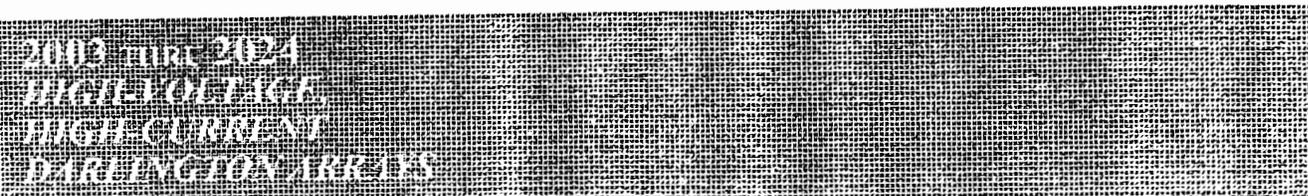


115 Northeast Cutoff, Box 15036
 Worcester, Massachusetts 01615-0036 (508) 853-5000
 Copyright © 1974, 1998 Allegro MicroSystems, Inc.

Types ULN2003A, ULN2003L, ULN2004A, and ULN2004L
ELECTRICAL CHARACTERISTICS at +25°C (unless otherwise noted).

Characteristic	Symbol	Test Fig.	Applicable Devices	Test Conditions	Limits			Units
					Min.	Typ.	Max.	
Output Leakage Current	I_{CEX}	1A	All	$V_{CE} = 50\text{ V}, T_A = 25^\circ\text{C}$	—	< 1	50	μA
				$V_{CE} = 50\text{ V}, T_A = 70^\circ\text{C}$	—	< 1	100	μA
		1B	ULN2004A/L	$V_{CE} = 50\text{ V}, T_A = 70^\circ\text{C}, V_{IN} = 1.0\text{ V}$	—	< 5	500	μA
Collector-Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(SAT)}$	2	All	$I_C = 100\text{ mA}, I_B = 250\text{ }\mu\text{A}$	—	0.9	1.1	V
				$I_C = 200\text{ mA}, I_B = 350\text{ }\mu\text{A}$	—	1.1	1.3	V
				$I_C = 350\text{ mA}, I_B = 500\text{ }\mu\text{A}$	—	1.3	1.6	V
Input Current	$I_{IN(ON)}$	3	ULN2003A/L	$V_{IN} = 3.85\text{ V}$	—	0.93	1.35	mA
			ULN2004A/L	$V_{IN} = 5.0\text{ V}$	—	0.35	0.5	mA
				$V_{IN} = 12\text{ V}$	—	1.0	1.45	mA
	$I_{IN(OFF)}$	4	All	$I_C = 500\text{ }\mu\text{A}, T_A = 70^\circ\text{C}$	50	65	—	μA
Input Voltage	$V_{IN(ON)}$	5	ULN2003A/L	$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 200\text{ mA}$	—	—	2.4	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 250\text{ mA}$	—	—	2.7	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 300\text{ mA}$	—	—	3.0	V
			ULN2004A/L	$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 125\text{ mA}$	—	—	5.0	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 200\text{ mA}$	—	—	6.0	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 275\text{ mA}$	—	—	7.0	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 350\text{ mA}$	—	—	8.0	V
Input Capacitance	C_{IN}	—	All		—	15	25	pF
Turn-On Delay	t_{PLH}	8	All	$0.5 E_{IN}$ to $0.5 E_{OUT}$	—	0.25	1.0	μs
Turn-Off Delay	t_{PHL}	8	All	$0.5 E_{IN}$ to $0.5 E_{OUT}$	—	0.25	1.0	μs
Clamp Diode Leakage Current	I_R	6	All	$V_R = 50\text{ V}, T_A = 25^\circ\text{C}$	—	—	50	μA
				$V_R = 50\text{ V}, T_A = 70^\circ\text{C}$	—	—	100	μA
Clamp Diode Forward Voltage	V_F	7	All	$I_F = 350\text{ mA}$	—	1.7	2.0	V

Complete part number includes suffix to identify package style: A = DIP, L = SOIC.



Types ULN2023A, ULN2023L, ULN2024A, and ULN2024L
ELECTRICAL CHARACTERISTICS at +25°C (unless otherwise noted).

Characteristic	Symbol	Test Fig.	Applicable Devices	Test Conditions	Limits			
					Min.	Typ.	Max.	Units
Output Leakage Current	I_{CEX}	1A	All	$V_{CE} = 95\text{ V}, T_A = 25^\circ\text{C}$	—	< 1	50	μA
				$V_{CE} = 95\text{ V}, T_A = 70^\circ\text{C}$	—	< 1	100	μA
		1B	ULN2024A/L	$V_{CE} = 95\text{ V}, T_A = 70^\circ\text{C}, V_{IN} = 1.0\text{ V}$	—	< 5	500	μA
Collector-Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(SAT)}$	2	All	$I_C = 100\text{ mA}, I_B = 250\text{ }\mu\text{A}$	—	0.9	1.1	V
				$I_C = 200\text{ mA}, I_B = 350\text{ }\mu\text{A}$	—	1.1	1.3	V
				$I_C = 350\text{ mA}, I_B = 500\text{ }\mu\text{A}$	—	1.3	1.6	V
Input Current	$I_{IN(ON)}$	3	ULN2023A/L	$V_{IN} = 3.85\text{ V}$	—	0.93	1.35	mA
			ULN2024A/L	$V_{IN} = 5.0\text{ V}$	—	0.35	0.5	mA
				$V_{IN} = 12\text{ V}$	—	1.0	1.45	mA
	$I_{IN(OFF)}$	4	All	$I_C = 500\text{ }\mu\text{A}, T_A = 70^\circ\text{C}$	50	65	—	μA
Input Voltage	$V_{IN(ON)}$	5	ULN2023A/L	$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 200\text{ mA}$	—	—	2.4	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 250\text{ mA}$	—	—	2.7	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 300\text{ mA}$	—	—	3.0	V
			ULN2024A/L	$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 125\text{ mA}$	—	—	5.0	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 200\text{ mA}$	—	—	6.0	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 275\text{ mA}$	—	—	7.0	V
				$V_{CE} = 2.0\text{ V}, I_C = 350\text{ mA}$	—	—	8.0	V
Input Capacitance	C_{IN}	—	All		—	15	25	pF
Turn-On Delay	t_{PLH}	8	All	$0.5 E_{IN}$ to $0.5 E_{OUT}$	—	0.25	1.0	μs
Turn-Off Delay	t_{PHL}	8	All	$0.5 E_{IN}$ to $0.5 E_{OUT}$	—	0.25	1.0	μs
Clamp Diode Leakage Current	I_R	6	All	$V_R = 95\text{ V}, T_A = 25^\circ\text{C}$	—	—	50	μA
				$V_R = 95\text{ V}, T_A = 70^\circ\text{C}$	—	—	100	μA
Clamp Diode Forward Voltage	V_F	7	All	$I_F = 350\text{ mA}$	—	1.7	2.0	V

Complete part number includes suffix to identify package style: A = DIP, L = SOIC.



