



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

DETECTOR ULTRASONICO DE FLUJO  
SANGUINEO

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE :

INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA

AREA ELECTRICA - ELECTRONICA

P R E S E N T A :

ISRAEL SANCHEZ DOMINGUEZ



DIRECTOR DE TESIS: ING. MARTIN FUENTES CRUZ  
CO - DIRECTOR DE TESIS: DR. FABIAN GARCIA NOCETTI

CIUDAD UNIVERSITARIA  
MEXICO, D.F.

1999

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

270688



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## Agradecimientos

A La Universidad Nacional Autónoma de México, por ser mi "alma mater" y acogerme en su seno

A la Facultad de Ingeniería-UNAM.

Al Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas (IIMAS), así como al Departamento de Ingeniería de Sistemas Computacionales y Automatización (DISCA), por las facilidades prestadas para la realización de este trabajo de tesis.

A CONACYT (Proyecto No. 2146P-A9507) y a DGAP-UNAM (PAPIIT IN106796) por las facilidades otorgadas en el uso de infraestructura.

Al Dr. Fabián García, jefe del DISCA por su asesoría, apoyo y confianza en la realización de esta tesis.

Al Dr. Eduardo Monreal del ICIMAF de Cuba por su valiosa asesoría.

Y especialmente al Ing. Martín Fuentes Cruz por dirigirme en esta tesis, en donde me brindó asesoría, apoyo y su amistad.

Y a todos los amigos del DISCA-IIMAS, ICIMAF-Cuba y de la Facultad de Ingeniería-UNAM.

Dedico la presente tesis a mis padres por su amor, apoyo, paciencia y comprensión, por enseñarme a caminar por la vida; aunque me haya tardado 25 años para empezar a dar mis primeros pasos y sobre todo por enseñarme a conocer y disfrutar lo mejor de ella.

¡ POR FIN !

**INDICE****CAPÍTULO I            INTRODUCCIÓN**

I.1	Introducción	2
I.2	Objetivo	2
I.3	Descripción General	2

**CAPÍTULO II            CONCEPTOS BÁSICOS**

II.1	Ultrasonido	5
II.2	Transductores Ultrasónicos	9
	II.2.1 Materiales del Transductor	10
II.3	Efecto Doppler	11
	II.3.1 Aplicaciones del Ultrasonido Doppler	14

**CAPÍTULO III            DETECTORES DE FLUJO SANGUÍNEO**

III.1	Detectores de Flujo Sanguíneo	16
III.2	Aplicaciones de los Detectores de Flujo Sanguíneo	19
III.3	Sistemas Doppler	20
	III.3.1 Doppler Pulsado	21
	III.3.1.1 Amplitud Modulada	22
	III.3.1.2 Frecuencia Modulada	23
	III.3.2 Doppler Continuo	25

III.3.2.1 Demodulación Doppler	25
III.3.2.2 Demodulación Coherente	26
III.3.2.3 Demodulación No Coherente	28
III.3.2.4 Demodulación en Amplitud	29
III.4 Transductor	29
III.5 Oscilador	30
III.6 Transmisor	31
III.7 Receptor	32

#### **CAPÍTULO IV DISEÑO e IMPLEMENTACIÓN DE UN DETECTOR DE FLUJO SANGUÍNEO**

IV.1 Topología de Diseño	34
IV.2 Oscilador Transmisor	36
IV.3 Amplificador RF	37
IV.3.1 Amplificadores Sintonizados	38
IV.4 Detector	41
IV.4.1 Detector Rectificador	41
IV.4.2 Detector de Envolvente	42
IV.5 Preamplificador de Audio	43
IV.6 Filtro	46
IV.7 Amplificador de Audio	48
IV.8 Pruebas y Resultados	49

**CAPÍTULO V CONCLUSIONES**

V.1	Conclusiones	59
V.2	Trabajos Futuros	60

**CAPÍTULO VI BIBLIOGRAFÍA**

VI	Bibliografía	62
----	--------------	----

**APENDICE A**

•	Esquematicos y Layout.	68
---	------------------------	----

**CAPÍTULO I**

**INTRODUCCIÓN**

## **I.1. INTRODUCCIÓN**

Actualmente en el Departamento de Ingeniería de Sistemas Computacionales y Automatización (DISCA) del Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas (IIMAS) de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), se realiza investigación aplicada en el campo de la ultrasónica, enfocada al área de la Medicina. De aquí se desprenden varias líneas de investigación, entre la que destaca el área de Procesamiento de Señales e Imágenes Ultrasónicas, en la cual se desarrollan instrumentos de diagnóstico médico usando Ultrasonido.

De esta línea de investigación se origina el presente trabajo de tesis el cual está orientado a diseñar un sistema Doppler continuo para la detección del flujo sanguíneo en su versión unidireccional. Dentro de las principales aplicaciones de los detectores de flujo sanguíneo, se encuentran las siguientes: detección de latidos fetales, detección y medición de los efectos de la estenosis y la oclusión de arterias y vasos sanguíneos. Como se puede deducir el campo de aplicaciones es amplio e importante por lo que se considera un área de interés.

## **I.2. OBJETIVO**

El objetivo de este trabajo de tesis es el diseño y desarrollo de un dispositivo para detectar flujo sanguíneo, usando la señal Doppler que se produce al incidir una onda ultrasónica sobre el torrente sanguíneo.

## **I.3. DESCRIPCIÓN GENERAL**

En el presente trabajo se presenta el diseño y desarrollo de un dispositivo detector de flujo sanguíneo, el dispositivo opera basado en el efecto Doppler, el cual se produce al incidir una onda ultrasónica sobre el torrente sanguíneo. Para realizar la detección del flujo se usan dos cerámicas piezoeléctricas, de las cuales una se usa como transmisora y la otra como receptora. Durante el desarrollo de este trabajo de tesis, se describen los principios de funcionamiento y los métodos usados para la detección del flujo sanguíneo, analizando cada una de las etapas y las componentes que integran el dispositivo. Como se pretende que el dispositivo pueda ser usado como autónomo o como parte integral de un Sistema Ultrasónico más completo, se proporcionan dos salidas de la señal Doppler de flujo sanguíneo, una para que el usuario escuche y una salida analógica disponible para que la información pueda ser adquirida y procesada por un sistema.

Para facilitar la presentación de este trabajo de tesis se divide la información en 5 capítulos y un apéndice, que a continuación se describe brevemente el contenido de cada uno.

- **Capítulo 1:** En este capítulo se hace una breve introducción al trabajo que nos ocupa, describiendo la motivación que le da origen, el objetivo que pretende, así como una descripción general del mismo.
- **Capítulo 2:** En el capítulo 2 se describen los conceptos básicos asociados con el Ultrasonido, con los transductores ultrasónicos, así como la formación del efecto Doppler ultrasónico.
- **Capítulo 3:** El capítulo 3 trata sobre las partes que integran un sistema de detección de flujo sanguíneo, describiéndose detalladamente cada una de ellas.
- **Capítulo 4:** En el capítulo 4 se describe el proceso de diseño e implementación de un detector ultrasónico de flujo sanguíneo, su funcionamiento, selección de componentes, así como también se presentan pruebas y resultados obtenidos.
- **Capítulo 5:** En este capítulo se describen las conclusiones generales del trabajo y el trabajo futuro que se propone.
- **Apéndice A:** Contiene los diagramas esquemáticos y los lay-out de los circuitos del Detector de Flujo Sanguíneo descrito.

**CAPÍTULO II**  
**CONCEPTOS BÁSICOS**

## II.1. ULTRASONIDO

En el presente capítulo se hará una revisión de los conceptos básicos que se requieren saber relacionados con el tema del ultrasonido, sus características, la generación de señales Doppler en ultrasonido, así como los detectores de flujo sanguíneo por medio de ultrasonido.

Para describir lo que es el ultrasonido, es necesario entender primero que son las ondas mecánicas. Las ondas mecánicas viajan a través del medio como resultado de las variaciones de presión. En estos casos, lo que interpretamos como una onda corresponde a la perturbación de un cuerpo o de un medio. Por lo tanto podemos considerar que una onda es el movimiento de una perturbación.

Las ondas requieren de los siguientes elementos:

- Alguna fuente que produzca la perturbación.
- Un medio que se pueda perturbar.
- Una conexión o mecanismo físico por medio del cual se puedan interactuar.

Para caracterizar a las ondas sonoras, se requieren de algunos conceptos físicos importantes, tales como periodo, frecuencia, amplitud y longitud de onda, los cuales se describen a continuación.

**PERIODO.-** El periodo (T) de una fuente emisora de ondas sonoras, es el tiempo que tarda en efectuarse una oscilación completa de cada partícula, o lo que es lo mismo, el tiempo en segundos que tarda en pasar una onda completa por un mismo punto.

**FRECUENCIA.-** Es el número de oscilaciones completas que efectúa cada partícula en un segundo, es decir la rapidez con la que se repite la perturbación. Está medida en ciclos por segundo o Hertz (Hz).

El periodo y la frecuencia están relacionados por la siguiente ecuación

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

donde:        f: frecuencia  
                  T : periodo

**AMPLITUD.-** La amplitud ( $A_0$ ) representa el máximo valor que puede tener la onda o función. Estos conceptos se pueden apreciar mejor en la figura 2.1

**LONGITUD DE ONDA.-** La longitud de onda ( $\lambda$ ), es la distancia mínima entre dos puntos de una onda que vibran en fase. Las ondas viajan o se propagan, con una velocidad específica, la cual depende de las propiedades del medio que se perturba.

La longitud de onda y la frecuencia están relacionadas con la velocidad del sonido en el medio (C) por la siguiente ecuación:

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

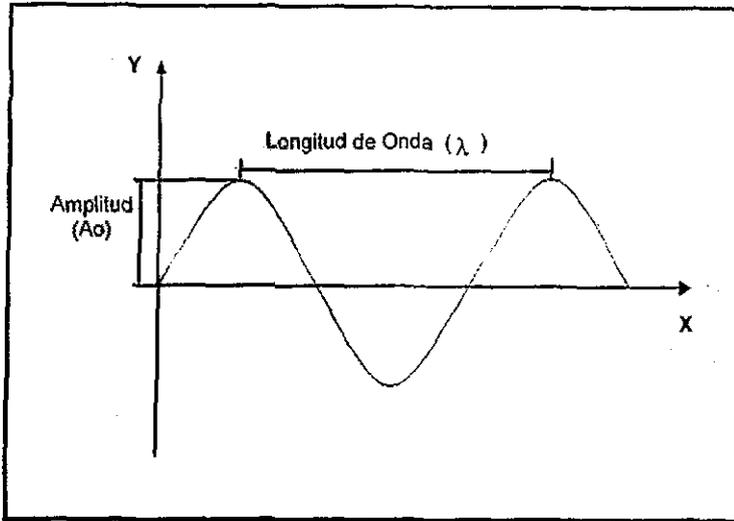


Figura 2.1  
Representación gráfica de la Amplitud y la Longitud de Onda

Existen dos tipos de ondas en medios infinitos, las transversales y las longitudinales.

Una onda transversal es una onda en la cual las partículas del medio se mueven en la dirección perpendicular a la dirección de la propagación de la onda, algunos ejemplos son las ondas electromagnéticas, como la luz, las ondas de radio y televisión.

Las ondas longitudinales son ondas para las cuales las partículas del medio se mueven en la dirección paralela a la dirección de la propagación de la onda.

Las ondas sonoras son el ejemplo más importante de las ondas longitudinales, estas pueden viajar a través de cualquier medio (gases, sólidos o líquidos; en el vacío es el único lugar donde no puede haber esa propagación), con una velocidad que depende de las propiedades del medio. A medida que una onda sonora se mueve a través de algún medio las partículas en el medio vibran para producir cambios de densidad y presión a lo largo de la dirección del movimiento de la onda; estos desplazamientos que ocurren como resultado de las ondas sonoras implican desplazamientos longitudinales de las moléculas respecto a su posición de equilibrio. Esto da como resultado una serie de regiones de alta y baja presión llamadas condensaciones y rarefacciones, respectivamente.

Si la fuente de las ondas sonoras, tales como una membrana o un altavoz, vibra senoidalmente, las variaciones de presión también son senoidales.

Dependiendo de su frecuencia, las ondas mecánicas se pueden clasificar en tres categorías de ondas que cubren diferentes intervalos de frecuencias, cabe mencionar que esta clasificación es hecha de acuerdo a la capacidad del oído del ser humano[33].

**a) Región Infrasonica.** Son ondas que se encuentran por debajo de los 20 Hz, o intervalo audible. Las ondas de los terremotos son un ejemplo de este tipo de ondas.

**b) Región Audible.** Son ondas comprendidas dentro del intervalo de la sensibilidad del oído humano, la cual se encuentra desde los 20 Hz a los 20 KHz (aunque este sea un valor no real, ya que el oído humano escucha aproximadamente hasta 15 KHz).

**c) Región Ultrasónica.** Son ondas con frecuencias por arriba del rango audible, este intervalo principia en los 20 KHz.

Considerando la clasificación anterior, si la frecuencia de vibración es demasiado alta; las ondas mecánicas dejan de ser audibles para el ser humano. A esto se le conoce como Ultrasonido.

El ultrasonido puede ser generado con diferentes dispositivos, por ejemplo a partir de cristales de cuarzo induciendo vibraciones al aplicarles un campo eléctrico, o bien con pequeñas bocinas de alta frecuencia denominadas tweeters; pero las aplicaciones más comunes es usando transductores piezoeléctricos, los cuales pueden generar y recibir ondas ultrasónicas.

El ultrasonido en la actualidad se usa en muchas aplicaciones, abarcando diferentes áreas, tales como Marinas, Industriales y Médicas.

### • Aplicaciones Marinas.

La profundidad del océano se puede determinar mediante técnicas de sondeo por medio de una sonda, un haz ultrasónico es dirigido hacia abajo del barco el cual se refleja en el fondo del mar, la profundidad se calcula si se conoce la rapidez del ultrasonido y el tiempo transcurrido.

### • Aplicaciones Industriales.

Una de las más conocidas es la limpieza o aseo ultrasónico.

Otra aplicación es la medición de espesores y la detección de fallas, en esta última se recurre a un pulso ultrasónico que se desplaza por el metal (ver figura 2.2). Cuando el ultrasonido choca contra una falla, la cual tiene propiedades diferentes al medio circundante, se producen reflexión y refracción, en ese caso se monitorea el patrón del eco, y la irregularidad indica la existencia de una falla en el metal. Tales técnicas son un medio no destructivo de probar las piezas fundidas de metales y otros objetos metálicos (entre ellos las partes de los aviones por ejemplo).

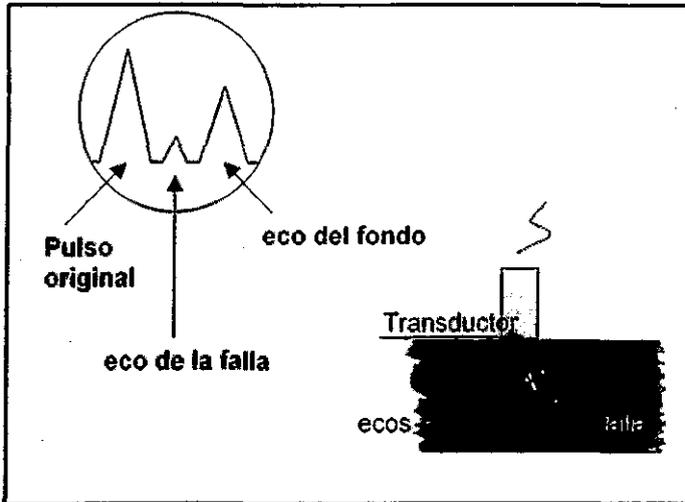


Figura 2.2

Ejemplo de una aplicación industrial del Ultrasonido conocida como "prueba No-Destructiva"

### • Aplicaciones Médicas.

En medicina, con el desarrollo de dispositivos electrónicos y sistemas de cómputo rápido, el ultrasonido a adquirido gran importancia, ya que se han desarrollado una gran variedad de equipos médicos, desde simples detectores de pulsos de fetos (Fetal-Phone)[15], hasta equipos sofisticados de imágenes ultrasónicas. Los equipos ultrasónicos pueden emplearse para visualizar tejidos internos blandos y órganos, como el hígado o el bazo, los cuales son casi invisibles para los rayos x[6]. En gineco-obstetricia el ultrasonido sirve para "visualizar" el feto en sus distintas etapas de desarrollo sin que ocurran los efectos peligrosos que pueden causar los rayos x, denominando a estas aplicaciones como métodos no invasivos. En Cardiología el ultrasonido se utiliza para monitorear el flujo sanguíneo, analizar el perfil de velocidad del torrente sanguíneo, analizando la señal Doppler que produce el flujo sanguíneo al manifestar cambios de velocidad, este concepto se describe en el capítulo II.3[26]. Al analizar el efecto Doppler del ultrasonido reflejado, los médicos están en condiciones de detectar y monitorear movimientos como la actividad de las válvulas del corazón, el flujo sanguíneo y los latidos fetales por ejemplo.

