



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DETECTOR DE  
FLUJO SANGUÍNEO BIDIRECCIONAL USANDO  
DEMODULACIÓN HETERODINA**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
INGENIERO ELÉCTRICO  
ELECTRÓNICO ÁREA BIOMÉDICA**

**PRESENTA :**

**TORRES      RAMÍREZ      NALLELY**



**DIRECTOR DE TESIS:      ING. MARTIN FUENTES CRUZ**

**Ciudad Universitaria, Coyoacán, México D.F., Mayo 2012**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**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.

## Dedicatorias

Dedico el presente trabajo de tesis a mi familia por su amor y cariño incondicional por todo el apoyo que siempre me han expresado pues me han dado los ánimos para seguir adelante.

**G**racias mamá por toda

**l**a dedicación y paciencia que han sido

**o**portunos para mi desempeño y

**r**ecorrido; tu apoyo y cariño han

**i**luminado mis metas y hoy he

**a**lcanzado una de ellas.

**R**econozco que no fue fácil

**a**lcanzar este objetivo

**f**inalmente lo he logrado.

**a**hora debo seguir adelante

**e**n mi camino, gracias por

**l**os consejos que me has brindado.

**I**nimaginable el

**t** tiempo transcurrido al

**Z**arpar en este viaje; una gran

**e**tapa compartida, gracias por hacer

**l**igero mi camino.

## **Agradecimientos**

En primer lugar a mi familia, a mi madre y hermana quienes siempre han estado a mi lado y me han apoyado en todo para lograr la culminación de mi tesis.

A mi director de tesis el Ing. Martín Fuentes Cruz, por su esfuerzo y dedicación para la elaboración de este trabajo, por haberme compartido sus conocimientos y motivarme a terminar mis estudios con éxito; por toda la ayuda que me ha otorgado y por la paciencia que me ha tenido.

Agradezco al Proyecto DGAPA (PAPIIT IN115007-3).“Investigación y Desarrollo de Sistemas Ultrasónicos Para Evaluar Implantes Cardiovasculares” y al Proyecto DGAPA (PAPIIT IN113610), “Diseño y construcción de transductores ultrasónicos para el análisis de señales Doppler de flujo sanguíneo”, por el financiamiento en la elaboración de este proyecto.

Al Dr. Pedro Jesús Acevedo Contla y al M. C. Israel Sánchez Domínguez por los consejos y el apoyo que me han otorgado.

Al Lic. en MAC. Juan Antonio Contreras Arvizu por brindarme su amistad y por su apoyo siempre oportuno.

Al Ing. Gabriel Alejandro Jaramillo Morales por su inigualable amistad y por su ayuda incondicional que siempre ha sabido brindar.

A todos mis amigos por el apoyo que me han brindado a lo largo de la realización de este trabajo.

## ÍNDICE

<b>DEDICATORIAS .....</b>	<b>I</b>
<b>AGRADECIMIENTOS.....</b>	<b>II</b>
<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>V</b>
OBJETIVO.....	V
METODOLOGÍA.....	V
ESTRUCTURA DE LA TESIS.....	VI
<b>CAPÍTULO 1. CONCEPTOS BÁSICOS EN ULTRASONIDOS EN MEDICINA.....</b>	<b>2</b>
1.1 CONCEPTOS BÁSICOS .....	2
1.1.1 <i>¿Qué es la sangre?</i> .....	2
1.1.2 <i>Flujo sanguíneo</i> .....	3
1.1.3 <i>Ultrasonidos</i> .....	3
1.2 DETECCIÓN ULTRASÓNICA DE FLUJO SANGUÍNEO .....	6
1.2.1 <i>Antecedentes históricos</i> .....	6
1.2.2 <i>Efecto Doppler</i> .....	7
1.3 DETECTORES ULTRASÓNICOS DE FLUJO SANGUÍNEO .....	11
1.3.1 <i>Doppler continuo</i> .....	12
1.3.2 <i>Doppler pulsado</i> .....	14
1.3.3 <i>Métodos de detección</i> .....	15
1.3.3.1 Demodulación coherente .....	17
1.3.3.2 Demodulación no coherente .....	19
1.3.3.3 Demodulación en cuadratura .....	21
1.3.3.4 Demodulación Heterodina.....	23
<b>CAPÍTULO 2. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DETECTOR ULTRASÓNICO DE FLUJO SANGUÍNEO USANDO DEMODULACIÓN HETERODINA.....</b>	<b>27</b>
2.1 INTRODUCCIÓN .....	27
2.2 OSCILADOR PRINCIPAL Y CONTROL .....	30
2.3 TRANSMISOR/RECEPTOR.....	32
2.4 DEMODULADOR HETERODINO.....	34
2.5 FILTROS.....	36
2.6 AMPLIFICADOR AF.....	39
2.7 CIRCUITO IMPRESO .....	41