115 Northeast Cutoff, Box 15036
Worcester, Massachusetts 01615-0036 (508) 853-5000

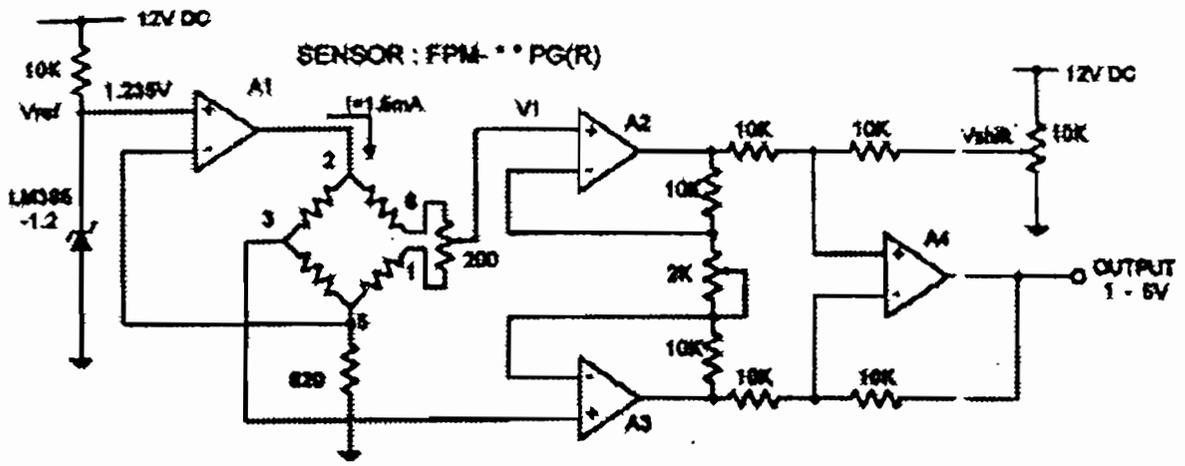
ServoFlo



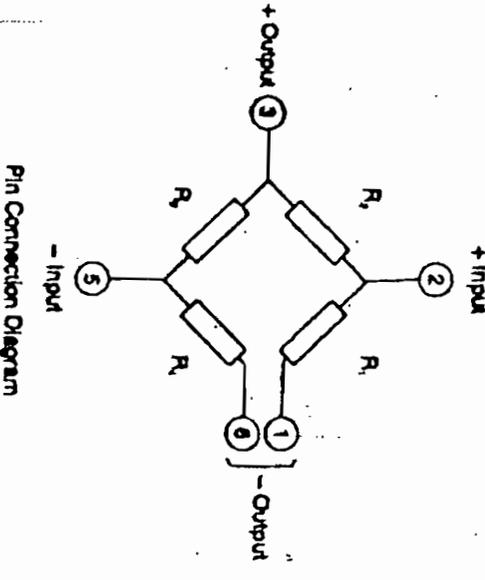
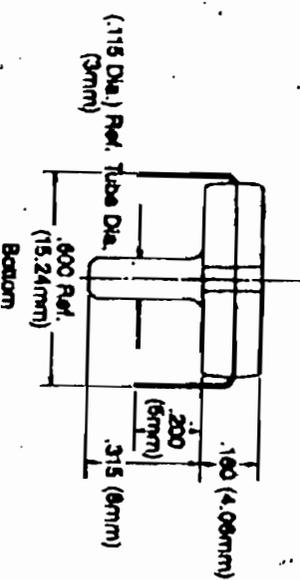
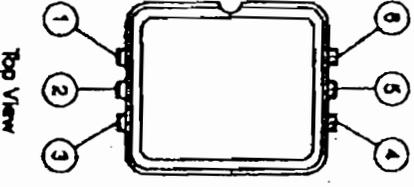
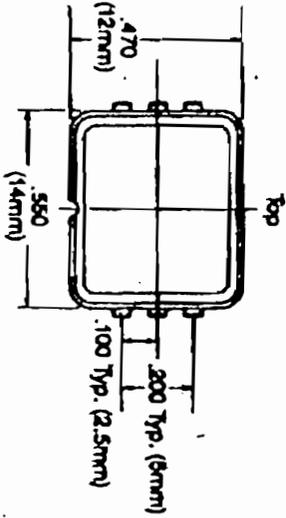
Product Specifications

Fujikura EPM-07PG
Low Cost "Blue Dot" Pressure Sensor

Pressure Range:	0 - 7psi
Maximum Load Pressure:	1.5 Times Rated Pressure
Input Excitation:	1.5 mA
Bridge Resistance:	5,000 Ohms \pm 1,000 Ohms
Span Output:	60 - 140 mV
Zero Offset:	\pm 20 mV
Zero Output Temperature Error (TSO):	\pm 5% of Span (0°C to 50°C)
Span Output Temperature Error (TCS):	2.5% of Span (0°C to 50°C)
Accuracy:	\pm 0.5% Full Scale
Operating Temperature Range:	-20°C to 100°C
Compensated Temperature Range:	0°C to 50°C
Media Compatibility:	Non-corrosive gases and liquids



Package Dimensions



ANEXO B
PROGRAMA EN ASM

```

;*****
;
;   PROGRAMA PARA EL SISTEMA DE IRRIGACION Y ASPIRACION
;*****
;REALIZADO POR: MAURICIO HERRERA
;
;                JORGE TERAN
;*****
;

```

```
list p=16f877
```

```

; Include file, change directory if needed
include "p16f877.inc"

```

```

ORG 0X00
LGOTO INICIO
ORG 0X04
LGOTO INTERRUPCION

```

```

#DEFINE      TEMPO0      0X00      ;DEFINE EL TIEMPO DE ACTUALIZACION DEL
DISPLAY

#DEFINE      IRRI      PORTC,0      ; CONTROL IRRIGACION
#DEFINE      ASPI      PORTC,1      ; CONTROL ASPIRACION
#DEFINE      BACK      PORTC,2      ; SALIDA PWM EN RC2 CCP1
#DEFINE      CLK      PORTC,5      ; RELOJ COMUNICACION PIC PEQUEÑO
#DEFINE      BOMB      PORTC,4      ;
#DEFINE      DAT      PORTC,3      ; DATO COMUNICACION PIC PEQUEÑO
#DEFINE      AUX      PORTC,6      ; BOMBA VACIO
#DEFINE      SOLE      PORTC,7      ; SOLENOIDE PEDAL
#DEFINE      ALARMA      PORTA,2      ; SOLENOIDE PEDAL
#DEFINE      DISPLAY      PORTD      ;SE DEFINE ALIAS PARA SALIDAS DEL PUERTOD
; ESCRITURA EN LOS DISPLAYS PUERTO D

#DEFINE      VASO      PORTB,0
#DEFINE      P_UP      PORTB,4      ; PULSADOR,UP
#DEFINE      P_DOWN      PORTB,6      ; PULSADOR DOWN
#DEFINE      P_MODE      PORTB,7      ; PULSADOR MODO
#DEFINE      P_ONOFF      PORTB,5      ; PULSADOR ON/OFF

#DEFINE      LED_ON_OFF      DISP4,0      ; LED IND. DE ENCENDIDO
#DEFINE      LED_MODO_LIN      DISP4,1      ; LED IND. MODO LINEAL
#DEFINE      LED_MODO_FIJ      DISP4,5      ; LED IND. MODO FIJO
#DEFINE      LED_IRR      DISP4,4      ; LED IND. IRRIGACION
#DEFINE      LED_ASP      DISP4,7      ; LED IND. ASPIRACION
#DEFINE      LED_BACK      DISP4,3      ; LED IND. REFLUJO
#DEFINE      LED_ALARMA      DISP4,2      ; LED IND. ALARMA

```

```

CBLOCK 0X20
TEMP_W
TEMP_PCLATH
TEMP_ASCII
TEMP_STATUS
RET
RET1
RET2
RET3
DIRECCION

```

DATO1
DATO
DATO2
PRESION
ANALOG0L
PEDAL
ANALOG1L
BANDE
DATA_SENDED

SETPOINT
COUNTER_INT
BCDU
BCDC
BCDD
DISP1
DISP2
DISP3
DISP4
BAND2
TEMP
TEMPO
PASO
POS
ENVIO
BITS
CONPE
TEMPB0
TEMPB1
TEMPOH
CSETP
SETPOINTH
BUNI
BDEC
BTEMP
TSETP
CONT6
TMULT
RMUL0
RMUL1
CONSETP
ENDC

; MACROS PARA CAMBIAR DE BANCOS
;-----

BANCO0 MACRO
 BCF STATUS,RP1
 BCF STATUS,RP0
 ENDM

BANCO1 MACRO
 BSF STATUS,RP0
 BCF STATUS,RP1
 ENDM

```

;*****
;PROGRAMA PRINCIPAL
;*****
INICIO
    LCALL CONFIGURAR
    LCALL INICIALIZAR
    BSF    INTCON,GIE

    MOVLW    0X11
    MOVWF    DISP1        ;SE MUESTRA --- EN EL DISPLAY
    MOVWF    DISP2
    MOVWF    DISP3

    LCALL RETARDOTE
    LCALL RETARDOTE
    LCALL RETARDOTE    ;espera 5 seg para iniciar
    LCALL RETARDOTE
    LCALL RETARDOTE

APAGAR
    LCALL INICIALIZAR
    BSF    INTCON,GIE

EMP

    LCALL TECLADO

    BTFSS BANDE,1        ;REVISAS SI ESTA ENCENDIDO EL EQUIPO
    GOTO APAGAR
    BTFSS BANDE,0        ;CHEQUEA MODO ACTIVO
    GOTO LINEAL
    GOTO FIJO

;*****
; MODO FIJO
;*****
FIJO
    BTFSS VASO
    GOTO ON_LED_ALARMA_1
    GOTO OFF_LED_ALARMA_1
ON_LED_ALARMA_1
    BSF    LED_ALARMA
    BSF    ALARMA
    GOTO NEXT_FIJO
OFF_LED_ALARMA_1
    BCF    LED_ALARMA
    BCF    ALARMA
    GOTO NEXT_FIJO
NEXT_FIJO

    BSF    LED_ON_OFF
    BCF    LED_MODO_LIN        ;SE ENCIENDE LED DE MODO FIJO
    BSF    LED_MODO_FIJ

```

NOP

BSF BOMB ;ARRANCA LA BOMBA DE ASPIRACION

LCALL ADC_PEDAL

MOVLW D'12' ;VALOR DE EL 5% del pedal

SUBWFPEDAL,W

BNC IRRIOFF

BSF IRR1 ;ACTIVA LA VALVULA DE ASPIRACION

NOP

BSF LED_IRR

MOVLW D'25' ;VALOR DE EL 10% del pedal

SUBWFPEDAL,W

BNC ASPIOFF

BSF ASPI ;SE ACTIVA LA VALVULA DE ASPIRACION

NOP

BSF LED_ASP

MOVLW 0X06

MOVWF PCLATH

MOVWF SETPOINT ;SE ABRE LA VALVULA AL VALOR

LCALL TBLASIC ;DEL SETPOINT

LCALL MOVER

LCALL RETARDOT

LCALL ADC_PRESION ;SE MIDE EL VALOR DE LA PRESION

MOVWF PRESION ;DE TRABAJO

LCALL MULT2

MOVWF RMUL0

MOVWF TEMPO

MOVWF RMUL1

MOVWF TEMPOH

LCALL BCD

GOTO EMP

IRRIOFF

BCF IRR1

;CIERRA VALVULA DE IRRIGACION

NOP

BCF LED_IRR

ASPIOFF

MOVLW D'15'