## II.2. TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS

Se le da el nombre de transductor a cualquier dispositivo que transforma un tipo de energía o otra. La gran mayoría de los transductores ultrasónicos son hechos de uno o más elementos piezoeléctricos, o con lentes acústicos; las cerámicas piezoeléctricas son por mucho los materiales activos comúnmente mas empleados para la construcción de los transductores ultrasónicos.

Un material piezoeléctrico tiene la propiedad que si es deformado por presiones mecánicas se producen cargas eléctricas en su superficie (este efecto fue descubierto en 1880 por los hermanos Curie), a este fenómeno se le llama "efecto piezoeléctrico directo".

El fenómeno inverso se da cuando el material se coloca entre dos electrodos, los cambios en su forma se dan al aplicar un potencial eléctrico (esto fue descubierto en 1881), el primer efecto es usado actualmente para mediciones y el segundo es usado para producir presiones mecánicas, deformaciones y oscilaciones.

El efecto piezoeléctrico es una propiedad de la estructura del cristal y está ligado a la falta de simetría del mismo, lo cual puede ser caracterizada en la presencia de uno o muchos ejes polares, esos son los ejes de los cristales, donde la dirección difiere de la dirección opuesta logrando una rotación del cristal en el cual el inicio y el final de los ejes son intercambiados para que nunca den la misma posición del cristal [5][9]. En el caso del cuarzo, esto ocurre en forma de prismas hexagonales de forma natural.

El efecto piezoeléctrico se analiza mejor, usando platos cortados del cristal con ángulos rectos en el eje "X" como los mostrados en la figura 2.3, en este caso se dice que el eje "Y" y el eje "Z" están localizados en el plano del plato. Ninguna presión en este plato podrá reducir su ancho porque este es elástico; los corrimientos de los elementos cargados eléctricamente, que para el caso del cristal son los iones de oxígeno y silicio, son guiados a los lados del plato, como resultado se tendrá que las cargas positivas aparecerán de un lado del plato y las negativas en el lado opuesto, estas cargas formarán un capacitor eléctrico con el cristal como dieléctrico.

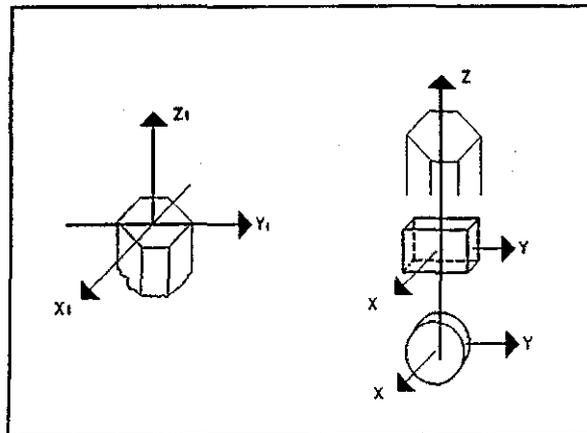


Figura 2.3  
Estructura de los Cristales Piezoeléctricos

En la presencia de polarización, resultado de la presión aplicada a los platos, el capacitor es cargado con voltaje; el voltaje surge cuando la presión es aplicada y las cargas empiezan a tener un movimiento surgiendo así un flujo de corriente.

Comparando el efecto piezoeléctrico con respecto al ocurrido en un micrófono, se tiene que cuando se genera una onda sónica e incide en el material que se utiliza como micrófono, produce una vibración mecánica que a su vez genera un voltaje entre los dos costados opuestos del material, esto mismo ocurre con un material de efecto piezoeléctrico, sólo que este material trabaja con señales de frecuencias más altas que el sonido.

## II.2.1. MATERIALES DEL TRANSDUCTOR

Debido a que el transductor es un elemento importante en un detector de flujo, a continuación se hace una breve descripción de los materiales mas usados en el diseño de los transductores piezoeléctricos. En base a los parámetros críticos de los transductores, se consideran ciertas características de los materiales piezoeléctricos más comunes a utilizar, además de algunas recomendaciones básicas.

Hace 25 años, las cerámicas ferroeléctricas tuvieron una aceptación universal como componentes piezoeléctricos en los transductores, las características de los materiales cerámicos es largamente conocida por sus altos coeficientes piezoeléctricos y sus coeficientes de acoplamiento electromecánico como es el Zirconato-Titanato de Plomo (PZT) [9][13].

Desafortunadamente, algunos de estos beneficios son bajos, porque existe una disparidad entre las impedancias mecánicas de las cerámicas y los materiales biológicos, algunas técnicas de manejo de un cuarto de longitud de onda de la señal a transmitir es usado para hacer coincidir el desacoplo mecánico entre los sistemas, recientemente se han descubierto materiales con una baja impedancia mecánica y que siguen conservando sus características piezoeléctricas, estamos hablando de ciertos polimeros como los polivinílicos difluoruros (PVDF), algunas de las propiedades de estos tipos de familias (cerámicas y polimeros), son descritos a continuación:

1) PZT, son una clase especial de materiales piezoeléctricos, las celdas están organizadas en regiones o dominios teniendo una orientación aleatoria de los momentos de los dipolos, con la aplicación de un campo eléctrico externo a altas temperaturas (100 a 200° C), los dominios tienden a alinearse en una sola dirección del campo eléctrico; los parámetros piezoeléctricos referidos a las capas piezoeléctricas de titanio fueron reportados por Shirane en 1952. La estructura de las celdas unitarias de PZT es similar a la de simples cristales cúbicos como el CdS, ZnO y el Titanato de Calcio. Por debajo de la transición de temperatura o punto Curie, las celdas se deforman, en el cual los iones de  $Pb_2 + Zr_4 + Ti_4$  son desplazados con respecto a los iones de  $O_2$ .

El PZT es un excelente material para transductores en aplicaciones médicas, por sus fuertes propiedades piezoeléctricas y altas temperaturas, también el PZT presenta pequeños cambios de composición, resultando en un amplio rango de materiales optimizados para diferentes aplicaciones.

2) POLIVINYLIDANO DIFLUORURO (PVDF), la inherente alta impedancia mecánica de las cerámicas PZT complican demasiado la eficiencia en la construcción de transductores para el campo de la medicina. En contraste un plástico que tiene una impedancia baja y muy fuertes propiedades piezoeléctricas es el PVDF. El descubrimiento original de las propiedades del PVDF fue hecho por Kuwait en 1969 [5], él desarrolló una película del polímero PVDF cuatro veces más estrecha que su medida original y después le insertó electrodos de aluminio a cada lado, después de que el material hubo de ser polarizado por medio de una capa en un campo eléctrico de 300KV/cm a una temperatura de 100° C, él fue sorprendido al notar que el material tuvo una constante piezoeléctrica cercana a la registrada en otros materiales y mucho mas grande que el cristal, la desventaja del PVDF ha sido su bajo factor de acoplamiento y su alta constante dieléctrica. Los sólidos PVDF existen en un estado semicristalino con un gran polímero dividido por dentro en regiones amorfas y cristalinas de aproximadamente igual forma, algunas personas han propuesto modelos de las propiedades piezoeléctricas del PVDF basados en la naturaleza polar del cristal, el PVDF recuerda en muchos aspectos, a las características de un material ferroeléctrico, la alta polaridad de los cristales son comúnmente orientados en el polímero y la aplicación de un fuerte campo eléctrico tiende a alinear los momentos polares solo en las líneas del campo. La asimetría de cada celda en la forma polar da cabida a observar sus propiedades piezoeléctricas, un mejor entendimiento de las propiedades del PVDF es esencial para el desarrollo de nuevos transductores para aplicaciones en imágenes médicas.

### II.3. DOPPLER

El efecto Doppler es un concepto asociado que fue descubierto por el físico austriaco Christian Johann Doppler, en 1842. En la actualidad con éstos conocimientos y el desarrollo de nuevos dispositivos electrónicos, transductores sensibles y aumento en la capacidad de cómputo, el ser humano crea cada día instrumentos que abren nuevas fronteras al conocimiento. Una de esas ventanas tiene mayor aplicación en la Medicina que en conjunto con la Ingeniería, trabajan para poder mejorar las condiciones de vida del ser humano, desarrollando elementos que simulen un órgano, o simplemente ayuden a conocer y a diagnosticar anomalías.

En 1842, el físico austriaco Christian Johann Doppler notó que la longitud de onda de la luz, el sonido o algún otro tipo de energía propagada medida por un observador en movimiento puede ser cambiada por un factor de:

$$\frac{v}{c}$$

Donde  $v$  es la velocidad con que el observador se aproxima o retrocede de la fuente y  $c$  es la velocidad con que se propaga la onda, a este efecto ocasionado por el movimiento entre la fuente y

el receptor se le denomina Efecto Doppler[12][14]. En general, se experimenta un efecto Doppler cuando el cambio en la frecuencia escuchada por un observador siempre que exista un movimiento relativo entre la fuente y el observador.

Si el observador se mueve con una rapidez  $v_o$  y la fuente está en reposo, la frecuencia observada  $f'$  es:

$$f' = f \left( 1 \pm \frac{v_o}{v} \right)$$

donde el signo positivo se utiliza cuando el observador se mueve hacia la fuente y el signo negativo cuando se aleja de la fuente.

Observando la figura 2.4, aquí el observador intercepta las crestas más rápidamente por lo tanto, el observador experimenta un aumento en la frecuencia; Por el contrario, si el observador se aleja de la fuente, entonces el observador intercepta a las crestas de una manera más lenta y por lo tanto experimenta una disminución en la frecuencia [32].

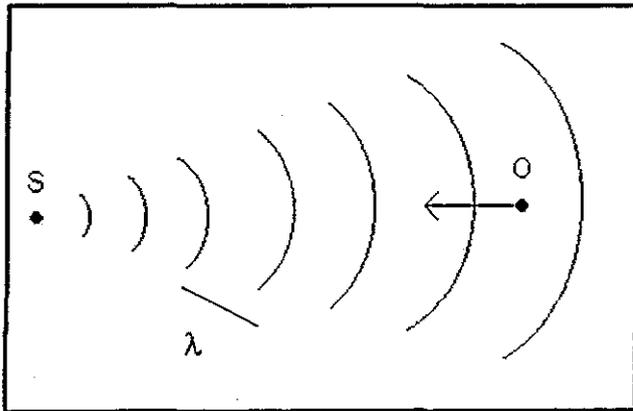


Figura 2.4  
Efecto Doppler

Si la fuente se mueve con una velocidad  $v_s$  y el observador está en reposo, la frecuencia observada es:

$$f' = f \left( \frac{1}{1 \mp \frac{v_s}{v}} \right)$$

Donde  $-v_s$  se refiere al movimiento hacia el observador y  $+v_s$  se refiere al movimiento alejándose del observador.

En la sangre, el efecto Doppler es proporcional a la velocidad de propagación de los centros dispersores. En el ultrasonido médico de técnica Doppler, el dispersor se está moviendo continuamente un cierto ángulo (por ejemplo una célula de sangre), como se ilustra en la figura 2.5 [14]

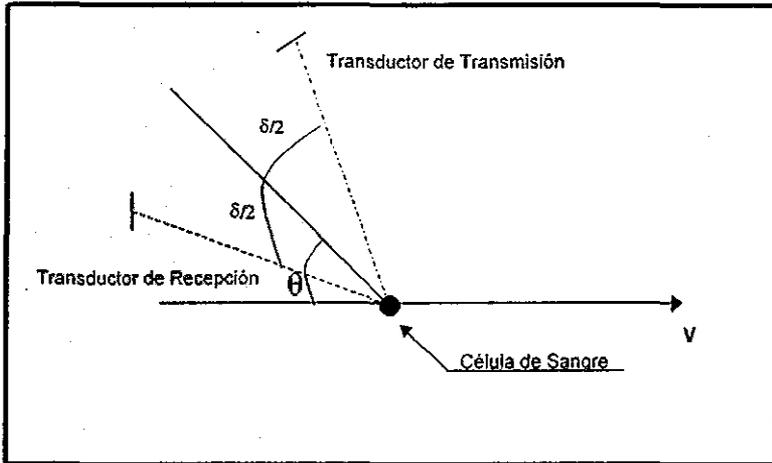


Figura 2.5  
Relación del ángulo con respecto al objetivo

En donde la frecuencia del efecto Doppler está dado por:

$$f_d = \frac{-2vf_o \cos(\theta) \cos\left(\frac{\theta}{2}\right)}{c}$$

En donde:

- $v$  = velocidad dispersada
- $f_o$  = frecuencia de transmisión
- $c$  = velocidad del ultrasonido
- $\theta$  = ángulo entre el bisector del haz de transmisión y el de recepción y la dirección del movimiento.
- $\theta/2$  = ángulo entre el haz de transmisión y el de recepción.

En instrumentos de Doppler pulsado la misma cerámica es usada para la transmisión y para la recepción por lo que  $\delta=0$  ( $\cos(\delta/2)=1$ ) así la ecuación anterior puede simplificarse a:

$$f_d = \frac{-2vf_o \cos(\theta)}{c}$$

Si  $f_d=0$ , implica que  $\theta=90^\circ$ ,  $\cos \theta=0$ , entonces no hay efecto Doppler. Por lo tanto el efecto Doppler se incrementara si  $\theta$  decrece de  $90^\circ$  a  $0^\circ$ .

La frecuencia transmitida está generalmente en el rango de 2 a 10 MHz. Dependiendo de la penetración que sea requerida. En los instrumentos Doppler usados para detectar flujo sanguíneo, al determinar esta frecuencia se considera el intercambio de los rebotes de las células sanguíneas.

Las velocidades de interés son generalmente aquellas en que el efecto está en el rango audible y estas son usualmente provistas de algunos medios para escuchar señales del efecto Doppler.

## II.2.1. APLICACIONES DEL ULTRASONIDO DOPPLER

Las mediciones del ultrasonido Doppler son primordialmente, la detección del flujo sanguíneo y con ello el análisis de los efectos de la estenosis y la oclusión de vasos sanguíneos, particularmente en arterias [1][8][16].

Una estenosis se muestra gráficamente en la figura 2.6, la estenosis afecta la velocidad, el flujo y la presión, creando turbulencias en el flujo llegando a provocar embolias; la estenosis actúa de preferencia; pero no exclusivamente, en las ramificaciones de los vasos sanguíneos.

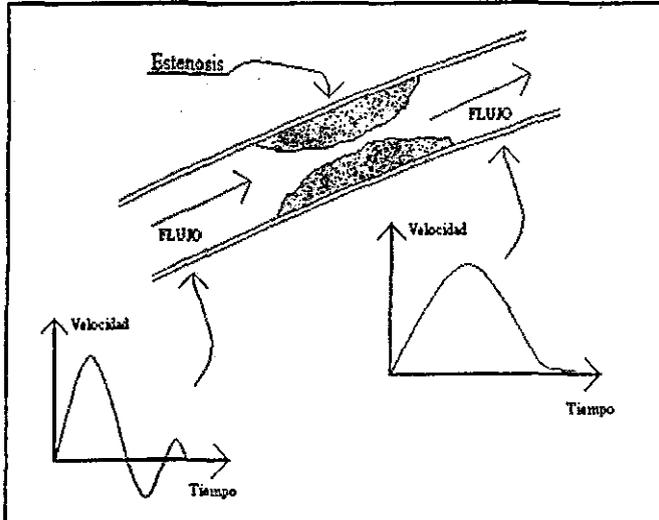


Figura 2.6  
Gráfica de una Estenosis y el cambio en la  
velocidad del Flujo

**CAPÍTULO III**  
**DETECTORES DE FLUJO SANGUÍNEO**

### III.1. DETECTORES DE FLUJO SANGUÍNEO

La recepción del ultrasonido desde un reflector en movimiento tiene una diferente frecuencia que la señal de ultrasonido transmitida, a este cambio en la frecuencia se le conoce como efecto Doppler; (este tema se trata con más detalle en el capítulo II de este trabajo), para muchos movimientos fisiológicos el efecto Doppler está dentro del rango de frecuencias audibles, motivo por el cual existen una serie de detectores simples donde las señales sólo son escuchadas.