;VALOR < 10% del pedal

SUBWFPEDAL,W

;PARA LOGRAR UN EFECTO DE HISTERESIS

BC EMP

BCF ASPI

;CIERRA VALVULA DE ASPIRACION

BTSS LED_ASP

GOTO NO_BACK

BCF LED_ASP

NOP

BCF IRR1

BSF BACK

NOP

BSF LED_BACK


```
SUBWFPEDAL,W
BNC ASPIOFF1
BSF ASPI
NOP
BSF LED_ASP
```

```
;SE ACTIVA LA VALVULA DE ASPIRACIÓN
```

```
MOVLW D'14'
SUBWFPEDAL,W
SUBWFSETPOINT,W
BNC SOBREPASA
```

```
;SE VERIFICA QUE EL VALOR INDICADO
;POR EL PEDAL
```

```
;NO SOBREPASE EL SETPOINT
```

```
BCF BANDE,2
```

```
;EL SONIDO SE GENERA A PARTIR DEL PEDAL
```

```
MOVLW 0X06
MOVWF PCLATH
MOVWF PEDAL
LCALL TBLASIC
LCALL MOVER
GOTO MEDIR_PRES
```

```
;SE ABRE LA VALVULA AL VALOR
;DEL PEDAL
```

```
SOBREPASA
```

```
BSF BANDE,2
```

```
;EL SONIDO SE GENERA A PARTIR DEL SETPOINT
```

```
MOVLW 0X06
MOVWF PCLATH
```

```
MOVWF SETPOINT
ADDLW D'14'
BNC NO_COMP
MOVLW D'254'
```

```
NO_COMP
```

```
LCALL TBLASIC
LCALL MOVER
GOTO MEDIR_PRES
```

```
;SE ABRE LA VALVULA AL VALOR
;DEL SETPOINT
```

```
MEDIR_PRES
```

```
LCALL ADC_PRESION
MOVWF PRESION
LCALL MULT2
MOVWF RMUL0
MOVWF TEMPO
MOVWF RMUL1
MOVWF TEMPOH
LCALL BCD
GOTO EMP
```

```
;SE MIDE EL VALOR DE LA PRESION
;DE TRABAJO
```

```
IRRIOFF1
```

```
BCF IRR1
NOP
BCF LED_IRR
```

```
ASPIOFF1
```

```
MOVLW D'15'
```

```
;VALOR < 10% del pedal
```

```

SUBWFPEDAL,W          ;PARA LOGRAR UN EFECTO DE HISTERESIS
BC    EMP

BCF    ASPI
BTFSS LED_ASP          ;EL PROGRAMA VERIFICA SI LA VALVULA DE
ASPIRACION
GOTO  NO_BACK1        ;SE HALLA ABIERTA
BCF    LED_ASP          ;DE ESTARLO, AL MOMENTO DE CERRARLA
NOP
BCF    IRR1
BSF    BACK            ;ACTIVA LA VALVULA DE REFLUJO
NOP
BSF    LED_BACK
LCALL RETARDOT

NO_BACK1
MOVLW  0X06
MOVWF  PCLATH
MOVLW  0X00            ;SE CIERRA LA VALVULA REGULADORA
LCALL TBLASIC
LCALL MOVER
LCALL RETARDOT
BCF    BACK
NOP
BCF    LED_BACK
MOVWF  SETPOINT
LCALL MULT2
MOVWF  RMULO
MOVWF  TEMPO
MOVWF  RMUL1
MOVWF  TEMPOH
LCALL BCD
GOTO  EMP

;*****
;  INTERRUPCIONES
;*****
INTERRUPCION
MOVWF  TEMP_W
MOVWF  PCLATH
MOVWF  TEMP_PCLATH
MOVWF  STATUS
MOVWF  TEMP_STATUS
BTFSC INTCON,T0IF
GOTO  INT_TIMER0
CALL  SONIDO
BCF   PIR1,TMR1IF
GOTO  FIN_INT

INT_TIMER0
CALL  BARRIDO
BCF   INTCON,T0IF

FIN_INT
MOVWF  TEMP_PCLATH
MOVWF  PCLATH
MOVWF  TEMP_STATUS
MOVWF  STATUS
MOVWF  TEMP_W
RETFIE

```

```

*****
TECLADO
*****
TECLADO
    BTFSS P_ONOFF
    GOTO ON_OFF
    BTFSS P_UP
    GOTO INCREM
    BTFSS P_DOWN
    GOTO DECREM
    BTFSS P_MODE
    GOTO MODO
    GOTO FIN
INCREM
    LCALL RETARDO
    LCALL RETARDO
    MOVLW    D'250'                ;LIMITE MAXIMO A 250 (500 mmHg)
    SUBWFSETPOINT,W
    BZ      JUMP1
    MOVLW    D'5'
    ADDWF    SETPOINT
JUMP1
    GOTO FIN
DECREM
    LCALL RETARDO
    LCALL RETARDO
    MOVLW    D'00'                ;LIMITE MINIMO A 0%
    SUBWFSETPOINT,W
    BZ      JUMP2
    MOVLW    D'5'
    SUBWFSETPOINT
JUMP2
    GOTO FIN
MODO
    LCALL RETARDOT
    LCALL RETARDO
    BTFSS BANDE,0                ; BANDERA DE COMPLEMENTO DE MODO 0=LINEAL
    GOTO SETEAR
    BCF BANDE,0
    GOTO FIN
SETEAR
    BSF BANDE,0
    GOTO FIN
ON_OFF
    LCALL RETARDOT
    LCALL RETARDO
    BTFSS BANDE,1                ; BANDERA DE COMPLEMENTO DE ON_OFF
    GOTO PRENDER
    BCF BANDE,1
    GOTO FIN
PRENDER
    BSF BANDE,1
FIN
    RETURN

```

CONFIGURAR

```
BANKSEL   ADCON1
MOVLW    B'00000100'           ;RA0,RA1,RA3 ENTRADAS ANALOGICAS, RESTO
DIGITALES
MOVWF    ADCON1                ;Y LA CONVERSION ES JUSTIFICADA A LA
IZQUIERDA
MOVLW    B'11100011'
MOVWF    TRISA                 ;RA2 SALIDA DIGITAL BUZZER

BANKSEL   ADCON0
BCF      ADCON0,7
BSF      ADCON0,6              ;SELECCIONAMOS EL RELOJ DE OSCILACION COMO 32
TOSC.

BANKSEL   TRISB
MOVLW    0XFF
MOVWF    TRISB                ;ENTRADAS PULSADORES
MOVLW    0X00
MOVWF    TRISC                ;SALIDAS
MOVWF    TRISD                ;SALIDAS DISPLAY
MOVWF    TRISE                ;SALIDAS BARRIDO
MOVWF    PORTD

BANKSEL   TMR0
MOVLW    0X00                 ;SINCRONIZA LOS DISPLAYS
MOVWF    COUNTER_INT
MOVLW    TEMPO0
MOVWF    TMR0                 ;COFIGURO EL TIMER0 PARA SER UTILIZADO
                                ;CON INTERRUPTIONES Y ACTUALIZAR EL DISPLAY

BANKSEL   OPTION_REG
MOVLW    B'11010000'
MOVWF    OPTION_REG
BANKSEL   INTCON
BSF      INTCON,T0IE          ;INTERRUPCION POR DESBORDAMIENTO DEL TIMER 0
BSF      INTCON,PEIE         ;INT POR PERIFERICOS

BANKSEL   TICON
MOVLW    B'00110001'         ;SE HABILITA TIMER 1, PRESCALA=8
MOVWF    TICON

BANKSEL   PIE1
BSF      PIE1,TMR1IE        ;SE HABILITA INTERRUPTCION POR TIMER1

BANKSEL   ADCON0
BCF      ADCON0,CHS0
BCF      ADCON0,CHS1
BCF      ADCON0,CHS2        ;ESCOJO EL CANAL AN0 PARA LEER INICIALMENTE

CLRF    CSETP
CLRF    SETPOINT
CLRF    TEMPOH
CLRF    SETPOINTH
CLRF    RMUL1
```

RETURN

INICIALIZAR

BCF IRR1 ;SE CIERRAN LAS VALVULAS

NOP

BCF ASPI

NOP

BCF BACK

NOP

BCF ALARMA ;SE APAGA EL BUZZER

NOP

BCF BOMB

BCF BANDE,1 ;EL EQUIPO COMIENZA APAGADO

NOP

BCF BANDE,0 ;EL EQUIPO EMPIEZA EN EL MODO LINEAL

BCF BANDE,2 ;BANDERA DE LIMITE (PARA EL SONIDO)