La capacidad de diagnóstico del Doppler ultrasónico como detector de flujo sanguíneo puede ser visto desde varios caminos; uno es simplemente escuchar la señal Doppler del flujo sanguíneo, en equipos más elaborados se procesa la señal y se analiza su espectro de velocidad, se detecta la turbulencia y se proporciona mas información al médico.

Los instrumentos Doppler de onda continua son los instrumentos más comunes que funcionan como detectores de flujo sanguíneo (figura 3.1). El transductor, el cual está formado por dos cerámicas piezoeléctricas una de transmisión y otra de recepción, por medio de un oscilador se transmite la onda ultrasónica continuamente el ultrasonido reflejado o dispersado por la estructura del tejido es sentido por la cerámica de recepción la cual está montada en el mismo sensor [10][11][20].

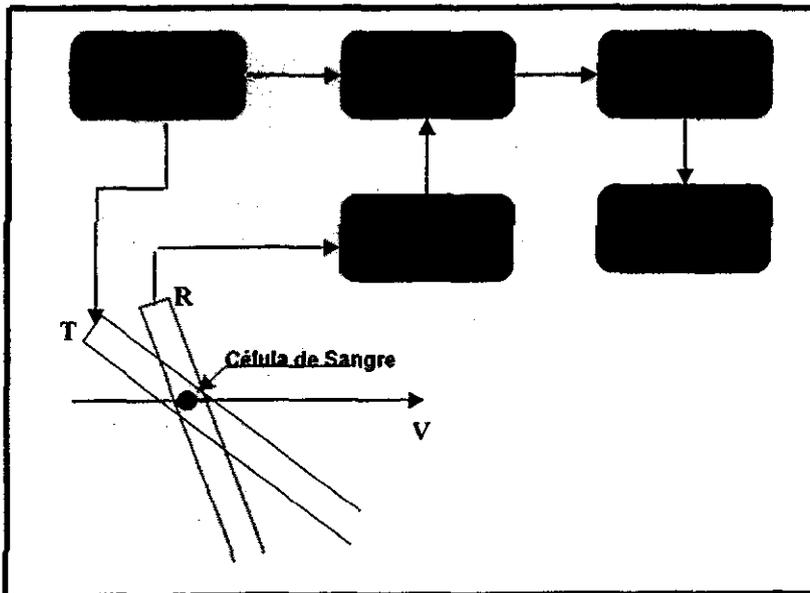


Figura 3.1  
Diagrama de un  
Detector de Flujo

La salida eléctrica de este transductor es amplificada y dirigida a un demodulador Doppler donde la señal es amplificada y dirigida a unos audífonos.

Puesto que hay un rango de velocidades para la sangre en cualquiera de los vasos sanguíneos, la señal Doppler contiene un rango de frecuencias correspondientes al rango de velocidades dando como resultado un sonido parecido al ruido. La velocidad de la sangre dentro de los vasos sanguíneos también varía con el tiempo, la velocidad en las arterias tiene una pulsación regular que corresponde al latido del corazón y la velocidad en las arterias comúnmente varía con la respiración. Ver tabla 1, de esta tabla se puede sacar que los valores en los tejidos suaves son cercanos y están alrededor de una velocidad de 1540 m/s. La velocidad del ultrasonido en la sangre es reportada en el rango de 1540 - 1600 m/s [2][7][21].

TABLA 1

Material	Velocidad m/s	Impedancia acústica $10^6 \text{kg}/(\text{m}^2\text{s})$
Aire	330	0.0004
Fluidos amnióticos	1510	----
Humores acuosos	1500	1.50
Sangre	1570	1.61
Huesos	3500	7.80
Cerebro	1540	1.58
Cartilagos	1660	----
Tejido Adiposo	1450	1.38
Riñón	1560	1.62
Lente de los ojos	1620	1.84
Vesícula	1550	1.65
Músculo	1580	1.70
Piel	1600	----
Tejidos Blandos	1540	1.63
Tendones	1750	----
Dientes	3600	----
Humor Vitreo	1520	1.52
Agua (20°C)	1480	1.48

La señal Doppler del flujo sanguíneo es de baja frecuencia, del orden de 200 a 5000 Hz, por lo tanto después del demodulador se utiliza un filtro paso-altas, el cual remueve las señales de baja frecuencia (por debajo de los 200 Hz), antes de amplificarlas; La señal Doppler pasa también a través de un filtro pasa-bajas el cual limita el paso de frecuencias, justo por encima de la frecuencia Doppler máxima esperada, él limite al ruido de fondo para esta máxima frecuencia, se reduce la potencia de interferencia del ruido; debido a que el ultrasonido es continuo y el mismo transductor no puede ser usado como receptor, existen dos transductores por lo que el instrumento es sensible al flujo de la sangre dentro de la región donde se cruzan los dos haces. El ángulo entre el haz receptor y el haz transmisor es por lo regular pequeño, obteniéndose una longitud útil del haz sensible.

El haz sensible del instrumento usado para el monitoreo periférico de un vaso, es generalmente de un ancho de pocos milímetros, para permitir el monitoreo de señales en vasos simples, este será algo mas largo en instrumentos diseñados para el uso de la aorta torácica.

La construcción del sensor de un instrumento Doppler de onda continua para detectar el flujo sanguíneo se muestra en la figura siguiente (3.2)

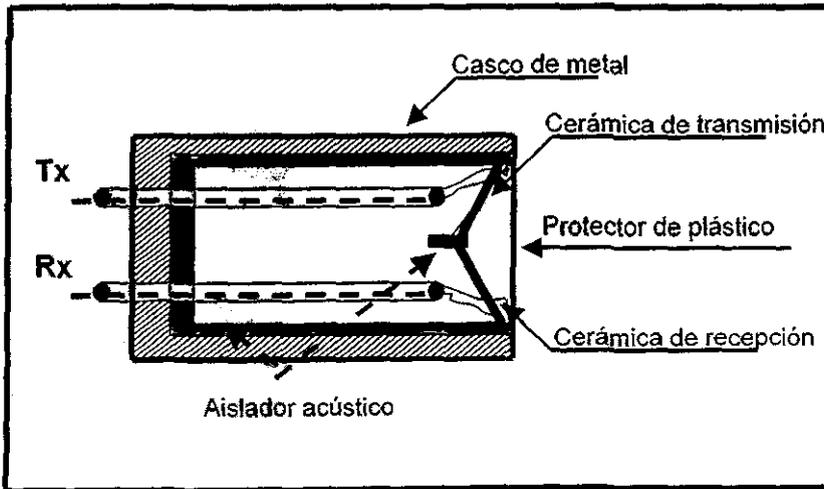


Figura 3.2  
Sensor  
Piezoeléctrico

### III.2. APLICACIONES DE LOS DETECTORES DE FLUJO

Las principales aplicaciones de los detectores de flujo sanguíneo son, la detección de los latidos fetales, detección y medición de los efectos de la estenosis y la oclusión de vasos sanguíneos, principalmente en arterias, como se muestra en la figura 3.3

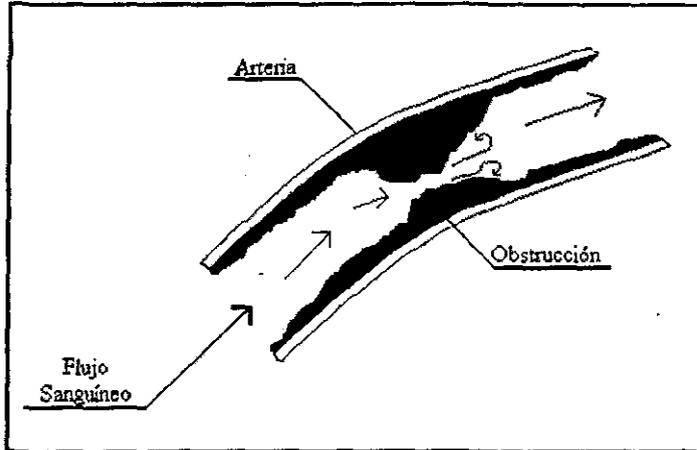


Figura 3.3  
Oclusión de una Arteria

Otra aplicación común es medir la presión sanguínea sistólica, aquí las señales Doppler son detectadas desde una arteria con ramificaciones inferiores hasta la abrazadera de un esfigmomanómetro, la abrazadera es inflada hasta que la arteria esté obstruida y la señal Doppler desaparezca; la presión en la abrazadera es entonces liberada lentamente hasta detectar la señal Doppler nuevamente, en ese punto la presión dentro de la abrazadera es conocida como presión sistólica de la arteria. Las medidas más comunes de la presión se realizan en diferentes sitios de los vasos sanguíneos inferiores como se observa en la figura 3.4, indicando la presión a través del segmento del vaso incluyendo un alto grado de estenosis o una completa oclusión de un vaso mayor de sangre, el flujo a un nivel inferior normalmente no se reducirá a cero ya que los vasos colaterales (generalmente pequeños), se dilatarán y proporcionarán un bypass a la sección obstruida.

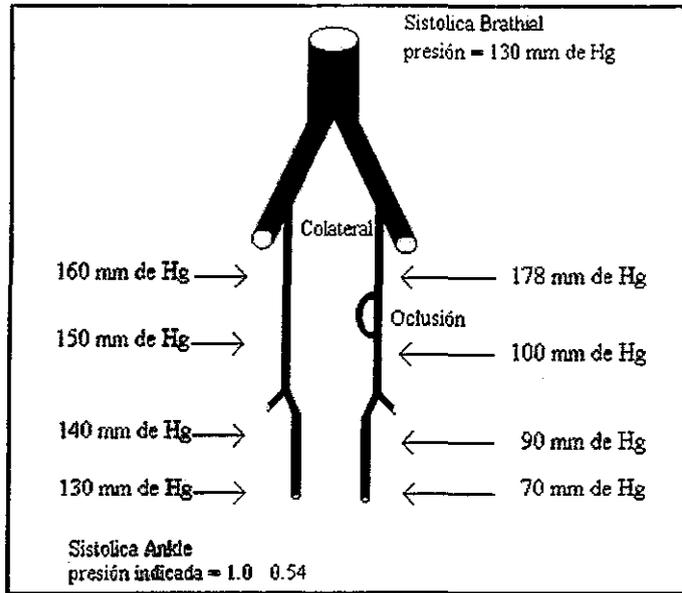


Figura 3.4  
Presión Sanguínea Sistólica

### III.3. SISTEMAS DOPPLER

Existen principalmente dos técnicas para el detector de flujo sanguíneo usando la señal Doppler que se produce, dependiendo del tipo de señal que se utilice, se denominan Sistemas Doppler Continuo y Sistemas Doppler Pulsado. Para facilitar la descripción en este capítulo, se tratarán en forma independiente.



ganancia, después la señal será filtrada, para posteriormente pasar a la plataforma de procesamiento paralelo donde se procesará.

### III.3.1.1. Amplitud Modulada

El método más directo de codificar la onda ultrasónica es la Amplitud Modulada para la transmisión de ondas continuas; en un dispositivo que reconoce el pulso Doppler, pequeños paquetes de ultrasonido son transmitidos en intervalos regulares en la dirección de los objetivos móviles y los ecos examinados por el cambio de frecuencia Doppler.

El pulso Doppler combina las capacidades discriminativas del rango de resolución de un sistema pulso-eco con las propiedades de detección de velocidad de un dispositivo Doppler. Como en cualquier sistema pulso-eco el principio de operación (ilustrado en la figura 3.6), es la de transmitir una emisión pequeña de ondas hacia el objetivo y entonces esperar por el eco de regreso. Ya que las ondas sonoras viajan esencialmente con una velocidad constante a través del tejido humano, el tiempo de retraso entre la transmisión del pulso y la recepción del eco depende del rango del objetivo [18][19].

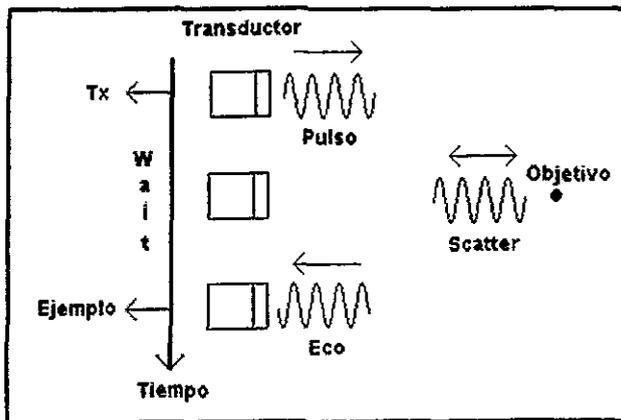


Figura 3.6  
Amplitud Modulada para  
un Doppler Pulsado

Cuando los ecos son muestreados por cambios Doppler en un tiempo fijo después de la transmisión, la señal Doppler resultante se puede originar sólo desde los objetos en movimiento dentro del volumen muestreado correspondiente al tiempo de retraso seleccionado. Se define como volumen muestreado aquella región enfrente del transductor desde la cual todo regreso de eco debe ser originado y puede verse cualquier instante después de la transmisión del pulso. Las dimensiones del volumen son definidas axialmente por la longitud de pulso y lateralmente por el ancho del haz de la combinación del sistema transmisor-receptor. El ultrasonido viaja con una velocidad constante  $C$ ; entonces, siguiendo la transmisión, el volumen muestreado se mueve desde la cara del transductor a  $C/2$  la velocidad desde que el pulso tiene que viajar de ida y vuelta del objetivo al transductor. Los objetivos detectados son únicamente aquellos que se encuentran en movimiento y dentro del volumen muestreado del transductor.

### III.3.1.2. Frecuencia Modulada (FM)

El pulso Doppler es el tipo más popular de discriminador de rango ultrasónico para aplicaciones médicas. Sin embargo, ya que es usado como un simple método de transmisión codificada, el desempeño del sistema es siempre limitado por la ambigüedad rango-velocidad.

Además la energía transmitida es concentrada en pequeños pulsos de ultrasonido de modo que la razón del pico con el porcentaje de potencia transmitida es relativamente grande.

Un dispositivo FM opera transmitiendo una variación constante de frecuencia ultrasónica y entonces se mide el tiempo que toma al eco desde un objetivo al regreso a cada frecuencia particular. El método más sencillo de codificar la frecuencia es llevarla hacia una rampa lineal en el tiempo como es mostrado en la figura 3.7

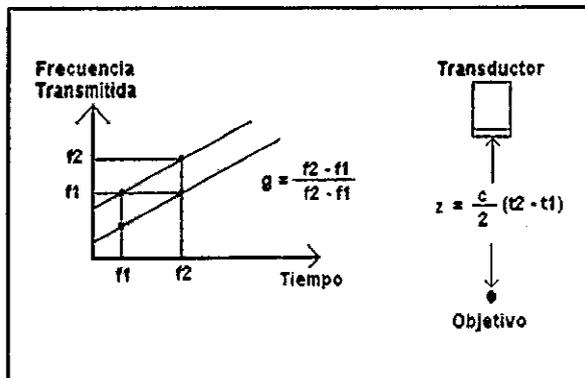


Figura 3.7  
Comportamiento de un  
Dispositivo FM

Este tipo de salida transmitida puede ser generado para aplicar una forma de onda triangular o serrada hacia el oscilador controlador de voltaje (VCO) ilustrado en el diagrama a bloques de la figura 3.8

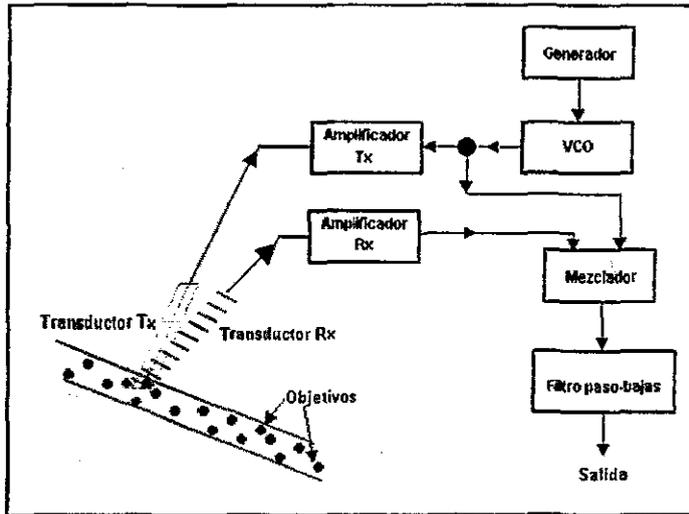


Figura 3.8  
Diagrama de un dispositivo de FM

Los ecos recibidos regresan al transductor donde son amplificados y coherentemente demodulados en el mezclador (y un filtro paso-bajas), empleando la salida del VCO como referencia de la forma de onda. En el dominio de la frecuencia, la frecuencia ultrasónica transmitida  $f_1$  y el tiempo  $t_1$  viajan en la dirección del objetivo, donde es reflejado y llega de regreso a la fuente  $t_2$  por este tiempo la frecuencia transmitida fue incrementada a  $f_2$  y la diferencia de frecuencias ( $f_2 - f_1$ ) entre la recibida y la transmisión fluida de las componentes ultrasónicas son relacionada con el tiempo de la trayectoria ( $t_2 - t_1$ ) por la expresión:

$$(f_2 - f_1) = g(t_2 - t_1)$$

donde  $g$  es por definición el gradiente frecuencia versus tiempo de la forma de onda transmitida; para una velocidad constante de propagación ultrasónica  $C$  la expresión para la frecuencia de pulsación (beat)  $f_b = (f_2 - f_1)$  puede ser reescrita como:

$$f_b = g \cdot \frac{2z}{c}$$

donde  $z$  es el rango del objetivo.

### III.3.2. DOPPLER CONTINUO

Un dispositivo Doppler continuo, emite un haz ultrasónico no modulado en forma continua, en este caso el mismo transductor no puede ser usado como receptor por tanto existen dos transductores (o cerámicas, una de transmisión y otra de recepción en el mismo encapsulado), por lo que el instrumento es sensible al flujo de la sangre dentro de la región donde se cruzan los dos haces (el de transmisión y el de recepción). El ángulo entre el haz de recepción y el haz de transmisión es por lo regular pequeño, obteniéndose una longitud útil del haz sensible.

El haz sensible del instrumento usado para el monitoreo periférico de un vaso, es generalmente de un ancho de pocos milímetros, el haz ultrasónico será generado por excitación eléctrica a una cerámica piezoeléctrica, donde la frecuencia de transmisión puede ser de 2, 4, 8 o 10 MHz, dependiendo de la aplicación. Los instrumentos de 2 a 5 MHz proveen una mala resolución pero una buena penetración, en cambio los instrumentos de 8 a 10 MHz ofrecen una mala penetración pero una buena resolución.

#### III.3.2.1. Demodulación Doppler

Existen varios caminos para que los ecos recibidos puedan ser demodulados, aquí se mencionan sólo los de interés a la aplicación que nos ocupa en este trabajo de tesis.

La modulación es un proceso por medio del cual la información (señal moduladora), es montada sobre una señal de frecuencia mucho más alta denominada onda portadora. Inversamente la demodulación es la detección y extracción de la señal de la onda portadora y la moduladora (información), en el caso de los detectores de flujo sanguíneo Doppler ultrasónicos, es el movimiento de las partículas de la sangre los que modulan el ultrasonido transmitido, cambiando la frecuencia de retorno.

El propósito de la demodulación es la extracción de la información Doppler contenida en el eco de retorno. El eco que retorna al transductor de recepción del medidor de flujo Doppler, es muy probable que esté integrado por una combinación de componentes a diferentes frecuencias ligeramente movidas de la señal transmitida.

Así como la señal de retorno contiene información del cambio Doppler por causa del movimiento de las partículas dentro de la sangre, así también contiene ruido; esto es, señales no deseadas de objetivos fijos situados dentro del volumen muestreado.

El ultrasonido de retorno puede por consiguiente ser observado tal como un portador de onda modulada por ambos, ruido y señal Doppler de la misma manera. Sin embargo, ya que los ecos de la sangre son relativamente pequeños a comparación de retornos de estructuras largas tales como paredes de venas o arterias y otros tejidos adyacentes, la componente de ruido son usualmente de mucho mayor amplitud que la señal Doppler en suma, porque el factor  $v/c$  es muy pequeño

(usualmente menor que 1/100 para encontrar fisiológicamente el flujo de la sangre), para el éxito de la demodulación Doppler se requiere de la detección y extracción de la pequeña amplitud de la señal Doppler la cual es menor que el uno por ciento lejos de la frecuencia transmitida y la cual es encerrada en una amplitud muy grande de ruido al retorno. Razón por la cual los circuitos detectores y amplificadores deben ser de bajo ruido.

### III.3.2.2. Demodulación Coherente

Debido a que las desviaciones Doppler son relativamente muy pequeñas a la frecuencia ultrasónica, es usualmente impráctico detectar el desplazamiento Doppler directamente en la portadora; es sin embargo más fácil comparar la frecuencia del eco de retorno con aquella transmitida de modo que las componentes de desplazamiento Doppler produzcan "pulsaciones" en la diferencia de frecuencia Doppler.

La perturbación que se produce en la señal al inyectar la misma frecuencia de transmisión, mantiene una fase fija relacionada a la referencia y por lo tanto contribuye a un nivel constante de d.c. en la salida. En la práctica la señal transmitida es guardada como una oscilación de dirección local continua identificada como una señal de referencia y combinada con el arribo de la señal recibida en un detector de fase sensible.

El principio básico de detección de fase es ilustrado en la figura 3.9, donde dos ondas sinusoidales A y B en frecuencias  $f_0$  y  $(f_0 + f_d)$  representan la oscilación de referencia y la componente Doppler combinada respectivamente, las cuales son multiplicadas simultáneamente para dar el producto en una onda C. Donde el filtro paso bajas remueve las frecuencias alrededor de  $2f_0$  y el resultado es D, que es la diferencia de señal Doppler.

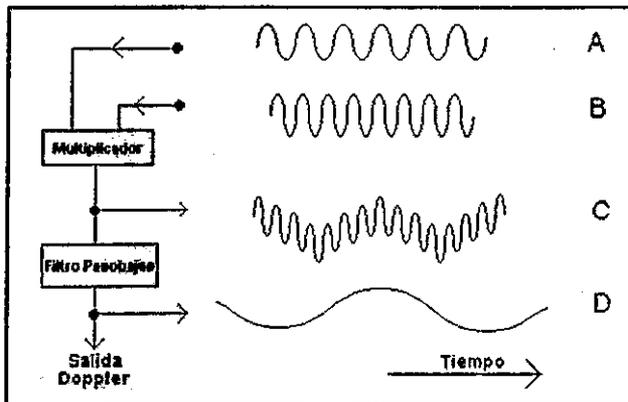


Figura 3.9  
Demodulación Coherente en un  
Sistema Doppler Continuo

Ya que el sistema es lineal y puesto que los ecos de los objetivos estacionarios permanecen fijos en fase relativa a la referencia, alguna señal de perturbación en la entrada puede solo sobreponerse a un nivel de d.c. en la salida.

El análisis matemático del transductor ultrasónico y un demodulador es el siguiente:

Suponga que la señal transmitida  $T(t)$  de CW (onda continua), puede ser descrita por:

$$T(t) = \cos \omega_0 t$$

donde:  $\omega_0 = 2\pi f_0$ , es la frecuencia angular ultrasónica ignorando los efectos de la difracción, el eco Doppler  $R_d(t)$  recibido de un objetivo móvil con velocidad  $V$ , puede tener la forma general:

$$R_d(t) = B \cos(\omega_0 t + \omega_d t + \phi d)$$

En tanto los ecos de perturbación de objetivos estacionarios pueden ser expresados como:

$$R_c(t) = A \cos(\omega_0 t + \phi c)$$

donde  $A$  y  $B$  describen la amplitud del eco y  $\phi_c$  y  $\phi_d$  su fase relativa a la onda transmitida en  $t = 0$ . Entonces la frecuencia Doppler  $\omega_d$  es dada por la relación Doppler de:

$$\omega_d = \frac{2V}{c} \omega_0$$

La perturbación y los ecos Doppler combinados linealmente dan la señal total recibida  $R(t)$ :

$$R(t) = A \cos(\omega_0 t + \phi c) + B \cos(\omega_0 t + \omega_d t + \phi d)$$

Los componentes de alta frecuencia en la región de  $2\omega_0$  son entonces removidos por el filtrado:

$$D_R(t) = \underbrace{(A/2)\cos\phi c}_{\text{perturbación}} + \underbrace{(B/2)\cos(\omega_d t + \phi d)}_{\text{Doppler}}$$

### III.3.2.3. Demodulación No Coherente

Los principios de la demodulación no coherente para el caso de un detector de Onda Continua (CW), son ilustrados en la figura 3.10

La señal de perturbación A es posible que se origine no solo por objetivos estacionarios, sino también por la dispersión directa de energía eléctrica y ultrasónica entre la transmisión continua y los elementos receptores del transductor. Cualquier cosa puede ser fuente de perturbación, la señal perturbadora A es usualmente más grande que el eco B de retrodispersión por flujo de la sangre. Las dos componentes combinadas con los ecos ultrasónicos (como se muestra en la figura 3.10, donde se aprecia un esquema de la combinación ultrasónica), para producir el resultado C detectado en el receptor, las componentes del Doppler pulsan con la referencia base de perturbación producida por las variaciones de amplitud en la señal recibida; esta modulación puede ser extraída por rectificación de la señal D y limpiada por el filtro paso bajas en la salida que produce la diferencia de onda Doppler E.

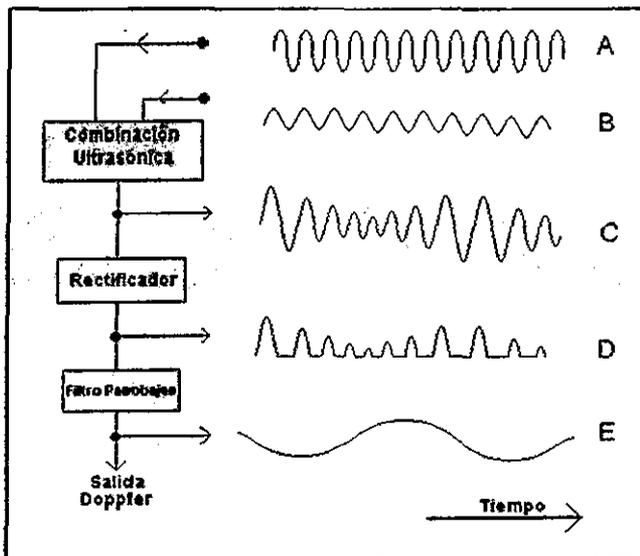


Figura 3.10  
Demodulación No Coherente para un  
Sistema Doppler Continuo

### III.3.2.4. Demodulación en Amplitud

Para recobrar la señal original  $f(t)$  en el extremo receptor, es necesario demodular la señal recibida  $f(t) \cos \omega_c t$ . Como se ha descrito en las secciones anteriores, el proceso de demodulación equivale a la traslación del espectro y se realiza mediante la multiplicación de la señal modulada  $f(t) \cos \omega_c t$  por  $\cos \omega_c t$  (detección sincrónica o detección coherente). Por lo tanto, los mismos circuitos que se usa en el proceso de modulación se pueden emplear para el propósito de la demodulación.

Sin embargo, existe una diferencia entre los circuitos de modulación y de demodulación. El espectro de salida del modulador está centrado en  $\pm \omega_c$  por lo que es necesario usar un filtro paso banda sintonizado en  $\omega_c$  en la salida de dicho circuito. En el caso del demodulador, el espectro de salida es  $F(\omega)$  y está centrado en  $\omega = 0$ . En consecuencia, se emplea un filtro paso bajas en la salida para eliminar las componentes indeseables de frecuencia alta que están centradas en  $\pm \omega_c$ ,  $\pm 2\omega_c$ ,  $\pm 3\omega_c$ , ..., etc. Como se aprecia se puede detectar las señales de AM con la técnica de detección sincrónica o coherente, pero existen técnicas más simples como son los detectores rectificadores y los detectores de envolvente, estas técnicas de demodulación fueron seleccionadas para el diseño en este trabajo de tesis por lo que se hace una descripción más detallada en la sección IV.4 Detector.

## III.4. TRANSDUCTOR

Existen diferentes tipos de transductores para la detección de flujo sanguíneo, los hay del tipo capacitivo y ultrasónico, para nuestro caso particular se selecciona el transductor ultrasónico, cuya descripción detallada se hace en el capítulo II.3.

Para diferentes aplicaciones con ultrasonido, se deben considerar ciertos requerimientos de penetración de la onda ultrasónica y la resolución que el dispositivo debe tener. Estas consideraciones son de gran importancia ya que la resolución es proporcional a la frecuencia, a mayor frecuencia de operación se obtiene más resolución; sin embargo, la penetración de las ondas ultrasónicas es mayor a bajas frecuencias. Es por esta razón que siempre se busca una eficiente conversión de energía eléctrica a energía mecánica y viceversa [13][24].

Para la implementación del dispositivo detector de flujo sanguíneo, objeto de este trabajo se selecciona un transductor ultrasónico que opera a 5 MHz, construido con material piezoeléctrico conocido como PZT - 5 [9].

El transductor está construido con dos cerámicas piezoeléctricas cortadas en forma de media luna, de las cuales una opera como transmisora de la onda ultrasónica y la otra opera como receptora, empujadas ambas en un tubo de PVC y conectadas cada una de ellas a un cable coaxial, como se puede observar en la figura 3.11.

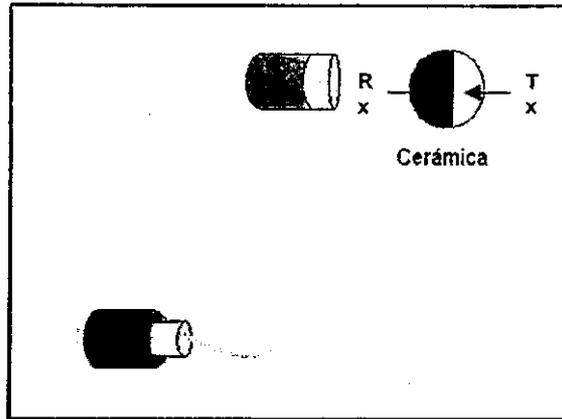


Figura 3.11  
Transductor PZT

### III.5. OSCILADOR

Esta etapa tiene como finalidad generar una onda continua a la frecuencia de operación a la cual se va a trabajar, el diseño del oscilador debe contemplar un ajuste de  $\pm 10\%$ , de su frecuencia central de operación, este ajuste es necesario ya que aunque las cerámicas piezoeléctricas se especifican a determinada frecuencia existen entre muestras una pequeña variación por lo que se requiere de un ajuste fino, lo que se denomina sintonización del circuito con el transductor. Para la frecuencia de operación de 5MHz, el diseño debe considerar un ajuste de 4.5 a 5.5 MHz. Las figuras 3.12 y 3.13, ilustran la función del oscilador en el detector de flujo sanguíneo.

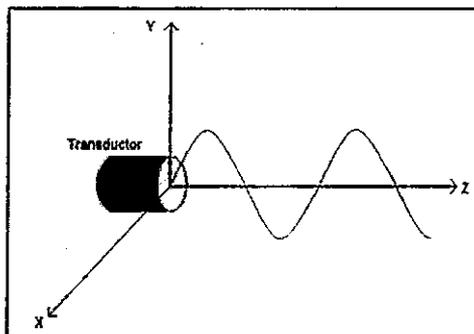


Figura 3.12  
Señal a la salida del Oscilador (5MHz)

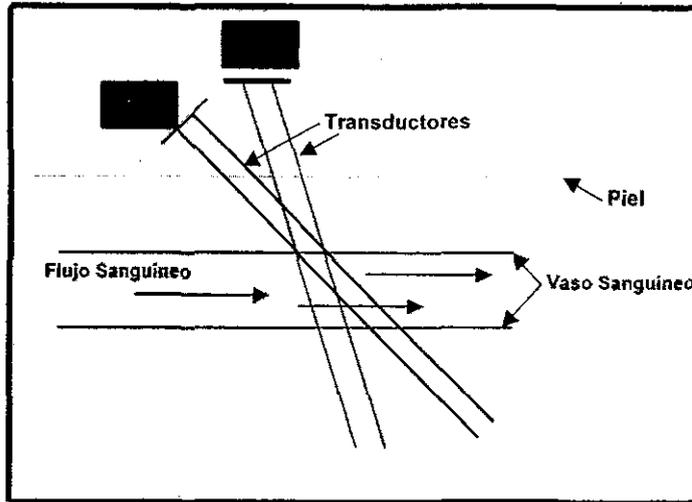


Figura 3.13  
Representación del Oscilador en el  
Detector de Flujo Sanguíneo

### III.6. TRANSMISOR

El transmisor, es propiamente un amplificador de la onda generada por el oscilador, la cual tiene como objetivo proporcionarle potencia a la excitación de la cerámica piezoeléctrica que opera como transmisora. El transmisor debe considerar características de diseño tales como potencia apropiada y acoplamiento de impedancia con la cerámica piezoeléctrica.