MOVLW 0X12 ;SE COMIENZA EL PROGRAMA MOSTRANDO

MOVWF DISP1 ;EL VALOR --- EN EL DISPLAY

MOVLW 0X12

MOVWF DISP2

MOVLW 0X12

MOVWF DISP3

MOVLW 0X00 ;Y CON LOS LEDS APAGADOS

MOVWF DISP4

MOVLW 0X00 ;SE CIERRA LA VALVULA REGULADORA

LCALL MOVER

RETURN

;SUBROUTINA PARA LECTURA DE LOS CANALES ANALOGOS

ADC_PRESION

BCF ADCON0,CHS0 ;ESCOJO AN0

BSF ADCON0,ADON ;HABILITO CONVERSORES

LCALL RETARDITO

LCALL RETARDITO

BSF ADCON0,2 ;INIICIO CONVERSION

CONTINUA0

BTFS ADCON0,2

GOTO CONTINUA0

BCF ADCON0,ADON ;SE DESABILITA CONVERSORES

MOVWF ADRESH

ADDWF PRESION,F

RRF PRESION

MOVWF PRESION

RETURN

ADC_PEDAL

```

;BCF  INTCON,GIE
;BANKSEL  ADCON0
BSF  ADCON0,CHS0      ;ESCOJO ANI
BSF  ADCON0,ADON      ;HABILITO CONVERSORES
NOP
BSF  ADCON0,2        ;INICIO CONVERSION
CONTINUA1
BTFSC ADCON0,2
GOTO CONTINUA1
BCF  ADCON0,ADON      ;SE DESABILITA CONVERSORES
MOVWF  ADRESH        ;SE PROMEDIA CON EL VALOR ANTERIOR
MOVWF  PEDAL

MOVLW  D'255'        ;LIMITE MAXIMO A 254
SUBWF  PEDAL,W
BNZ  JUMP_AD
MOVLW  D'254'
MOVWF  PEDAL
JUMP_AD
RETURN
;-----
;      MULTIPLICAR POR 2
;-----
MULT2
MOVWF  TMULT
CLRF  RMUL0
BCF  STATUS,C
RLF  TMULT,F
BTFSS STATUS,C
GOTO  NHAC
BSF  RMULI,0        ;SUMA 256 EN BCD
MOVWF  TMULT
MOVWF  RMUL0
RETURN
NHAC
BCF  RMULI,0        ;BANDERA AVISO DE 256
MOVWF  TMULT
MOVWF  RMUL0
RETURN
;-----
;      CONVERSION A BCD
;-----
;El valor a transformar a bcd debe estar almacenado en TEMPO Y TEMPOH antes de
;ingresar a la subrutina
;-----
BCD

```

```
MOVLW    0X00
MOVWF    BCDU
MOVWF    BCDD
MOVWF    BCDC
```

```
BTFSS   TEMPOH,0
GOTO    INCREM1
MOVLW   0X02
MOVWF   BCDC
```

INCREM1

```
INCF    BCDC
BCF     STATUS,C
MOVLW   0X64
SUBWF   TEMPO,F
BTFSC   STATUS,C
GOTO    INCREM1
ADDWF   TEMPO
MOVLW   0X01
SUBWF   BCDC,F
```

;SI SE PRODUCE CARRY DEBO SUMAR 100

```
BTFSS   TEMPOH,0
GOTO    VERI2
MOVLW   D'56'
ADDWF   TEMPO,F
```

VERI2

```
INCF    BCDC
BCF     STATUS,C
MOVLW   0X64
SUBWF   TEMPO,F
BTFSC   STATUS,C
GOTO    VERI2
ADDWF   TEMPO
MOVLW   0X01
SUBWF   BCDC,F
```

;SI SE PRODUCE CARRY DEBO SUMAR 100

INCREM2

```
INCF    BCDD
BCF     STATUS,C
MOVLW   0X0A
SUBWF   TEMPO,F
BTFSC   STATUS,C
GOTO    INCREM2
ADDWF   TEMPO
MOVLW   0X01
SUBWF   BCDD,F
MOVWF   TEMPO
MOVWF   BCDU
```

;SI SE PRODUCE CARRY DEBO SUMAR 10

```
MOVWF   BCDU
MOVWF   DISP3
MOVWF   BCDD
MOVWF   DISP2
MOVWF   BCDC
MOVWF   DISP1
```

;esta parte escribe en los displays

RETURN

;CONTROL DEL MOTOR A PASOS

MOVER

MOVWF ENVIO

MOVWF TEMP

SUBWF DATA_SENDED,W

;SE COMPARA EL NUEVO DATO CON EL ULTIMO

DATO ENVIADO

BTFSC STATUS,Z

;SI SON IGUALES, NO SE ENVIA NADA

RETURN

BCF INTCON,GIE

BSF DAT

BSF CLK

;SE ENVIA GENERA UNA INTERRUPCION

NOP

;EN EL PIC2

NOP

BCF DAT

ENVIAR

;RB0 Y CLK DEL CONTROL DEL MOTOR DE PASOS

MOVLW 0X08

MOVWF BITS

;se envian 8 bits

RLF ENVIO

;SE PASA EL BIT 7 AL CARRY

NOP

NOP

NOP

BCF CLK

;SE HABILITA LECTURA DE DATOS EN EL PIC2

NOP

NOP

NOP

NOP

NOP

NOP

ENV

BCF CLK

MOVLW 0X05

MOVWF RET3

DECFSZ RET3

;ESPERA

GOTO \$-1

RLF ENVIO

BTFSS ENVIO,0

GOTO CERO

BSF DAT

;DATOS DEL CONTROL DE MOTOR DE PASOS

nop

nop

nop

BSF CLK

GOTO SIGP

CERO

BCF DAT

nop

nop

```

        BSF   CLK
        GOTO  SIGP
SIGP
        DECFSZ   BITS
        GOTO  ENV
        BSF   CLK
        BSF   DAT
        MOVFW   TEMP
        MOVWF   DATA_SENDED
;*****
;
;BCF   DAT
;*****
;
        BSF   INTCON,GIE
        RETURN
;-----
;RETARDOS
;-----

```

```

RETARDO
        MOVLW   0X60
        MOVWF   RET2
WAIT    MOVLW   0XFF
        MOVWF   RET1
        DECFSZ   RET1
        GOTO  S-1
        DECFSZ   RET2
        GOTO  WAIT
        RETURN

```

```

RETARDITO
        MOVLW   D'27
        MOVWF   RET1
        DECFSZ   RET1
        GOTO  S-1
        RETURN

```

```

RETARDOT
        MOVLW   0XFF
        MOVWF   RET2
WAITT    MOVLW   0XFF
        MOVWF   RET1
        DECFSZ   RET1
        GOTO  S-1
        DECFSZ   RET2
        GOTO  WAITT
        RETURN

```

```

RETARDOTE
        CALL  RETARDOT
        CALL  RETARDOT
        CALL  RETARDOT
        CALL  RETARDOT
        CALL  RETARDOT
        RETURN

```

```
.*****  
;Barrido de los displays  
.*****
```

```
ORG 0X0300
```

```
BARRIDO
```

```
CLRWDT  
MOVLW 0X03  
MOVWF PCLATH  
MOVWF COUNTER_INT  
ADDWF PCL,1  
GOTO NUM1  
GOTO BLANK  
GOTO NUM2  
GOTO BLANK  
GOTO NUM3  
GOTO BLANK  
GOTO NUM4  
GOTO BLANK  
GOTO BLANK2
```

```
NUM1 MOVLW 0X00 ;ENCIENDE EL PRIMER DISPLAY  
MOVWF PORTE  
MOVLW 0X05  
MOVWF PCLATH  
MOVWF DISP1  
LCALL TBLASCI  
MOVWF DATO1  
COMF DATO1,0  
MOVWF DISPLAY  
GOTO END_BARRIDO
```

```
NUM2 MOVLW 0X01 ;ENCIENDE EL SEGUNDO DISPLAY  
MOVWF PORTE  
MOVLW 0X05  
MOVWF PCLATH  
MOVWF DISP2  
LCALL TBLASCI  
MOVWF DATO1  
COMF DATO1,0  
MOVWF DISPLAY  
GOTO END_BARRIDO
```

```
NUM3 MOVLW 0X02 ;ENCIENDE EL TERÇER DISPLAY  
MOVWF PORTE  
MOVLW 0X05  
MOVWF PCLATH  
MOVWF DISP3  
LCALL TBLASCI  
MOVWF DATO1  
COMF DATO1,0  
MOVWF DISPLAY  
GOTO END_BARRIDO
```

```
NUM4 MOVLW 0X03 ;ENCIENDE LA FILA DE LEDS  
MOVWF PORTE
```

```

MOVLW    0X05
MOVWF    PCLATH
MOVWF    DISP4
;LCALLTBLASCI
MOVWF    DATO1
COMF    DATO1,0
MOVWF    DISPLAY
GOTO    END_BARRIDO

```

```

BLANK    MOVLW    0XFF    ;SE APAGAN TODOS LOS DISPLAYS
        MOVWF    PORTE
        MOVLW    0XFF    ;SE APAGAN TODOS LOS DISPLAYS
        MOVWF    DISPLAY
        GOTO    END_BARRIDO

```

```

BLANK2   MOVLW    0XFF    ;SE APAGAN TODOS LOS DISPLAYS
        MOVWF    PORTE
        MOVLW    0XFF    ;SE APAGAN TODOS LOS DISPLAYS
        MOVWF    DISPLAY
        MOVLW    0XFF
        MOVWF    COUNTER_INT
        GOTO    END_BARRIDO

```

```

END_BARRIDO
    INCF    COUNTER_INT,1
    RETURN

```

```

;-----
SONIDO
;-----

```

```

    BTFSS    LED_ASP
    GOTO    CLR_ALARM
    BTFSS    LED_MODALIN
    GOTO    CLR_ALARM

```

```

    BTFSS    ALARMA
    GOTO    SET_ALARM
    GOTO    CLR_ALARM

```

```

SET_ALARM
    BSF     ALARMA
    MOVWF   PEDAL
    BTFSC   BANDE,2
    MOVWF   SETPOINT
    MOVWF   TMR1H
    RETURN

```

```

CLR_ALARM
    BCF     ALARMA
    MOVWF   PEDAL
    BTFSC   BANDE,2
    MOVWF   SETPOINT
    MOVWF   TMR1H
    RETURN

```

```

RETURN
;-----

```

ORG 0X0500

TBLASCI.

	ADDWF	PCL
DT	B'00111111',B'00110000',B'01101101',B'01111001',B'01110010',B'01011011',B'01011110'	
DT	B'00110001',B'01111111',B'01110011'	
DT	B'11101110',B'01111010',B'11110000',B'00111110'	
DT	B'11110010',B'11100010',B'11000110'	
DT	.64,00,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02	
DT	02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02,02	

ORG 0X600

TBLASIC

	ADDWF	PCL
DT	.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0,.0	
DT	.0,.18,.22,.24,.27,.29,.30,.32,.33,.34,.35,.36,.37,.38,.39,.40,.40	
DT	.41,.42,.43,.43,.44,.44,.45,.46,.46,.47,.47,.48,.48,.49,.49,.50	
DT	.50,.51,.51,.52,.52,.52,.53,.53,.54,.54,.54,.55,.55,.56,.56,.56	
DT	.57,.57,.57,.58,.58,.58,.59,.59,.59,.60,.60,.60,.61,.61,.61	
DT	.62,.62,.62,.62,.63,.63,.63,.63,.64,.64,.64,.65,.65,.65,.65,.66	
DT	.66,.66,.66,.66,.67,.67,.67,.67,.68,.68,.68,.68,.69,.69,.69,.69,.69	
DT	.70,.70,.70,.70,.70,.71,.71,.71,.71,.72,.72,.72,.72,.72,.73,.73	
DT	.73,.73,.73,.74,.74,.74,.74,.74,.75,.75,.75,.75,.75,.76,.76,.76	
DT	.76,.76,.76,.77,.77,.77,.77,.77,.78,.78,.78,.78,.78,.79,.79	
DT	.79,.79,.79,.79,.80,.80,.80,.80,.80,.80,.81,.81,.81,.81,.81,.81	
DT	.82,.82,.82,.82,.82,.82,.82,.83,.83,.83,.83,.83,.83,.84,.84,.84	
DT	.84,.84,.84,.84,.85,.85,.85,.85,.85,.85,.85,.85,.86,.86,.86,.86	
DT	.86,.86,.87,.87,.87,.87,.87,.87,.87,.87,.88,.88,.88,.88,.88,.88	
DT	.88,.89,.89,.89,.89,.89,.89,.89,.89,.89,.90,.90	

ORG 0X700

TBLCORR

	ADDWF	PCL
DT	.0,.9,.13,.16,.19,.21,.23,.25,.27,.28,.30,.31,.33,.34,.35,.37,.38,.39	
DT	.40,.41,.42,.43,.44,.45,.46,.47,.48,.49,.50,.51,.52,.53,.54,.54,.55	
DT	.56,.57,.58,.58,.59,.60,.61,.61,.62,.63,.64,.64,.65,.66,.66,.67,.68	
DT	.68,.69,.70,.70,.71,.72,.72,.73,.73,.74,.75,.75,.76,.76,.77,.78,.78	
DT	.79,.79,.80,.80,.81,.82,.82,.83,.83,.84,.84,.85,.85,.86,.86	
DT	.87,.87,.88,.88,.89,.90,.90	
DT	.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90	
DT	.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90	
DT	.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90,.90	

END

```

;*****
;
;   PROGRAMA PARA EL SISTEMA DE ULTRASONIDO
;*****
;REALIZADO POR: MAURICIO HERRERA
;
;           JORGE TERAN
;*****

```

```

list      P=16f877
include "p16f877.inc"

```

```

ORG 0X00
LGOTO INICIO
ORG 0X04
LGOTO INTERRUPCION

```

```

#DEFINE    DISPLAY      PORTD
#DEFINE    TEMPO0      0X0F
#DEFINE    LSB      0X00
#DEFINE    MSB      0X07
#DEFINE    FREQ_CENTRAL      D'93'

```

```

#DEFINE    P_UP    PORTB,4      ; PULSADOR UP
#DEFINE    P_DOWN  PORTB,6      ; PULSADOR DOWN
#DEFINE    P_MODE  PORTB,7      ; PULSADOR MODO
#DEFINE    P_ONOFF PORTB,5      ; PULSADOR ON/OFF

```

```

#DEFINE    LED_ON_OFF DISP4,0    ; LED IND. DE ENCENDIDO
#DEFINE    LED_MODO_LIN DISP4,1   ; LED IND. MODO LINEAL
#DEFINE    LED_MODO_FIJ DISP4,5   ; LED IND. MODO FIJO

```

```

#DEFINE    CS      PORTC,0      ;CHIP SELECT (POT DIG)
#DEFINE    SDI     PORTC,5      ;DATOS (POT DIG)
#DEFINE    SCK     PORTC,3      ;RELOJ (POT DIG)

```

```

#DEFINE    PWM     PORTC,2      ;SALIDA PWM (MODULACION DE LA
POTENCIA)
#DEFINE    DUTY_CYCLE CCPR1L    ;INDICE DE MODULACION DE LA POTENCIA

```

```

CBLOCK 0X20
TEMP
TEMP_W
TEMP_PCLATH
RET1
RET2
RX_DATO1
RX_DATO2
COUNTER
COUNTER_INT
CONTA_U
CONTA_D
CONTA_C

```

```

TEMPO
BCDU
BCDD
BCDC
ESTADO
CODE_ONE
CODE_TWO

```

```

SENSE
TEMP_STATUS
TX_STATUS
DISP1
DISP2
DISP3
DISP4
DATOI
count
DATA_RECEIVED
DATA_RECEIVED2
CONTADOR
DATA_BYTE
COMAND_BYTE
PEDAL
ANALOG0L
ANALOG1L
ANDE
SETPOINT
POTENCIA
RMULO
RMUL1
TEMPOH
BANDE
TMULT
FMIN
FMAX
FREQ_TRABAJO
POWER
ENDC

```

```

-----
;
;   MACROS PARA CAMBIAR DE BANCOS
;
-----

```

MURCI

```

BANCO0    MACRO
          BCF  STATUS,RP1
          BCF  STATUS,RP0
          ENDM

```

```

BANCO1    MACRO
          BSF  STATUS,RP0
          BCF  STATUS,RP1
          ENDM

```

```

;*****
;
;   PROGRAMA PRINCIPAL
;*****

```

```

INICIO
  LCALL CONFIGURAR
  LCALL INICIALIZAR
  MOVLW    0X11
  MOVWF   DISP1      ;SE MUESTRA --- EN EL DISPLAY
  MOVWF   DISP2
  MOVWF   DISP3
  BSF     INTCON,GIE
  MOVLW   D'100'
  MOVWF   DUTY_CYCLE
  CALL    SINTONIZAR
  CALL    RETARDOTE
  CALL    RETARDOTE
  CALL    RETARDOTE
  CALL    RETARDOTE
  CLR    DUTY_CYCLE

```

APAGAR

LCALL INICIALIZAR
BSF INTCON,GIE

EMP

LCALL TECLADO
BTFSS BANDE,1 ;REVISAS SI ESTA ENCENDIDO EL EQUIPO
GOTO APAGAR
BTFSS BANDE,0 ;CHEQUEA MODO ACTIVO
GOTO LINEAL
GOTO FIJO

; MODO FIJO

FIJO

BSF LED_ON_OFF
BCF LED_MODO_LIN ;SE ENCIENDE LED DE MODO FIJO
BSF LED_MODO_FIJ
NOP

LCALL ADC_PEDAL
MOVLW D'25' ;VALOR DEL 10% del pedal
SUBWFPEDAL,W
BNC USOFF

MOVFW SETPOINT ;SE ACTIVA EL GENERADOR DE US
MOVWF DUTY_CYCLE ;CON EL VALOR DEL SETPOINT

LCALL RETARDOTE
MOVFW SETPOINT
MOVWF TEMPO
CLRF TEMPOH
LCALL BCD
GOTO EMP

USOFF

MOVLW D'15' ;VALOR < 10% del pedal
SUBWFPEDAL,W ;PARA LOGRAR UN EFECTO DE HISTERESIS
BC EMP
CLRF DUTY_CYCLE ;SE APAGA EL GENERADOR DE US
MOVFW SETPOINT
MOVWF TEMPO
LCALL BCD
GOTO EMP

; MODO LINEAL

LINEAL

BSF LED_ON_OFF
NOP
BSF LED_MODO_LIN ;SE ENCIENDE LED DE MODO LINEAL
NOP
BCF LED_MODO_FIJ
NOP

LCALL ADC_PEDAL
MOVLW D'25' ;VALOR DE EL 10% del pedal
SUBWFPEDAL,W
BNC USOFF1

MOVLW 0X06
MOVWF PCLATH
MOVFW PEDAL ;SE VERIFICA QUE EL VALOR INDICADO
CALL TBLPOW

```
MOVWF    POWER
MOVFW    POWER
SUBWFSETPOINT,W    ;POR EL PEDAL
BNC     SOBREPASA    ;NO SOBREPASE EL SETPOINT
```

```
MOVFW    POWER
MOVWF    DUTY_CYCLE    ;SE AJUSTA EL VALOR DE LA POTENCIA AL VALOR
DEL PEDAL*
GOTO    MEDIR_POT
```