El amplificador del transmisor amplifica la salida del oscilador maestro para controlar al transductor fuente. Por razones de seguridad del paciente la potencia está limitada normalmente a 20mW, requiriendo niveles pico de control típicamente de 1Vrms y solo una unidad se puede usar en dispositivos de onda continua. Además, se debe tener cuidado en reducir la amplitud de la modulación de ruido de la onda transmitida al mínimo, especialmente cuando se usa un solo transductor ya que entonces el ruido aparecerá directamente en la entrada del receptor.

Es posible utilizar un solo elemento como receptor y transmisor, se envía un pulso corto al torrente sanguíneo, el cual refleja el haz ultrasónico denominado eco. Dicho eco regresa al transductor, mismo que funciona ahora como receptor, a este método se le denomina Doppler pulsado. Nuestro caso de aplicación es con una onda continua y dos cerámicas instaladas en el transductor, como se observa en la figura 3.11 y del Doppler Pulsado únicamente se hará mención en algunos conceptos para relacionarlo.

### III.7. RECEPTOR

El amplificador de recepción es efectivamente un amplificador de radio frecuencia sintonizado a la portadora de ultrasonido transmitida y con ancho de banda suficientemente para aceptar las componentes Doppler en cualquier lado de la banda. Los requerimientos principales para el receptor son, un desempeño con bajo ruido y capacidad de un amplio rango dinámico. Usando transductores con forma de puntas de tipo lápiz que incorporan las cerámicas piezoeléctricas transmisora y receptora separadas pero muy cercanas, se ha encontrado que el total del transmisor es típicamente 55dB debajo de la señal de transmisión. Este acoplamiento es debido a la combinación de efectos de la pérdida directa ultrasónica, principalmente a la pequeña brecha de la resina epóxica que separa al elemento fuente del receptor, como se puede observar en la figura 3.11.

Investigaciones han demostrado que cuando se operan frecuencias ultrasónicas alrededor de los 10 MHz, la señal Doppler regresa esparcida por la sangre y es típicamente de 100 dB, pero puede ser superior a los 130 dB, por abajo del nivel de potencia transmitida, por lo que para facilitar la detección lo más común es operar con frecuencias de 5 MHz. Tal es el caso que se ha seleccionado para este trabajo de tesis, los filtros de audio son requeridos para eliminar las frecuencias bajas esparcidas, así como las altas frecuencias de ruido, los cuales proporcionan el ancho de banda de la señal Doppler que nos interesa.

La señal ultrasónica reflejada por el torrente sanguíneo, regresa al transductor; pero ahora es recibida en la cerámica piezoeléctrica que funge como receptora, la señal ultrasónica recibida se modifica por dos factores, primero porque el torrente sanguíneo tiene un perfil de velocidad, por lo que la señal reflejada regresa alterada ligeramente en la frecuencia, mas o menos la frecuencia central de operación de la onda transmitida y segundo la señal del transmisor por estar tan cerca de la cerámica receptora, ésta última recibe directamente la onda ultrasónica transmitida; por lo que mecánicamente la cerámica receptora recibe la suma de las dos señales y esta combinación ultrasónica es equivalente a una modulación en amplitud, donde la portadora es la frecuencia central de transmisión y la moduladora es la señal Doppler provocada por los cambios en la velocidad del torrente sanguíneo.

Por lo tanto, haciendo un análisis de la descripción anterior, se puede deducir que el circuito receptor está compuesto principalmente por un amplificador de radio frecuencia (RF), el cual debe ser de bajo ruido y sintonizado a la frecuencia de operación (5 MHz para el caso de este trabajo). Para los dispositivos detectores de flujo sanguíneo, el amplificador debe considerar una ganancia de 70 - 80 dB, por lo que se debe considerar que el amplificador sea de bajo ruido.

**CAPÍTULO IV**

**DISEÑO e IMPLEMENTACIÓN**

En el presente capítulo se describen el diseño y el desarrollo de un dispositivo detector de flujo sanguíneo del tipo ultrasónico de onda continua, el cual opera a 5 Mhz. Para facilitar la descripción se presenta en primer lugar la topología del diseño a manera de bloques, y posteriormente se hace una breve descripción de cada uno de las partes que integran el dispositivo, analizando por separado los principios de funcionamiento, las funciones, la selección de los transductores y las componentes que se usan en el diseño. Se describe también la implementación de cada una de las partes, analizando los circuitos electrónicos, sus componentes y su funcionamiento. Al final de este capítulo se ilustran los diagramas esquemáticos y de circuito impreso del detector de flujo sanguíneo.

#### IV.1. TOPOLOGIA DE DISEÑO

El dispositivo Doppler más simple es el detector de flujo de onda continua (CW) el cual fue usado por Satomura (1957) [15][23], en el primer intento exitoso para monitorear la velocidad de la sangre de una manera no hostil en un vaso sanguíneo en particular. Desde entonces, el detector de flujo de onda continua se ha ido desarrollando y desempeñando en una eficiente herramienta clínica, usada cada día con más frecuencia.

Los elementos básicos de un instrumento de onda continua se muestran en la figura 4.1. El oscilador maestro produce una forma de onda senoidal la cual es amplificada y empleada para impulsar la transmisión del transductor en frecuencia resonante.

Esta excitación en la cerámica de transmisión crea un haz ultrasónico el cual emplea el campo de difracción de la onda continua al transmitir el transductor. Los objetivos dentro de este haz reflejan y dispersan ecos, algunos de los cuales retornan eventualmente al receptor del transductor. Debe mencionarse que *aunque en teoría puede ser posible usar un transmisor-receptor común, existen muchos los problemas prácticos asociados con la transmisión y recepción simultáneas de ultrasonido usando un solo transductor, por lo que usualmente es necesario operar separadamente los elementos de transmisión y recepción.*

De este modo en la práctica se tiene solo aquellos objetivos móviles dentro del haz común para ambos transductores lo que contribuye a la salida Doppler.

El receptor es un circuito preamplificador de bajo ruido el cual amplifica los débiles ecos de retorno antes que ellos sean detectados en el demodulador. La demodulación Doppler implica comparar la frecuencia de la onda recibida con una copia de aquella que fue transmitida. Las diversas técnicas de demodulación Doppler son dadas con más detalle en la sección III.3.2.

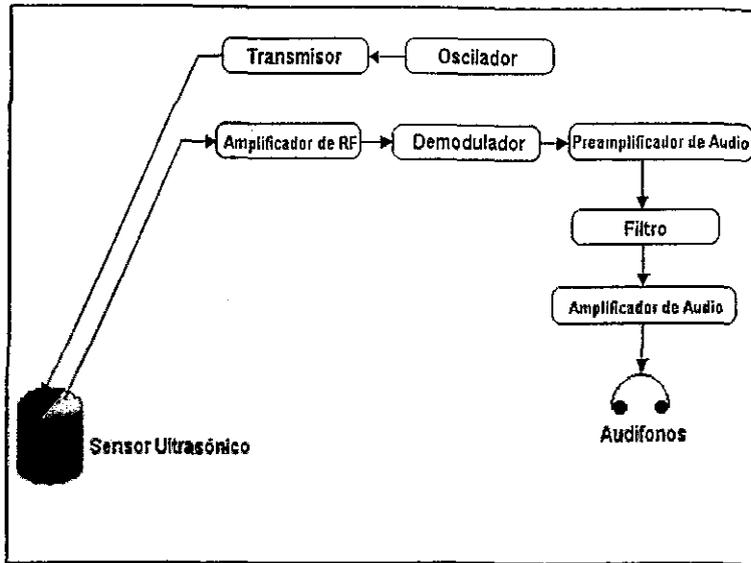


Figura 4.1  
Diagrama de flujo  
de un Detector de  
Flujo Sanguíneo

La figura 4.2, muestra las formas de onda ultrasónica y los correspondientes trazos espectrales cuando un solo objetivo puntual  $P$  se mueve a través del haz ultrasónico de un medidor de flujo de onda continua. El movimiento del objetivo puede resultar en vectores paralelos y perpendiculares a los ejes del haz. Los componentes de velocidad a lo largo del haz presentan el cambio en la señal Doppler, mientras el movimiento del otro lado del haz provoca modulación en amplitud del eco reflejado (d), el objetivo pasa a través del campo ultrasónico. Esta variación en amplitud también aparece en la diferencia de señal Doppler, causando un ensanchamiento de la diferencia del espectro Doppler como el mostrado en (g).

Este efecto de ensanchamiento del espectro en un "tiempo-transitorio" puede ser descrito por el análisis de Fourier, el cual pronostica que una onda sinusoidal de amplitud modulada debe contener más de una componente de frecuencia. En realidad se puede mostrar que si la amplitud de una onda senoidal varía en el tiempo, entonces la función modulada (o la forma de onda envolvente) determina la forma del espectro de frecuencia [3][6][22].

En el caso de un detector de flujo de onda continua el cálculo de la amplitud modulada es determinado por la velocidad del objetivo. De este modo para la constante de velocidad a través del haz propagado de frecuencia Doppler es inversamente proporcional al ancho del haz.

El detector de flujo sanguíneo opera con onda ultrasónica continua y es el dispositivo Doppler ultrasónico más simple de los detectores ultrasónicos que operan con el principio Doppler. En la figura 4.1 se muestra un diagrama a bloques de un detector de flujo sanguíneo.

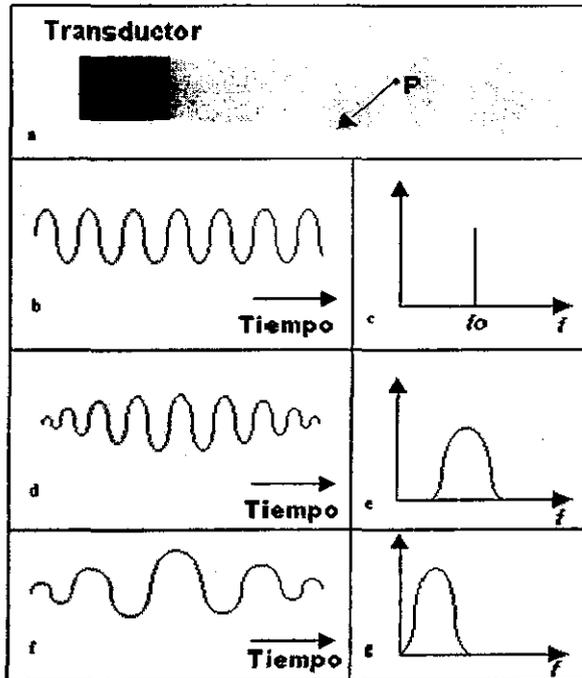


Figura 4.2  
Formas de Onda Ultrasonica con sus  
respectivos trazos espectrales

## IV.2. Oscilador Transmisor

Como se describe en la sección III.6, el oscilador tiene como función generar la frecuencia de operación para el detector de flujo sanguíneo, en esta aplicación la frecuencia seleccionada es de 5MHz; pero la cerámica piezoeléctrica, tiene una tolerancia, lo que hace necesario el diseño de un oscilador que se pueda sintonizar a la frecuencia de la cerámica, por lo que no se puede usar un cristal de cuarzo para esta función.

Existen muchos tipos de osciladores, la mayoría diseñados con transistores, los cuales requieren de componentes especiales tales como, bobinas variables o capacitores variables para ajustar la frecuencia de operación.

En esta aplicación se consideró una nueva modalidad para el diseño del oscilador, se aprovechan las características de los circuitos de tecnología CMOS, para realizar esta función, en la figura 4.3 se presenta el diagrama esquemático del circuito oscilador-transmisor. Como se puede observar el

oscilador considera un diseño simple, y el ajuste para sintonizar la frecuencia de operación, es un potenciómetro multivuelta del tipo miniatura.

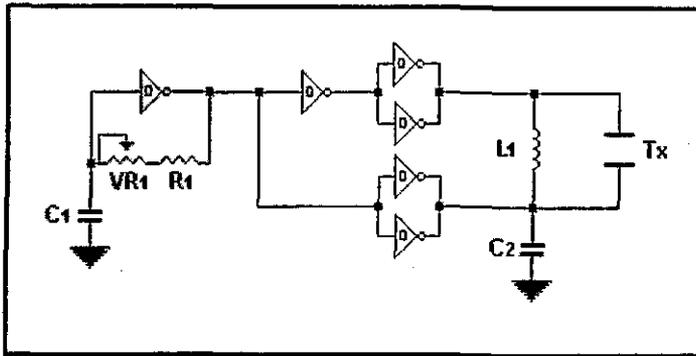


Figura 4.3  
Diagrama esquemático del Oscilador

Este diseño tiene un inconveniente al igual que la mayoría de los osciladores ajustables, al reemplazar cualquiera de sus elementos asociados requieren de un ajuste; esto es normal e este tipo de diseño, para lo cual se contempla una variación de  $\pm 10\%$  de la frecuencia de operación. Para esta aplicación de 4.5 a 5.5 MHz.

La ventaja que presenta este diseño es que para el ajuste de la frecuencia de sintonización, se realiza con un potenciómetro multivuelta.

### IV.3. Amplificador RF

En las frecuencias de radio arriba de 100 KHz, aproximadamente, una etapa de amplificación generalmente está sintonizada a una frecuencia específica por medio de un circuito resonante. El circuito sintonizado puede suministrar la señal de entrada al amplificador, o puede servir como impedancia de carga de salida, o puede usarse para ambas funciones. Es por ello que a este tipo de amplificadores se les denomina Amplificadores de Radio Frecuencias, y es usual en la literatura técnica denominarlos como Amplificador RF [28][29][31].

Un circuito receptor consiste en un transductor que colecciona la señal que contiene la información, seguido por un amplificador de señal pequeña, un amplificador de señal grande y un dispositivo transductor de salida. La señal del transductor de entrada es, por lo general pequeña y debe amplificarse lo suficiente de manera que se pueda utilizar para operar un dispositivo de salida. Los factores de primordial interés en los amplificadores de señal pequeña son, en consecuencia, la linealidad y la ganancia; puesto que el voltaje y la corriente de la señal del transductor de entrada suele ser pequeña, el valor de la capacidad de manejo de potencia y la eficiencia en potencia son de menor interés. Los amplificadores de voltaje proporcionan una señal de voltaje suficiente para las

etapas de amplificadores de señal grande a fin de operar esos dispositivos de salida como altavoces, bocinas, etcétera. Un amplificador de señal grande debe operar en forma eficiente y ser capaz de manejar potencia.

Como se describe en la sección III.8, el receptor incluye en su primera etapa un amplificador RF, este tipo de amplificadores son de señal pequeña y por lo general de bajo ruido, para amplificar únicamente la señal de interés y discriminar lo más posible el resto de señales que para esta aplicación se consideran ruido, se selecciona un amplificador de RF sintonizado a la frecuencia de operación de las cerámicas piezoeléctricas.

### IV.3.1 . Amplificadores Sintonizados

En muchas aplicaciones electrónicas es necesario escoger y amplificar una banda relativamente estrecha de frecuencias. Por ejemplo, los amplificadores de banda estrecha se utilizan ampliamente en los sistemas de comunicaciones, en donde la información se encuentra contenida en las frecuencias de bandas laterales, a uno o los dos lados de una frecuencia central o portadora. Para no perder o distorsionar información y para evitar las interferencias de canales adyacentes de comunicaciones, se imponen requisitos precisos sobre las características de respuesta en frecuencia de los amplificadores del sistema [29][30][31].

En general los amplificadores de banda estrecha se componen de dos redes:

1. Un elemento amplificador, como un transistor con sus componentes asociados de circuito.
2. Una red que determina la respuesta apropiada en frecuencia. Aunque se pueden utilizar redes de resistores y capacitores (RC), para escoger la frecuencia central y moldear las características de respuesta de frecuencia del amplificador, la mayoría de los amplificadores de banda estrecha usan circuitos sintonizados RLC para desempeñar esta función, a dichos amplificadores de banda estrecha o angosta se les denomina *amplificadores sintonizados*.

El propósito es proporcionar la máxima ganancia solamente para las frecuencias cercanas a la resonancia. La razón de por qué un amplificador de RF sintonizado es tan útil es que su ganancia depende de la respuesta resonante de un circuito sintonizado. Generalmente se usan inductancias  $L$  y capacitancias  $C$  para la resonancia, puede variarse ya sea la  $L$  o la  $C$  para sintonizar el circuito LC para la máxima ganancia del amplificador a la frecuencia deseada. La acción de sintonización es el medio por el cual un receptor de radio o televisión selecciona la estación deseada entre otras emisiones a diferentes frecuencias de la onda portadora.

La etapa de amplificación del receptor del detector de flujo sanguíneo que nos ocupa, representa la primer etapa en la detección de las señales ultrasónicas que retornan al transductor, las cuales son de muy bajo nivel. Es por esta razón que para esta trabajo se emplea dos etapas de amplificación en cascada, usando dos amplificadores de RF sintonizados. El amplificador consiste en un transistor (BC547C) como se aprecia en la figura 4.4; esto es un amplificador de RF de bajo ruido sintonizado a la frecuencia de 5MHz.

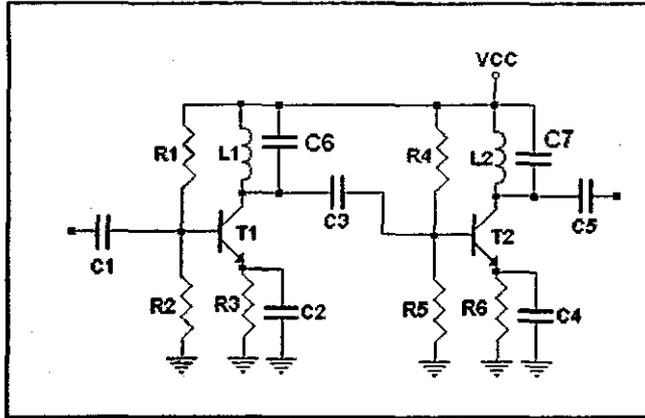
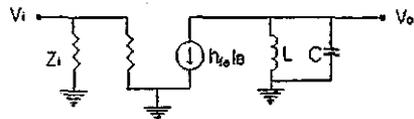
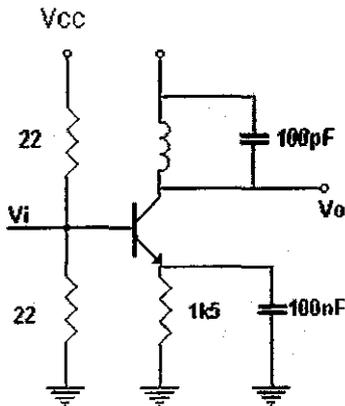


Figura 4.4  
Diagrama esquemático de la etapa de Amplificación

CALCULO DEL RANGO DE SINTINOZACIÓN

A partir de los circuitos de la figura 4.4, se determinan los valores para una adecuada sintonización.



Si la impedancia de salida  $Z_o$ , es C en paralelo con L, se tiene que  $Z_o = L//C \Rightarrow Z_o = LS//CS$  por lo tanto:

$$Z_o = \frac{LS \frac{1}{CS}}{LS + \frac{1}{CS}} = \frac{\frac{LC}{C}}{LS + \frac{1}{CS}}$$

Y considerando a:

$$Z_o = LCS + \frac{1}{S}$$

$\Rightarrow$

$$Z_o = LCS^2 + 1$$

entonces si  $Z_o \rightarrow 0$  y  $S = j\omega$

$$S^2 = \frac{1}{LC}$$

$$\omega_o^2 = \frac{1}{LC}$$

Por lo tanto al despejar a  $\omega_o$ , tenemos que

$$\omega_o = \sqrt{\frac{1}{LC}}$$

donde  $\omega_o = 2\pi f_o$

Se selecciona una L con un valor comercial de:  $L = 10\mu\text{H}$ , para  $f_o = 5\text{Mhz}$  se tiene que

$\omega = 31.4 \times 10^6$ , entonces:

de la expresión anterior se tiene que el valor del capacitor será dado por la expresión siguiente:

$$C = \frac{1}{\omega_o^2 L} = 101\text{pF}$$

por lo que se selecciona el valor comercial de 100pF.

## IV.4. Detector

Después de la amplificación de RF, la señal ultrasónica pasa a una etapa de demodulación, la cual consiste en un detector de envolvente, donde dicha envolvente es la señal Doppler del flujo sanguíneo. Existen diferentes tipos de demoduladores, aquí sólo analizaremos los que nos involucran en esta aplicación.

### IV.4.1. Detector Rectificador

El detector rectificador opera bajo el principio de detección sincrónica o coherente, es así como el circuito del detector rectifica simplemente la señal modulada; la señal rectificada es la original sin los ciclos negativos (figura 4.5). Esto equivale a multiplicar los valores positivos de la señal por uno y los valores negativos por cero. Por consiguiente, la rectificación equivale evidentemente a la multiplicación de la señal modulada por una onda rectangular  $p(t)$  de frecuencia  $\omega_c$ . Por lo tanto se obtiene el espectro de la señal rectificada por medio de la convolución del espectro de la señal modulada con el de  $p(t)$ , como se aprecia en la figura 4.6, en donde es obvio, según la figura, que se puede recuperar la señal  $f(t)$  si se hace pasar la señal por un filtro paso bajas.

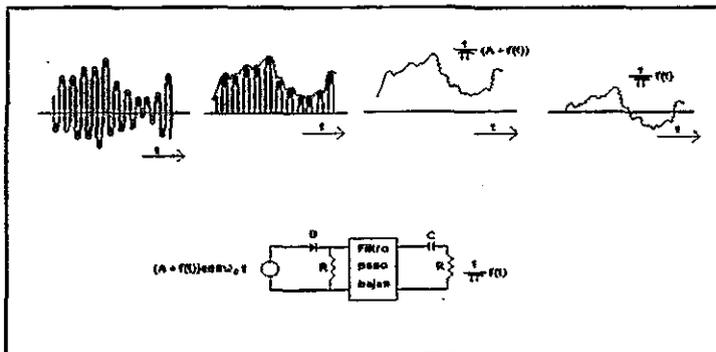


Figura 4.5  
Detector  
Rectificador

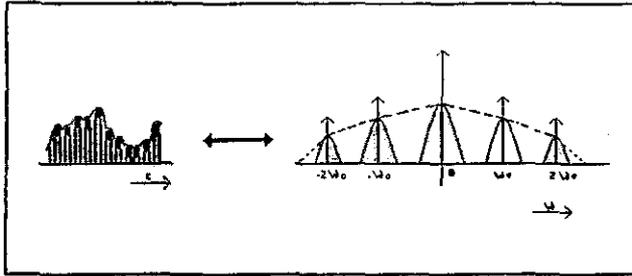


Figura 4.6  
Espectro de la señal  
modulada

#### IV.4.2. Detector de Envoltente

En este tipo de detector la salida sigue la envolvente de la señal modulada, el detector de envolvente es esencialmente un circuito rectificador con un capacitor a través de las terminales de salida, como se muestra en la figura 4.7, en el ciclo positivo de la señal de entrada, el capacitor  $C$  se carga al voltaje pico de esta señal, cuando la señal de entrada es menor que este valor pico, hay un corte de diodo, debido a que el voltaje del capacitor (aproximadamente el valor pico) es mayor que el voltaje de la señal de entrada. El capacitor se descarga lentamente a través de la resistencia  $R$ , en el pico del siguiente ciclo positivo, la señal de entrada es más grande que el voltaje del capacitor y el diodo conduce, el capacitor se carga al valor pico de este nuevo ciclo y se descarga lentamente durante el periodo de corte, con un cambio muy pequeño en su voltaje de carga. Durante cada ciclo positivo, el capacitor se carga al voltaje pico de la señal de entrada y permanece con este voltaje hasta el siguiente ciclo positivo. La constante de tiempo  $RC$  del circuito de salida se ajusta para que la disminución exponencial del voltaje del capacitor, siga aproximadamente la envolvente durante el periodo de descarga; el voltaje a través del capacitor ha adquirido un rizo indeseable de frecuencia  $\omega_c$ , que se elimina con un filtro paso bajas. El detector de envolvente no sólo es más simple que el rectificador, sino también más eficiente, en consecuencia el empleo del detector de envolvente es el más usado en la detección de señales AM.

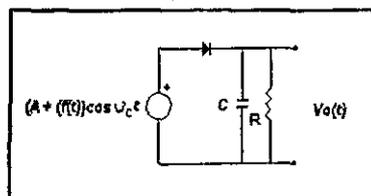


Figura 4.7  
Detector de  
envolvente

## IV.5. Preamplificador de Audio

La señal Doppler recuperada del eco de la onda ultrasónica en un detector de flujo sanguíneo puede variar de 200 a 10000 Hz, lo que significa que es una señal que se encuentra dentro del rango audible, por lo que se requiere de una sección de amplificación de audio para ser escuchada.

Como se describe en la topología de diseño (sección IV.1), la etapa siguiente es de preamplificación de audio. Esta etapa es incluida ya que la señal Doppler ultrasónica recuperada es muy pequeña, del orden de microvolts, por lo que se requiere de un amplificador en el rango audible, que sea lo suficientemente sensible para detectar la señal Doppler. Para esta función se selecciona un amplificador con base en un transistor BC547C; pero en esta ocasión configurado para funcionar como preamplificador de audio como se muestra en la figura 4.8.

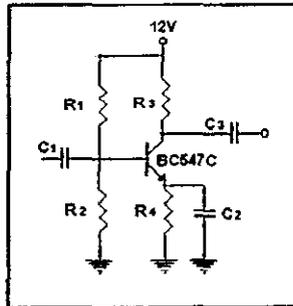
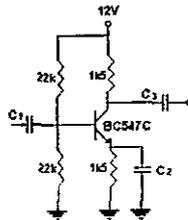


Figura 4.8  
Diagrama de la etapa de  
Preamplificación

### CALCULOS DE LA ETAPA DE PREAMPLIFICACION DE AUDIO

Para el circuito de la figura 4.8, sea el siguiente circuito utilizado en el diseño del detector de flujo sanguíneo.



Calculando el voltaje en la base del transistor debido al divisor de voltaje tenemos que:

$$V_B = \frac{R_{B2}}{R_{B1} + R_{B2}} V_{CC}$$

De la figura anterior se sustituyen los valores de  $R_{B1}$  Y  $R_{B2}$ , de igual forma se sabe que  $V_{CC}=12$  volts, obteniendo:

$$V_B = \frac{22}{22 + 22} (12) = 6 \text{ volts}$$

Ahora el voltaje en el emisor será dado por:

$$V_E = V_B - V_{BE}$$

Sustituyendo se tiene que:

$$V_E = 6 - 0.7 = 5.3 \text{ volts}$$

Obteniendo el valor equivalente de la resistencia del divisor de voltaje, a partir de que:  $R_{1//}R_2$  tenemos la siguiente ecuación:

$$R_{BB} = \frac{R_{B1}R_{B2}}{R_{B1} + R_{B2}} = \frac{(22)(22)}{22 + 22} = 11k$$

Por lo tanto a partir de la figura 3.16 se puede calcular  $I_B$ , a partir de la siguiente ecuación, considerando las especificaciones del fabricante para el BC347C se tiene que  $\beta \approx 300$

$$I_B = \frac{V_B - V_{BE}}{R_{BB} + (\beta + 1)R_E}$$

sustituyendo valores

$$I_B = \frac{6 - 0.7}{11 + (300 + 1)(1.5)} = 0.01146 \text{ mA} \quad I_B = 11.46 \mu A$$

en consecuencia, la corriente en el emisor puede calcularse por la siguiente relación:

$$I_E = (\beta + 1)I_B$$

sustituyendo los valores correspondientes se tiene que:

$$I_E = (300 + 1) (11.46\mu A) = 3.45 \text{ mA}$$

La corriente del colector es entonces proporcionada por:

$$I_C = \beta I_B = 3.43 \text{ mA}$$

Si  $V_{RC} = I_C R_C$ , por consiguiente el voltaje en el colector puede obtenerse mediante la siguiente relación:

$$\begin{aligned} V_C &= V_{CC} - V_{RC} \\ V_C &= V_{CC} - I_C R_C \\ V_C &= 12 - [(3.43 \text{ mA})(1.5 \text{ k}\Omega)] \\ V_C &= 6.855 \approx 6.9 \text{ volts} \end{aligned}$$

por último, el voltaje del colector al emisor se calcula mediante la siguiente expresión:

$$V_{CE} = V_C - V_E$$

sustituyendo  $V_C$  y  $V_E$ , tenemos que:

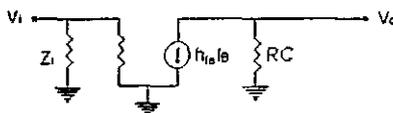
$$V_{CE} = V_{CC} - I_C R_C - I_E R_E$$

sustituyendo tenemos que:

$$V_{CE} = 1.6 \text{ volts}$$

#### CALCULO DE LA GANANCIA

Teniendo el siguiente circuito para el modelo híbrido



Para una  $\beta_{hfe} = 300$  tenemos que:

$$Z_i = R_B = R_1 // R_2 = 11K\Omega$$

$$i_i = v_i / Z_i \quad v_o = -hfe(i_i)R_C$$

de estas ecuaciones tenemos que:

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{hfe(R_C)}{Z_i} = \frac{(300)(1.5)}{11} = -40.9$$

por lo tanto se tiene una ganancia de  $\Delta v \approx -40$

#### IV.6. Filtro

Como se describe en la sección anterior, la señal Doppler del flujo sanguíneo se encuentra en el rango audible, esto se debe a que el perfil de velocidad de la sangre se encuentra entre 20 y 700 mm/seg. Para discriminar frecuencias indeseables, se implementa un filtro paso - banda, con frecuencias de 300 - 5000 Hz, rango en el cual se encuentra la señal Doppler.

En general un filtro pasa - banda de los denominados de banda ancha ( $Q \leq 0.5$ ), se construye conectando en cascada un filtro paso - bajas y un paso - altas (figura 4.9), las frecuencias de corte de las secciones paso - alta y paso - baja no deben translaparse y ambas deben tener la misma ganancia. Por lo general la frecuencia de corte del filtro paso - bajas debe ser de 10 o más veces la frecuencia de corte del paso - altas [27][31].

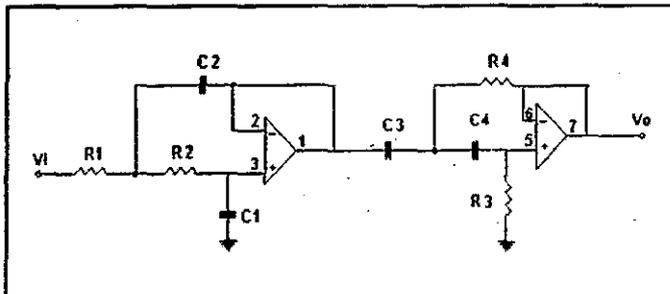


Figura 4.9  
Diagrama del Filtro

Para filtros paso – altas y paso – bajas en cascada, el filtro de banda ancha resultante tiene las siguientes características:

- La frecuencia de corte inferior,  $f_L$  queda determinada por el filtro paso – altas.
- La frecuencia de corte superior,  $f_H$  queda determinada solo por el filtro paso – bajas.
- La ganancia será máxima a la frecuencia de resonancia  $f_r$ .

Para esta aplicación se selecciona un filtro paso – banda, integrado por un filtro Butterworth paso – bajas de –40 dB / década, en cascada con un filtro Butterworth paso – altas con atenuación de 40 dB / década, como puede observarse en la figura 4.10

### Diseño: Filtro Pasobajas

Considerando los siguientes parámetros, para el diseño:

$$f_c = 5000\text{Hz}, \omega_c = 2\pi f, \text{ donde } \omega_c = 31400$$

$$C_2 = 0.01\mu\text{f}$$

$$C_1 = 1/2 C_2 = 0.0047\mu\text{f}$$

$$R_1 = R_2 \quad R_2 = \frac{1}{\omega_c C}$$

$$R_2 = \frac{1}{(31400)(0.01 \times 10^{-6})} = 3.18k$$

Considerando que no existe este valor en el mercado, se considera el valor comercial de  $R_2=3.3k\Omega$

### Diseño: Filtro Pasoaltas

$$f_c = 300\text{Hz}, \omega_c = 2\pi f, \text{ donde } \omega_c = 1884$$

$$C_1 = C_2 = 0.01\mu\text{f}$$

$$R_3 = \frac{1.414}{\omega_c C} = \frac{1.414}{(1884)(0.01 \times 10^{-6})} = 7.5k$$

$$R_4 = \frac{1}{2} R_3 = \frac{7.5k}{2} = 3.75k$$

Considerando que no existe este valor en el mercado, se considera el valor comercial de  $R_4=3.9k\Omega$

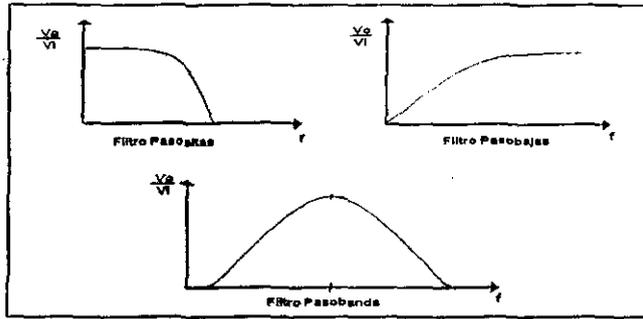


Figura 4.10  
Construcción del Filtro paso banda, a partir de filtros paso alta y paso baja

## IV.7. Amplificador de Audio

Para realizar la función de amplificador de audio se seleccionó el circuito integrado LM386M, de National Semiconductor. El LM386 es un amplificador de audio diseñado para aplicaciones de bajo voltaje (4 – 12Volts). La ganancia puede ser de 20 dB como mínimo y de 20 – 200, programada externamente mediante una resistencia y un capacitor. Tiene un consumo mínimo de 24mW @ 6V y es recomendado para aplicaciones con baterías. En la figura 4.11 se muestra el diagrama del amplificador de audio.