SOBREPASA

```
MOVFW    SETPOINT
MOVWF    DUTY_CYCLE
MOVWF    TEMPO
CLRF    TEMPOH
LCALL    BCD
LGOTO    EMP
```

MEDIR_POT

```
MOVFW    POWER
MOVWF    TEMPO
CLRF    TEMPOH
LCALL    BCD
LGOTO    EMP
```

USOFF1

```
MOVLW    D'15'    ;VALOR < 10% del pedal
SUBWFPEDAL,W    ;PARA LOGRAR UN EFECTO DE HISTERESIS
BC     EMP
```

```
CLRF    DUTY_CYCLE    ;SE APAGA EL GENERADOR DE US
MOVFW    SETPOINT
MOVWF    TEMPO
LCALL    BCD
LGOTO    EMP
```

TECLADO

TECLADO

```
BTSS    P_ONOFF
GOTO    ON_OFF
BTSS    P_UP
GOTO    INCREM
BTSS    P_DOWN
GOTO    DECREM
BTSS    P_MODE
GOTO    MODO
GOTO    FIN
```

INCREM

```
LCALL    RETARDO
LCALL    RETARDO
MOVLW    D'100'    ;LIMITE MAXIMO A 100% (35W)
SUBWFSETPOINT,W
BZ     JUMP1
MOVLW    D'1'
ADDWF    SETPOINT
```

JUMP1

```
GOTO    FIN
```

DECREM

```

LCALL RETARDO
LCALL RETARDO
MOVLW    D'00'           ;LIMITE MINIMO A 0%
SUBWF SETPOINT,W
BZ      JUMP2
MOVLW    D'I'
SUBWF SETPOINT
JUMP2
GOTO FIN
MODO
LCALL RETARDOT
LCALL RETARDO
BTSS   BANDE,0           ; BANDERA DE COMPLEMENTO DE MODO 0=LINEAL
GOTO SETEAR_BAN
BCF    BANDE,0
GOTO FIN
SETEAR_BAN
BSF    BANDE,0
GOTO FIN
ON_OFF
LCALL RETARDOT
LCALL RETARDO
BTSS   BANDE,1           ; BANDERA DE COMPLEMENTO DE ON_OFF
GOTO PRENDER
BCF    BANDE,1
GOTO FIN
PRENDER
BSF    BANDE,1
FIN
RETURN

;-----
CONFIGURAR
;-----

BANKSEL    ADCON1
MOVLW     B'0000100'   ;RA0,RA1,RA3 ENTRADAS ANALOGICAS, RESTO DIGITALES
MOVWF     ADCON1       ;Y LA CONVERSION ES JUSTIFICADA A LA IZQUIERDA
MOVLW     B'11100011'
MOVWF     TRISA        ;RA2 SALIDA DIGITAL BUZZER

BANKSEL    ADCON0
BCF     ADCON0,7
BSF     ADCON0,6       ;SELECCIONAMOS EL RELOJ DE OSCILACION COMO 32 TOSC.

BANKSEL TRISA
MOVLW     0X00         ;PUERTO  D SALIDAS (SEGMENTOS DISPLAY)
MOVWF     TRISD
MOVLW     0X00         ;PUERTO  E SALIDAS (BARRIDO DISPLAYS)
MOVWF     TRISE
MOVLW     0XFF         ;PUERTO B ENTRADAS (TECLADO)
MOVWF     TRISB
MOVLW     0X00         ;PUERTO  C SALIDAS (POT. DIGITAL, SALIDA PWM)
MOVWF     TRISC

BANKSEL    TMR0
MOVLW     0X00         ;SINCRONIZA LOS DISPLAYS
MOVWF     COUNTER_INT
MOVLW     TEMPO0       ;COFIGURO EL TIMER0 PARA SER UTILIZADO
MOVWF     TMR0        ;CON INTERRUPTIONES Y ACTUALIZAR EL DISPLAY

BANKSEL    OPTION_REG
MOVLW     B'11010001'

```

```

MOVWF    OPTION_REG
BANKSEL  INTCON
BSF     INTCON,T0IE      ;INTERRUPCION POR DESBORDAMIENTO DEL TIMER 0
BANKSEL  ADCON0
BCF     ADCON0,CHS0
BCF     ADCON0,CHS1
BCF     ADCON0,CHS2      ;ESCOJO EL CANAL AN0 PARA LEER INICIALMENTE

```

```

BANKSEL  PR2
MOVLW   0XFF             ;
MOVWF   PR2              ;setting the period of PWM
BANKSEL  CCP1L
MOVLW   0X00             ;
MOVWF   CCP1L           ;SETTING 0% DUTY CICLE

```

```

BANKSEL  T2CON
MOVLW   0x05             ;TMR2 on, prescale = 4
MOVWF   T2CON           ;load 0x05, into T2CON reg
MOVWF   CCP1CON         ;and enable PWM mode

```

```

BANKSEL PORTA
MOVLW   0X00
MOVWF   COUNTER_INT
MOVLW   0XFF
MOVWF   PORTE
CLRF   SETPOINT
CLRF   CONTADOR
RETURN

```

INICIALIZAR

```

MOVLW   FREQ_CENTRAL      ;EL EQUIPO GENERA UNA FRECUENCIA
MOVWF   DATA_BYTE       ;DE APROX 40KHz
CALL   POT_DIG           ;AL ENCENDERSE

```

```

MOVLW   FREQ_CENTRAL-D'25'
MOVWF   FMIN
MOVLW   FREQ_CENTRAL+D'25'
MOVWF   FMAX

```

```

BCF     BANDE,1          ;EL EQUIPO COMIENZA APAGADO
NOP
BCF     BANDE,0          ;EL EQUIPO EMPIEZA EN EL MODO LINEAL

```

```

MOVLW   0X12             ;SE COMIENZA EL PROGRAMA SIN MOSTRAR
MOVWF   DISP1           ;NINGUN VALOR EN EL DISPLAY
MOVLW   0X12
MOVWF   DISP2
MOVLW   0X12
MOVWF   DISP3
MOVLW   0X00             ;Y CON LOS LEDS APAGADOS
MOVWF   DISP4
RETURN

```

;SUBROUTINA PARA LECTURA DE LOS CANALES ANALOGOS

;-----

ADC_POTENCIA

```

BCF INTCON,GIE ;DESHABLITAR INTERRUPTACIONES
BANKSEL ADCON0
BCF ADCON0,CHS0 ;ESCOJO AN0
BSF ADCON0,ADON ;HABILITO CONVERSORES
LCALL RETARDITO
LCALL RETARDITO

```

```

BSF ADCON0,2 ;INICIO CONVERSION

```

CONTINUA0

```

BTFSC ADCON0,2
GOTO CONTINUA0
BCF ADCON0,ADON ;SE DESABILITA CONVERSORES
MOVFW ADRESH
MOVWF POTENCIA
BANCOI
MOVFW ADRESL
BANCO0
MOVWF ANALOG0L
BSF INTCON,GIE
RETURN

```

ADC_PEDAL

```

BCF INTCON,GIE
BANKSEL ADCON0
BSF ADCON0,CHS0 ;ESCOJO ANI
BSF ADCON0,ADON ;HABILITO CONVERSORES
LCALL RETARDITO

```

```

BSF ADCON0,2 ;INICIO CONVERSION

```

CONTINUA1

```

BTFSC ADCON0,2
GOTO CONTINUA1
BCF ADCON0,ADON ;SE DESABILITA CONVERSORES
MOVFW ADRESH ;SE PROMEDIA CON EL VALOR

```

ANTERIOR

```

ADDWF PEDAL,F
RRF PEDAL
BANCOI
MOVFW ADRESL
BANCO0
MOVWF ANALOG1L
MOVLW D'255' ;LIMITE MAXIMO A 254
SUBWFPEDAL,W
BNZ JUMP_AD
MOVLW D'254'
MOVWF PEDAL

```

JUMP_AD

```

BSF INTCON,GIE
RETURN

```

;SINTONIZAR

```

MOVFW FMIN ;SE BARRE A PARTIR DE LA FRECUENCIA MINIMA

```

```

MOVWF DATA_BYTE
MOVWF FREQ_TRABAJO

```

```
CALL POT_DIG
CALL RETARDO ;RETARDO DE 25uS
```

```
CALL ADC_POTENCIA ;SE REALIZA UNA MEDICION INICIAL DE POTENCIA
MOVFW POTENCIA
MOVWF TEMPO ;EN TEMPO SE ALMACENA LA MEJOR POTENCIA
```

```
NUEVA_FREQ
INCF DATA_BYTE
MOVFW FMAX ;SE VERIFICA QUE NO SE SOBREPASE LA F_MAX
```

```
SUBWF DATA_BYTE,W
BNC MEDIR_POTENCIA
MOVFW FREQ_TRABAJO
MOVWF DATA_BYTE
CALL POT_DIG
RETURN
```

```
MEDIR_POTENCIA
CALL POT_DIG
CALL RETARDO
```

```
CALL ADC_POTENCIA ;SE REALIZA UNA NUEVA LECTURA DE LA
POTENCIA
MOVFW POTENCIA
SUBWF TEMPO,W
BNC BEST_FREQ
GOTO NUEVA_FREQ
```

```
BEST_FREQ
MOVFW POTENCIA ;SE ALMACENAN LAS MEJORES CONDICIONES DE
MOVWF TEMPO ;TRABAJO
MOVFW DATA_BYTE
MOVWF FREQ_TRABAJO
GOTO NUEVA_FREQ
```

```
MOVWF DATA_BYTE
CALL POT_DIG
```

```
*****
;
INTERRUPCION
;
*****
```

```
MOVWF TEMP_W
MOVFW STATUS
MOVWF TEMP_STATUS
MOVFW PCLATH
MOVWF TEMP_PCLATH
CALL BARRIDO
BCF INTCON,T0IF
```

```
FIN_INTERR
BCF INTCON,INTF
MOVFW TEMP_PCLATH
MOVWF PCLATH
MOVFW TEMP_STATUS
MOVWF STATUS
MOVFW TEMP_W
RETFIE
```

;RETARDOS

RETARDO

```
    ;RETURN
    MOVLW    0XFF
    MOVWF    RET2
WAIT  MOVLW    0XFF
    MOVWF    RET1
    DECFSZ   RET1
    GOTO     $-1
    DECFSZ   RET2
    GOTO     WAIT
    RETURN
```

RETARDO TE

```
    LCALL   RETARDOT
    LCALL   RETARDOT
    LCALL   RETARDOT
    LCALL   RETARDOT
    RETURN
```

RETARDITO

```
    ;MOVLW    D'27'
    MOVLW    D'100'
    MOVWF    RET1
    DECFSZ   RET1
    GOTO     $-1
    RETURN
```

RETARDOT

```
    ;RETURN
    MOVLW    0XFF
    MOVWF    RET2
WAITT MOVLW    0XFF
    MOVWF    RET1
    DECFSZ   RET1
    GOTO     $-1
    DECFSZ   RET2
    GOTO     WAITT
    RETURN
```

PULSO MACRO

```
    BSF     SCK
    NOP
    NOP
    NOP
    NOP
    BCF     SCK
    NOP
    ENDM
```

; MULTIPLICAR POR 2

MULT2

```
    MOVWF    TMULT
    CLRF    RMUL0
    BCF     STATUS,C
    RLF     TMULT,F
    BTFSS   STATUS,C
    GOTO    NHAC
    BSF     RMULI,0
    MOVWF    TMULT
;SUMA 256 EN BCD
```



```

MOVFW   BCDU           ;esta parte escribe en los displays
MOVWF   DISP3
MOVFW   BCDD
MOVWF   DISP2
MOVFW   BCDC
MOVWF   DISPI

```

RETURN

```

;*****
;transmición para el potenciómetro digital
;*****

```

POT_DIG

```

        MOVLW   B'00010011'
        MOVWF   COMAND_BYTE           ;comando asignar valor

        MOVLW   0X08
        MOVWF   COUNTER

        MOVFW   COMAND_BYTE
        MOVWF   TEMP

        BCF     CS
        NOP
NEXT1  RLF     TEMP
        BC      SETEAR
        BCF     SDI
        GOTO    CONTINUE

SETEAR  BSF     SDI
CONTINUE
        PULSO
        DECFSZ  COUNTER
        GOTO    NEXT1

        MOVLW   0X08
        MOVWF   COUNTER

        MOVFW   DATA_BYTE
        MOVWF   TEMP
        BCF     CS
        NOP
NEXT2  RLF     TEMP
        BC      SETEAR2
        BCF     SDI
        GOTO    CONTINUE2

SETEAR2 BSF     SDI
CONTINUE2
        PULSO
        DECFSZ  COUNTER
        GOTO    NEXT2
        NOP
        NOP
        BSF     CS

```

RETURN

```

;*****
;Barrido de los displays
;*****

```

ORG 0X0300
BARRIDO

```

CLRWDT
MOVLW    0X03
MOVWF    PCLATH
MOVFW    COUNTER_INT
ADDWF    PCL,1
GOTO    NUM1
GOTO    BLANK
GOTO    NUM2
GOTO    BLANK
GOTO    NUM3
GOTO    BLANK
GOTO    NUM4
GOTO    BLANK
GOTO    BLANK2

```

```

NUM1  MOVLW    0X00    ;ENCIENDE EL PRIMER DISPLAY
      MOVWF    PORTE
      MOVLW    0X05
      MOVWF    PCLATH
      MOVFW    DISP1
      LCALL   TBLASCI
      MOVWF    DATO1
      COMF    DATO1,0
      MOVWF    DISPLAY
      GOTO    END_BARRIDO

```

```

NUM2  MOVLW    0X01    ;ENCIENDE EL SEGUNDO DISPLAY
      MOVWF    PORTE
      MOVLW    0X05
      MOVWF    PCLATH
      MOVFW    DISP2
      LCALL   TBLASCI
      MOVWF    DATO1
      COMF    DATO1,0
      MOVWF    DISPLAY
      GOTO    END_BARRIDO

```

```

NUM3  MOVLW    0X02    ;ENCIENDE EL TERCER DISPLAY
      MOVWF    PORTE
      MOVLW    0X05
      MOVWF    PCLATH
      MOVFW    DISP3
      LCALL   TBLASCI
      MOVWF    DATO1
      COMF    DATO1,0
      MOVWF    DISPLAY
      GOTO    END_BARRIDO

```

```

NUM4  MOVLW    0X03    ;ENCIENDE LA FILA DE LEDS
      MOVWF    PORTE
      MOVLW    0X05
      MOVWF    PCLATH
      MOVFW    DISP4
      ;LCALL TBLASCI
      MOVWF    DATO1
      COMF    DATO1,0
      MOVWF    DISPLAY
      GOTO    END_BARRIDO

```

```

BLANK MOVLW    0XFF    ;SE APAGAN TODOS LOS DISPLAYS
      MOVWF    PORTE
      MOVLW    0XFF    ;SE APAGAN TODOS LOS DISPLAYS
      MOVWF    DISPLAY

```


ANEXO C
CERTIFICADO Y FOTOS

A QUIEN PUEDA INTERESAR

El día Sabado 13 de Septiembre del presente, tuve la grata oportunidad de probar la máquina de facoemulsificación desarrollada por el Ing. Jorge Terán y colaboradores , experimentalmente, en ojos de porcino .

Antes de exponer una que otra sugerencia respecto a la máquina en si , no puedo dejar de felicitar al Ing. Terán y colaboradores por su sapiencia y talento para materializar esta idea. Les auguro los mejores éxitos en el futuro .

Estas son mis ideas :

- 1) Cada paso o proceso dentro de la cirugía de facoemulsificación debe ser bien identificado por un sonido específico, peculiar .Esto debe relacionarse con el pedal de manejo del equipo. Al presionar el pedal a la posición 1, debe haber un ruido característico que indique que estamos en irrigación . Al presionar mas el pedal , se pasa a la posición 2 , que es la de aspiración , que tambien debe tener un sonido propio ; y, se aplica exactamente lo mismo en la posición 3 , de facoemulsificación propiamente dicha. Lo ideal es que según el sonido el cirujano sepa reconocer en que etapa de la cirugía se encuentra.
- 2) En la pantalla de la máquina se debe leer el poder del ultrasonido al hacer la facoemulsificación, ej. 50 % , 60% ,etc. . El poder de aspiración , ej 120 , 150, 250, etc ; y , el flujo de irrigación : ej 24 cc /minuto , 28 cc/minuto ,etc. Lo ideal es pre-setear los valores antes de realizar la cirugía , de tal forma que cada vez que el cirujano presione el pedal a las diferentes posiciones se van a obtener los valores que ya han sido pre-seteados y que están en la pantalla. Esto es lo que constituye el poder de trabajo de panel. Tambien se puede tener el poder lineal, que significa que la potencia del equipo va aumentándose según la fuerza con que se presione el pedal. Por ejemplo si hemos puesto en la pantalla poder de faco de 50 % , esto solo obtenemos si presionamos hasta el fondo el pedal en la posición 3. Si no es así , obtendremos poderes menores, ej 25, 30, 40 % .

- 3) Quizás se podría intentar mejorar el poder o la potencia de la facoemulsificación. En el segundo ojo que yo operé, la potencia había sido aumentada respecto del primer ojo y me sentí muy a gusto. De todas maneras sería bueno incrementarle aun más la potencia.
- 4) Al aspirar la catarata que ya fue emulsificada (el núcleo), se produjo por varias ocasiones el "surge", esto es el aplanamiento de la cámara anterior. Esto se debe a que el poder de la aspiración era mayor a la irrigación que se necesitaba. Para esto lo que generalmente se recomienda es aumentar la infusión, elevando la altura del suero de irrigación, y aumentar el flujo, por ejemplo a 28 cc /minuto.

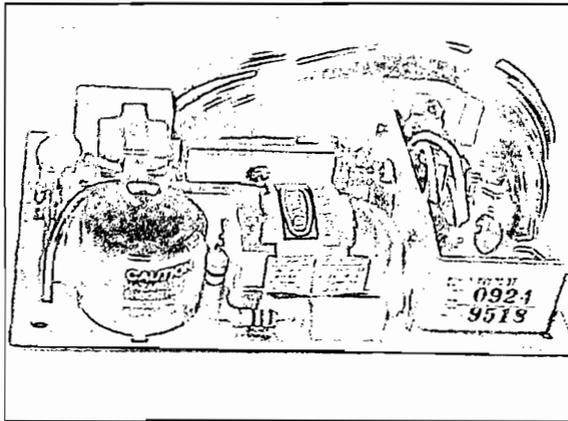
Esto es lo que les puedo sugerir.