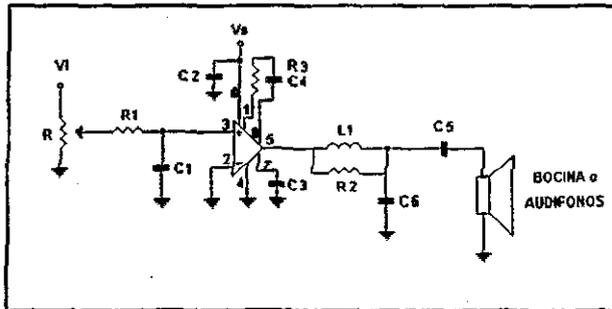


Figura 4.11  
Diagrama del Amplificador de Audio

En donde la ferrita L1, tiene como función reducir el ruido de RF en la salida y la red  $R_2C_6$ , se requiere para estabilizar la salida.  $R_2$  ayuda también a reducir ruido de RF cargando la ferrita.

La red  $R_2C_6$ , tiene como función suprimir la oscilación que se produce durante el swing negativo en la carga.

## IV.8. Pruebas y Resultados

A continuación se mostrarán algunas pruebas realizadas tanto al sensor como al detector de flujo sanguíneo.

### Caracterización del sensor.

En esta parte se realizó la caracterización física del sensor sometiéndolo a una prueba en un analizador de redes HP 4395 (ver figura 4.12), este equipo permite la evaluación automática tanto de la impedancia como de la admitancia en función de un intervalo de frecuencia determinada por el usuario; las cerámicas son conectadas al analizador de redes en donde se selecciona la frecuencia de trabajo, el analizador realiza la evaluación de la cerámica obteniendo los valores de impedancia de la misma. Para las cerámicas evaluadas se obtuvieron los siguientes resultados, como se aprecia en la figura 4.13 y la figura 4.14. Los resultados se realizaron a cada una de las cerámicas que forman el sensor. De la primera figura (4.13), se observa que el valor de mínima impedancia de la cerámica ocurre a los 5.666 MHz, esto facilitó a la sintonía del transmisor.

La otra figura (4.14), que corresponde a la cerámica receptora tiene su mínimo en 5.764 MHz, lo cual es suficiente para las necesidades del proyecto. En este caso se observa además varios mínimos que son consecuencia de las condiciones del montaje del transductor, en particular el pegado de la cerámica a la capa de acoplamiento que afecta la impedancia del mismo. En las figuras se observa además la fase, donde se obtiene un ejemplo típico de las características de estos sensores.

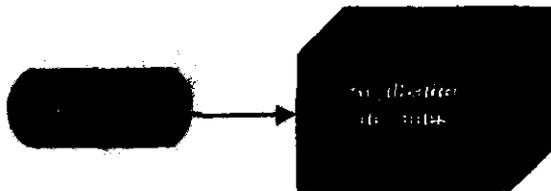


Figura 4.12  
Diagrama de conexión para caracterización del sensor

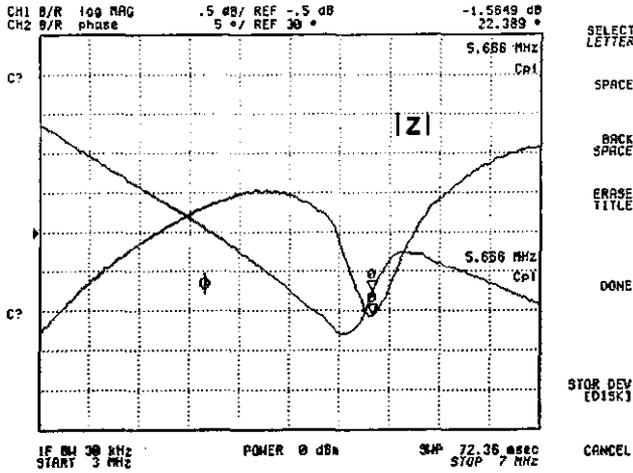


Figura 4.13  
Caracterización del sensor (cerámica de transmisión)

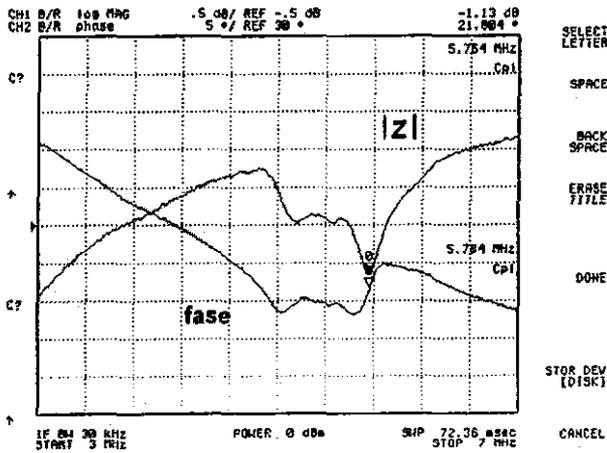


Figura 4.14  
Caracterización del sensor (cerámica de recepción)

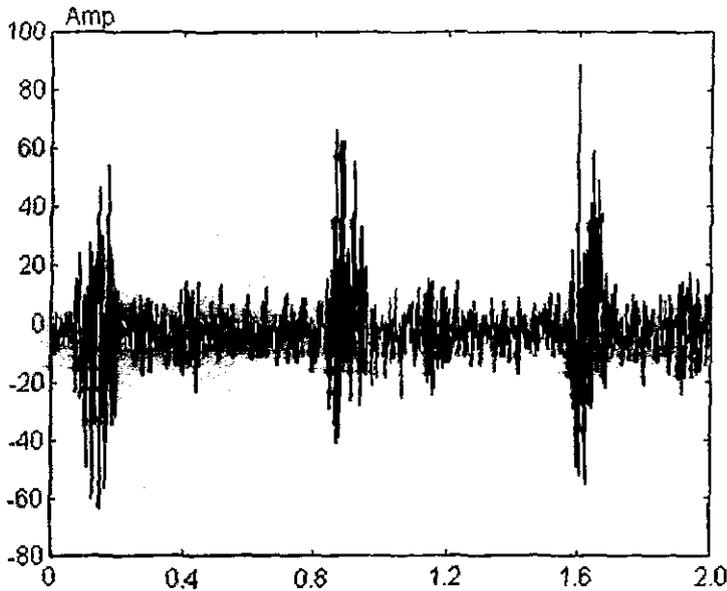
Prueba del Detector de Flujo Sanguíneo, esta prueba se realizó conectando el detector a un osciloscopio digital y a una PC, como se aprecia en la figura 4.15.



Figura 4.15  
Diagrama de conexión, prueba de funcionamiento del detector de flujo.

Esta prueba consiste primeramente en realizar las conexiones como se indican en la figura 4.15, como se aprecia el dispositivo de detección de flujo sanguíneo es conectado a través de su salida A/D a los cables del osciloscopio digital (por medio del conector BNC al canal I), a su vez el osciloscopio es conectado a una computadora por puerto serie con esta conexión el sistema queda cerrado y listo para realizar pruebas de detección.

Teniendo todo listo para empezar a tomar lecturas, se procede a colocar el sensor ultrasónico en el brazo del voluntario (38 años de edad), dicho sensor es colocado en la vena umeral (también se puede colocar en la vena radial) hasta obtener la señal Doppler, la cual es escuchada por la bocina del detector, esta señal es transmitida al osciloscopio digital el cual despliega dicha señal como se muestra en la figura 4.16, aquí se realizan los ajustes de frecuencia, tiempo, amplitud así como el número de muestras deseadas; una vez obtenida la información deseada se captura en el osciloscopio digital y se procede a transferir a la computadora en la cual mediante Matlab es posible analizar la señal obtenida mediante diversas técnicas como la FFT, la transformada de ondeleta etc.



**Figura 4.16**  
Señal Doppler, Obtenida a partir del flujo sanguíneo de un voluntario y digitalizada en una computadora

Esta señal refleja la existencia de tres latidos cardíacos. Como la información de los latidos está enmascarada parcialmente por ruido, se procesó la señal mediante un algoritmo de filtrado, usando la transformada de ondeleta. Para esto se utilizó el toolbox de Matlab de Wavelet [34].

Haciendo uso de la ondeleta de Daubechis[34], de orden tres con lo cual se realizó el proceso de eliminación del ruido. Los resultados son mostrados en la figura 4.17, donde se observa con mejor claridad los tres pulsos que corresponden a los tres latidos cardíacos. Los resultados muestran que el sistema diseñado permite la evaluación del flujo sanguíneo a partir de su capacidad de distinguir los latidos cardíacos.

Además se aprecia que el periodo del latido cardíaco es de 0.7 segundos, lo cual corresponde a una frecuencia cardíaca de 83 latidos/minuto, mostrando que la frecuencia cardíaca es normal para un individuo de mediana edad.

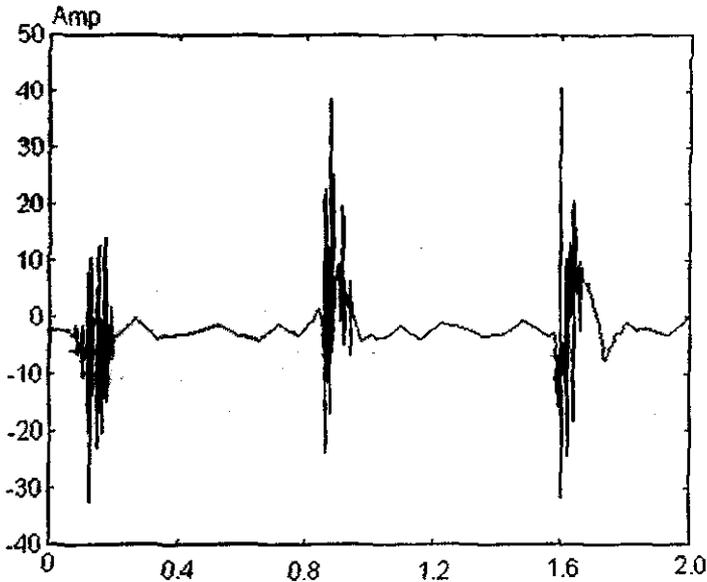


Figura 4.17  
Señal Doppler, después de ser filtrada mediante la transformada de ondeleta.

Además de las pruebas antes mencionadas, se realizó el procesamiento de la señal Doppler obtenida de un voluntario (figura 4.16), para poder obtener el espectro de la señal, así como su espectrograma este se realizó aplicando un método de estimación espectral basado en la transformada rápida de Fourier (FFT) [25][34].

Este proceso consistió Obtener el espectro de segmentos consecutivos de la señal Doppler (figura 4.18), mediante la aplicación del método de estimación espectral mencionado, para obtener los espectros correspondientes (figura 4.19), El conjunto de espectros o espectrograma para cuatro segmentos consecutivos de la señal Doppler es mostrado en la figura 4.20

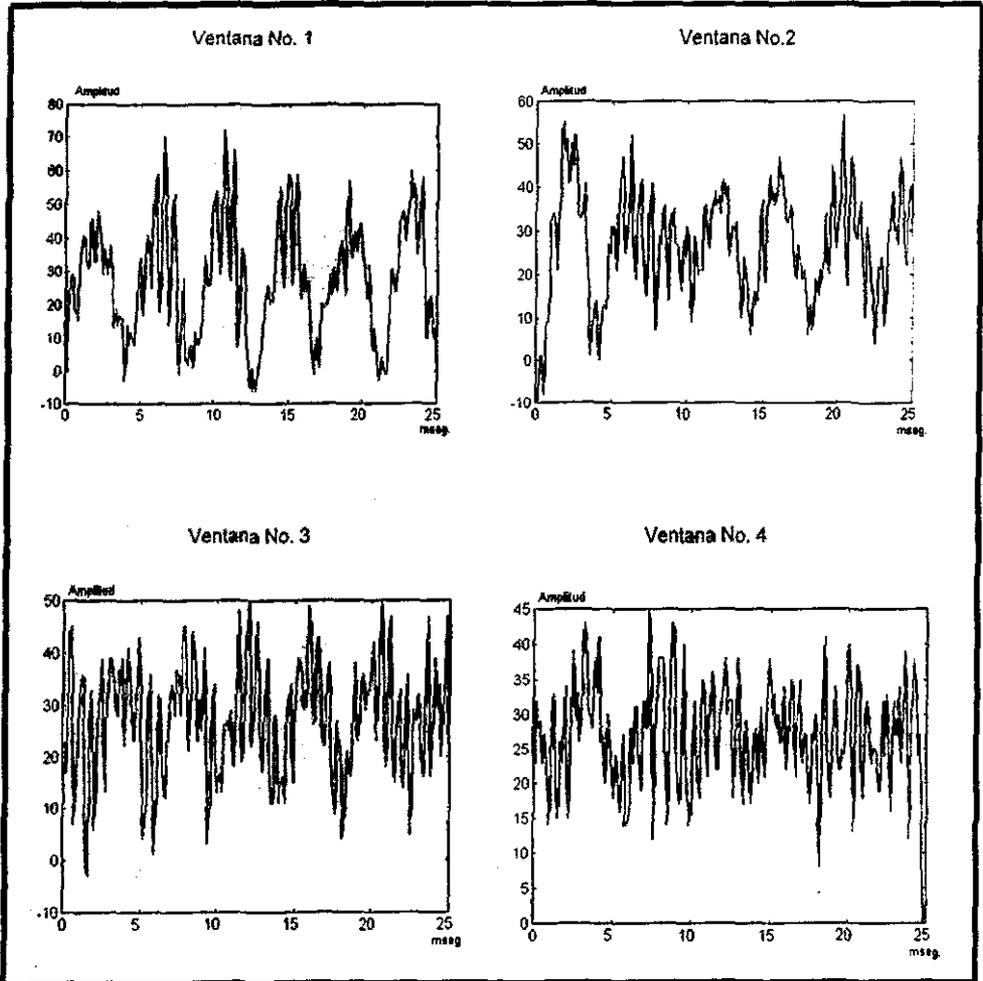


Figura 4.18  
Ventanas consecutivas de la señal Doppler

En la siguiente figura se mostrarán los espectros de la señal Doppler, después de haberles aplicado el algoritmo de estimación espectral basado en la FFT a cada una de las ventanas en las que se dividieron a la señal.