Atentamente,

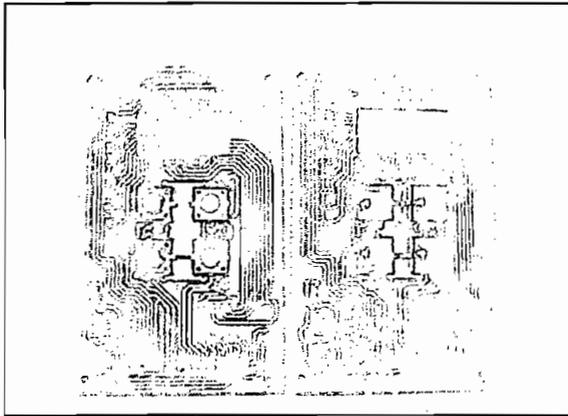


Dr. Armando Sandoval V.
Oftalmólogo Retinólogo
C.M.P. 2777

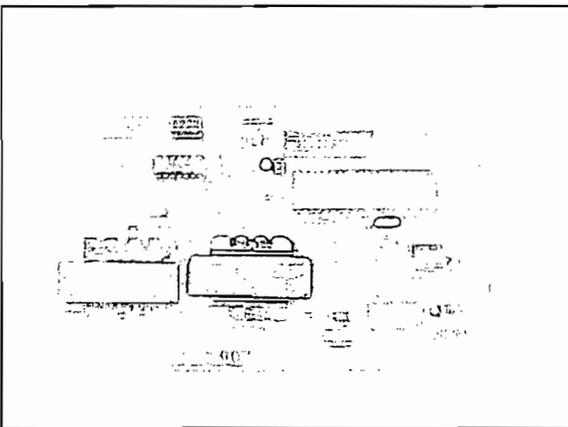
Dr. Armando Sandoval V.



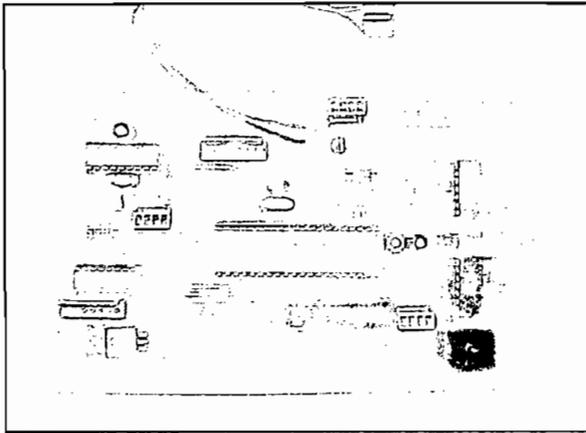
Fuente de alimentación (tipo "Open Frame")



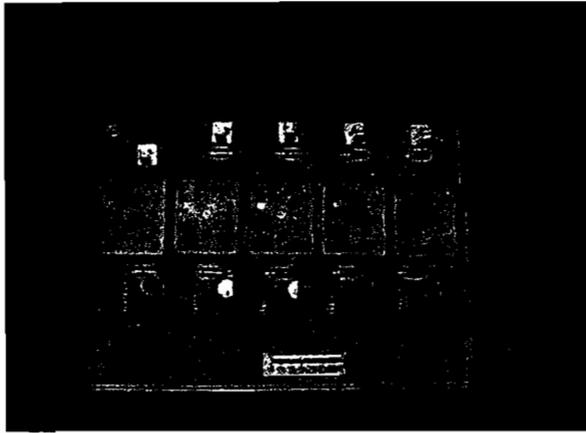
Paneles de control (Módulo I/A y US)



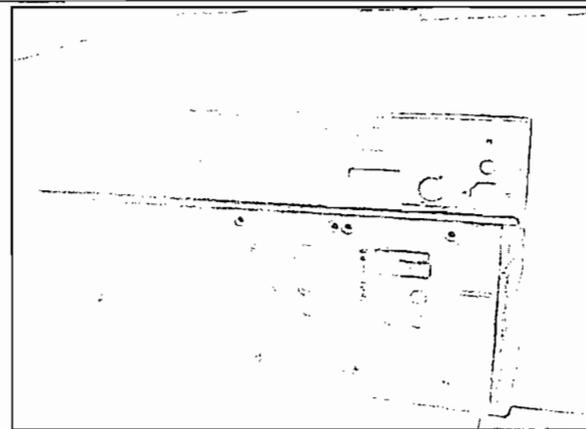
Tarjeta de generación de ultrasonidos



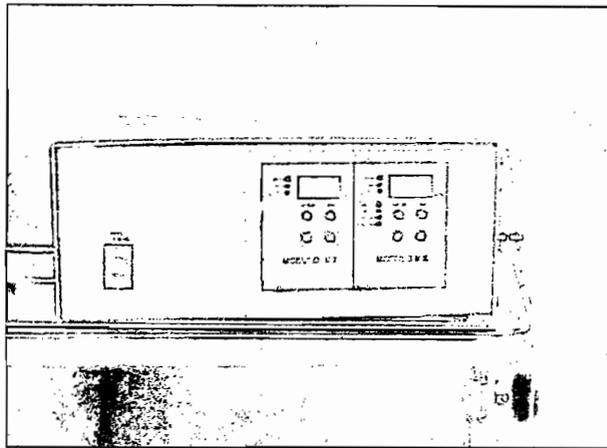
Modulo de Irrigación/Aspiración



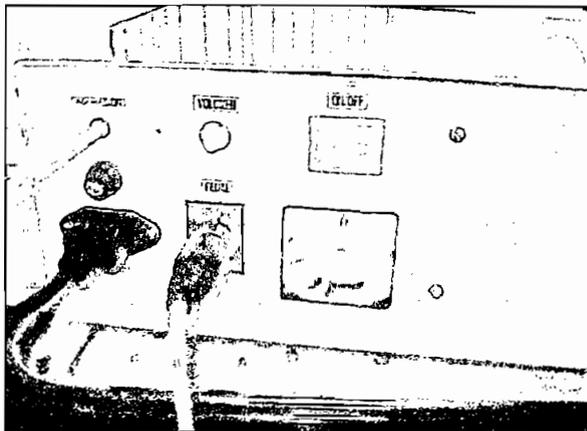
Tarjeta de reles (control de válvulas)



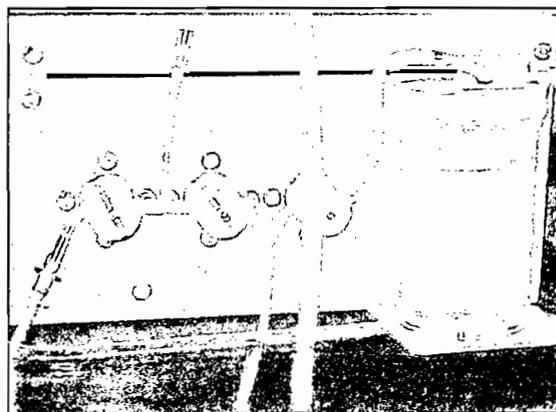
Case de aluminio



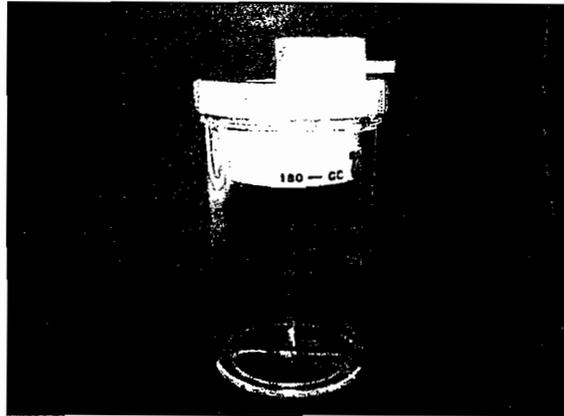
Equipo Armado (Vista Frontal)



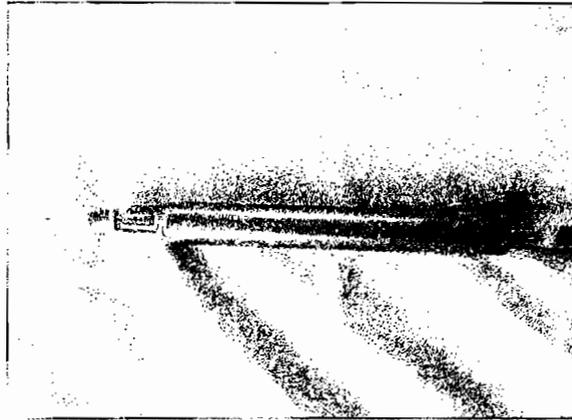
Vista posterior del equipo



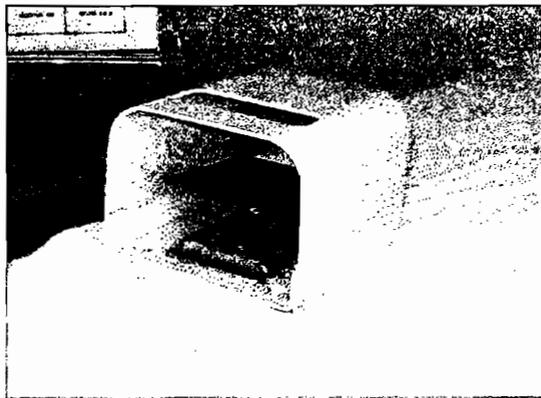
Sistema de válvulas y conexiones de las mangueras de silicona



Vaso de residuos



Pieza de mano



Pedal de control