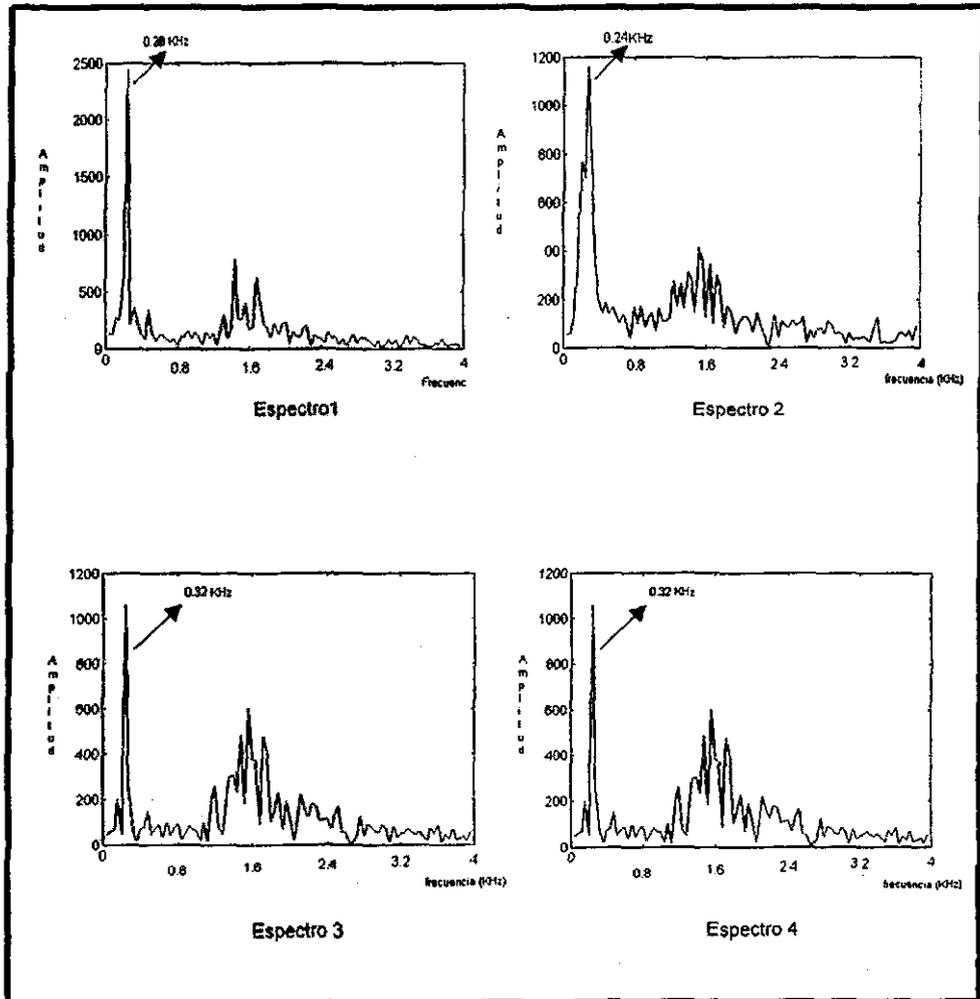


Figura 4.19  
Espectro de la señal Doppler

A continuación se muestra el espectrograma para cuatro segmentos consecutivos de la señal Doppler.

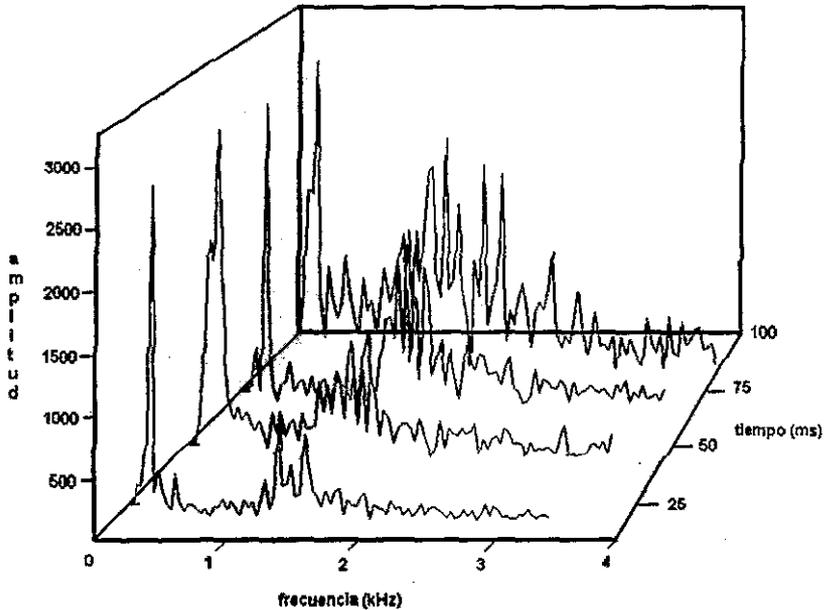


Figura 4.20  
Espectrograma de la señal Doppler.

En la figura 4.21, se puede observar un espectrograma en 2D de una señal Doppler de flujo sanguíneo, en la figura se puede observar tres ciclos cardiacos, cada ciclo tiene una duración de 0.8 seg. aproximadamente.

La figura esta formada por espectros con segmentos de 20 ms, el eje y representa la frecuencia de la señal y la escala de grises la magnitud.



**Figura 4.21**  
Espectrograma de la señal Doppler de flujo sanguíneo en 2D

**CAPÍTULO V**

**CONCLUSIONES**

## V.1. CONCLUSIONES

Como conclusiones del presente trabajo de tesis se pueden enunciar lo siguiente:

Se puede concluir que se cumple satisfactoriamente el objetivo principal que se propone este trabajo de tesis, el cual es el diseño de un dispositivo Detector Ultrasonico de Flujo Sanguineo, durante el desarrollo se contempló que el dispositivo fuera de lo más sencillo posible, de manera que resultó ser un dispositivo compacto, el cual puede ser alimentado con una batería de 9 o 12 volts. Esto permite que el detector pueda ser usado de manera independiente como un dispositivo autónomo, o bien pueda ser parte integral de un Sistema de Detección de Flujo Sanguineo, que incluya adquisición, procesamiento digital y despliegue de información.

Se realiza en este trabajo de tesis, una revisión bibliográfica y una descripción de los conceptos básicos y principios físicos que aplican al Ultrasonido en general. Se realiza también una breve reseña de la problemática de la detección de flujo sanguíneo, en particular de las aplicaciones de los sistemas de detección de flujo sanguíneo Doppler ultrasonicos. Analizando los distintos sistemas y la electrónica asociada para realizar la detección.

En la implementación del dispositivo se aplica una configuración novedosa. Tradicionalmente en el diseño del transmisor se usan circuitos osciladores usando tanques resonantes con bobinas o capacitores variables y un transistor como elemento activo. En esta ocasión se prueba una configuración aprovechando las características asociadas a los circuitos integrados CMOS en su zona lineal, con lo cual el oscilador se puede controlar con un potenciómetro multivoltas, logrando un ajuste fácil en la sintonización. Esta configuración dio buenos resultados, de esta manera se evita la laboriosa tarea de fabricar las bobinas para obtener la excitación requerida.

Se realizaron pruebas de funcionamiento al detector, con lo cual se determinó que el dispositivo desarrollado es capaz de detectar los latidos cardiacos reflejados en el flujo sanguíneo de las arterias del brazo. La información además de ser escuchada e identificada como el sonido característico que produce la señal Doppler de flujo sanguíneo, se realizó algunas pruebas de procesamiento con la señal. Estas pruebas de identificación se obtuvieron mediante un método de filtrado digital basado en la transformada de ondeleta. Se realizó también un estudio de estimación espectral de la señal, usando un algoritmo basado en la transformada rápida de Fourier (FFT), para observar el contenido variable de la frecuencia de la señal Doppler correspondiente.

Los resultados obtenidos avalan la capacidad del detector de flujo sanguíneo, por que lo que se concluye que se cumple cabalmente el objetivo de este trabajo.

## V.2. TRABAJOS A FUTURO

Como continuación a este trabajo, se desarrolla en el DISCA-IIMAS-UNAM, las etapas de procesamiento de la cual formará parte el detector de flujo sanguíneo objeto de esta tesis. Se plantea también realizar un sistema análogo a frecuencias mayores a 5 MHz, todo esto con el propósito de obtener un aumento en la resolución de la velocidad del flujo sanguíneo. Para ello será necesario estudiar el diseño planteado, teniendo en cuenta las posibles variaciones del rango dinámico que presenten los transductores ultrasónicos para este fin.

Además a corto plazo se plantea la construcción de una versión bidireccional misma que será integrada posteriormente a un sistema de scanner ultrasónico. Este sistema de detección de flujo sanguíneo bidireccional tendrá como características principales un mayor rango de resolución además de que sólo se empleará un transductor para recibir y para transmitir, evitando tener que usar dos como en el caso del sistema unidireccional.

**CAPÍTULO VI**  
**BIBLIOGRAFÍA**

- [1] Atkinson, P. and Woodcock, J. P.  
Doppler ultrasound and its use in clinical measurement.  
London: Academic Press. 1982.
- [2] Atkinson, P.  
A fundamental interpretation of ultrasonic Doppler velocimeters.  
Ultrasound in Med. Biol. 2 1975. pp 107 - 111
- [3] Atkinson, P. and Follett, D.  
Problems of signal extraction in ultrasonic Doppler systems.  
Clinical Blood Flow Measurement. Ed. J.P. Woodcock Sector London 1976 pp 33 - 37
- [4] Baker, D.W.  
Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing.  
IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics. 1970 pp 170 -185
- [5] Bellincourt, D.A., Corran, D.R. and Jaffe, H.  
Piezoelectric and piezomagnetic materials and their function in transducers.  
Physical Acoustics, W.P. Mason, New York D. Van Nostrand Company. 1964
- [6] Evans, D.H.  
Doppler Ultrasound: physics, instrumentation and clinical applications.  
John Wiley & Sons LTD. 1989
- [7] Fish, P.J.  
Visualising blood vessels by ultrasound.  
Blood Flow Measurement Sector London 1972 pp 29 - 32
- [8] Gosling, R.G. and King D.H.  
Ultrasonic angiography in arteries and veins.  
Eds. A.W. Hascus and L. Adamson. Edinburgh. 1975 pp 61 - 98

- [9] Kossoff, G.  
The effects of backing and matching on the performance of piezoelectric ceramics transducers.  
IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 1966 pp 20 - 30
- [10] Lawrence, D., Fish, P.J. and Kakkar, Lancet I.  
*Blood flow in incompetent perforating veins.*  
1977 pp 117 - 118
- [11] McCarty, K. And Woodcock, J.P.  
The ultrasonic Doppler shift flowmeter.  
Biomed. Eng. IX. 1974 pp 336 - 341
- [12] Peter Burns.  
Doppler Ultrasound.  
IEEE Short Course, Seattle, November 1995.
- [13] Redwood, M.  
Transient performance of a piezoelectric transducer.  
Acoust. Soc. Am.33. 1961 pp 527 - 536
- [14] Robinson, H.P.  
Handbook of Clinical Ultrasound.  
John Wiley, New York. 1976 pp 121 - 139
- [15] Satomura, S.  
Ultrasonic Doppler method for the inspection of cardiac functions.  
Acoust. Soc. Am. 29. 1960 pp 1181 - 1185
- [16] Sequeira, R.F.  
Doppler Ultrasound in the study of the central and peripheral circulation.  
Eds. J.P. Woodcock, University Press, Bristol. 1978 pp 30 - 37

- [17] Shung, K.K., Sigelmann, R.A. and Reid, J.M.  
Scattering of ultrasound by blood.  
IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-23. 1976 pp 460 - 467
- [18] Skidmore, R. And Woodcock, J.P.  
Physiological interpretation of Doppler shift waveforms I.  
Ultrasound Med. Biol. 6. 1980a pp 7 - 10
- [19] Skidmore, R. And Woodcock, J.P.  
Physiological interpretation of Doppler shift waveforms II.  
Ultrasound Med. Biol. 6. 1980b pp 219 - 225
- [20] Burns, P.N.  
Performance criteria and measurements for Doppler ultrasound devices.  
American Institute of Ultrasound in Medicine. AIUM. In press, 1983
- [21] Atkinson, P. And Berry.  
Random noise in ultrasonic echoes diffracted by blood.  
M.V., 1974 pp 1293 - 1302
- [22] Burns, P.N.  
Hemodynamics, in Clinical Applications of Doppler Ultrasound.  
Wells editor. Raven press: New York, 1988
- [23] Burns, P.N. and Jaffe, C.C.  
Quantitative Doppler flow measurements: techniques, accuracy and limitations.  
Radiol Clin North Am. 23, 1985
- [24] Evans, D.H. and Macpherson, D.S.  
Some aspects of the relationship between instantaneous volumetric blood flow and continuous wave Doppler ultrasound recordings| the effect of ultrasonic beam width on the output of maximum, mean and rms frequency processors.  
Ultrasound Med. Biol. 8, 1982

- [25] Fish, P.J., C.R. Hill.  
Doppler methods, in physical principles of medical ultrasonics.  
Editor. John Wiley: Chichester, 1986.
- [26] Hatle, L. And Angelsen, B.  
Doppler Ultrasound in Cardiology: Physical principles and Clinical Applications,  
2ª ed. Philadelphia: Lea & Febiger. 1985
- [27] Boylestad, R., Nashelsky, L.  
Electrónica Teoría de Circuitos.  
4ª ed. Prentice Hall 1989
- [28] Ryder, John D.  
Electronic Fundamentals and Applications.  
4ª ed. Prentice Hall
- [29] Vester, R.  
Solid State Circuit Analysis.  
Prentice Hall, Printed in United States of America
- [30] Angelo, James E.  
Electronics: BJTs, FETs, and Microcircuits.  
McGraw Hill, Inc.
- [31] Schilling, Donald, and Belove Charles.  
Circuitos Electrónicos  
2ª ed. Marcombo, S.A.
- [32] Wilson, Jerry D.  
Física con Aplicaciones  
2ª ed. Mc Graw Hill

- [33] Serway, Raymond.  
Física  
3ª ed. Mc Graw Hill
- [34] Misiti, M.; Misiti, Y.; Oppenheim, G.; Poggi, J.-M.  
Wavelet Toolbox for use with Matlab  
1ª ed. The Math Works inc. 1996

**APENDICE A**  
**ESQUEMATICOS**



La figura A-2 muestra la mascarilla de componentes, en escala 1:1.

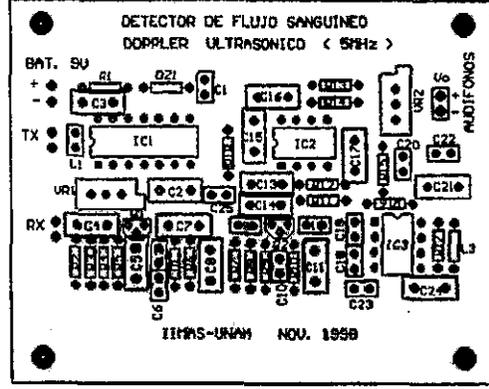


Figura A-2  
Mascarilla de componentes

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

En la figura A-3 se presenta el circuito impreso. Lado de soldadura del Detector de Flujo Sanguíneo escala 1:1.

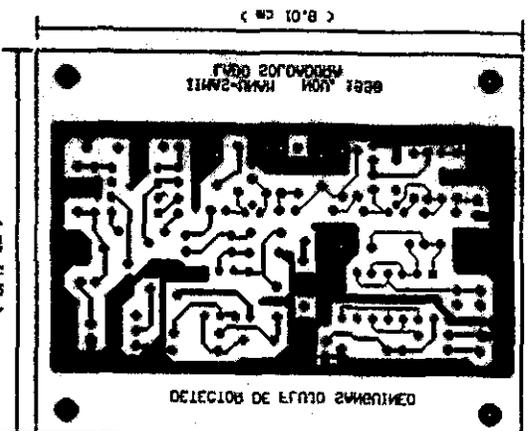


Figura A-3  
Circuito impreso, lado de soldadura

Figura A-4 muestra el circuito impreso. Lado de componentes, escala 1:1.

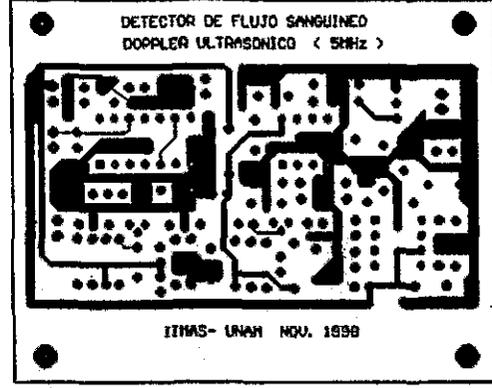


Figura A-4  
Circuito impreso, lado de componentes

En la figura A-5 se muestra el plano mecánico del Detector de Flujo Sanguíneo. escala 1:1, todas las perforaciones son de 0.07 mm.

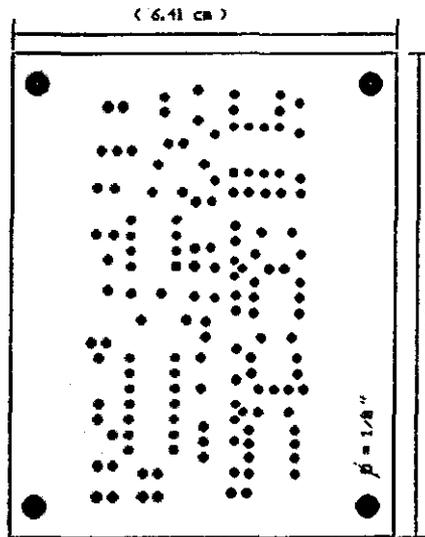


Figura A-5  
Plano mecánico del Detector de Flujo Sanguíneo