<b>CAPÍTULO 3. PRUEBAS Y RESULTADOS.</b> .....	<b>45</b>
3.1 PRUEBAS.....	45
3.2 RESULTADOS .....	47
<b>CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES</b> .....	<b>51</b>
4.1 DESCRIPCIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS .....	51
<b>REFERENCIAS</b> .....	<b>53</b>
<b>APÉNDICE A. ESQUEMÁTICOS</b> .....	<b>56</b>
A1. CIRCUITO TX/Rx DOPPLER PULSADO HETERODINO.....	56
A2. CIRCUITOS DEL DEMODULADOR HETERODINO, FILTROS, AMPLIFICADOR AF Y FUENTE DE ALIMENTACIÓN DEL DETECTOR DOPPLER .....	57
A3. CIRCUITO IMPRESO, LADO SOLDADURA. ....	58
A4. CIRCUITO IMPRESO, LADO COMPONENTES. ....	59

## **Introducción**

En el Departamento de Ingeniería en 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 han desarrollado en los últimos ocho años, diferentes dispositivos detectores de flujo sanguíneo, tanto direccionales como no direccionales, así como en modo de operación continuo y pulsado. También se ha desarrollado software de aplicación específico para la detección de flujo sanguíneo.

Los sistemas Doppler ultrasónicos para detectar el flujo sanguíneo de venas y arterias son ampliamente usados en el diagnóstico de enfermedades vasculares. La mayoría de los sistemas Doppler con detección de la dirección de flujo utilizan la demodulación en cuadratura, con el inconveniente de tener que ecualizar los dos canales en todo el ancho de banda de la señal Doppler de flujo sanguíneo, para poder implementar métodos de separación de flujo. En este trabajo de tesis proponemos diseñar un detector de flujo sanguíneo basado en un método más simple para la separación de flujo, el cual consiste en desplazar la frecuencia de la moduladora al menos el ancho de banda de la señal Doppler. Este método facilita el procesamiento digital de la señal, la ventaja de implementar este método respecto a la demodulación en cuadratura convencional, es que se usa un solo canal para señal Doppler, no se requiere ecualizar y la separación de la dirección del flujo es muy simple en el dominio de la frecuencia.

### **Objetivo**

El objetivo de esta tesis es el diseño y el desarrollo de un Detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo usando demodulación heterodina para facilitar la separación de flujo bidireccional en el dominio de la frecuencia.

### **Metodología**

Se estudiarán los diferentes circuitos electrónicos usados para demodulación heterodina, se implementarán y evaluarán dichos circuitos a manera de seleccionar el que proporcione mejor resultado, de acuerdo a las características propias de los transductores ultrasónicos utilizados para la detección Doppler de flujo sanguíneo. Para la realización de dicho estudio en el DISCA – IIMAS se cuenta con plataformas de experimentación con detectores Doppler que operan en modo continuo y modo pulsado.

Una vez seleccionado el demodulador, se diseñará el detector completo incluyendo las etapas de transmisor ultrasónico, detector amplificador de RF, demodulador heterodino, filtro y amplificador de audio para la salida de la señal Doppler de flujo sanguíneo.

Se diseñará el circuito impreso y se ensamblará quedando como un dispositivo detector de flujo sanguíneo, que proporcione una salida monoaural de audio con la información de la señal Doppler de flujo sanguíneo, la cual puede ser adquirida por la entrada de audio de una PC para su procesamiento.

### **Estructura de la tesis**

En la presente tesis se describe el diseño de un detector de flujo sanguíneo, el cual opera basándose en el efecto Doppler, donde se utiliza la demodulación heterodina, un método más simple para la separación de flujo en comparación con la demodulación en cuadratura. Para realizar la detección del flujo sanguíneo se usa una cerámica piezoeléctrica alternándola como transmisora y receptora.

Este trabajo de tesis está estructurado en cuatro capítulos y un apéndice, a continuación se realiza una breve descripción del contenido que se presenta en cada uno de ellos.

- Capítulo 1. Se describen los conceptos básicos asociados con el efecto Doppler para el desarrollo de la instrumentación ultrasónica aplicada en la medicina, también se explican los diferentes métodos de demodulación de señales usados para detectar la señal Doppler de flujo sanguíneo.
- Capítulo 2. En esta sección se describe el diseño y la implementación del detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo con demodulación heterodina y se detallan las etapas que lo integran así como las consideraciones técnicas que se tomaron en cuenta para la realización del diseño.
- Capítulo 3. En este capítulo se muestran y se describen las pruebas realizadas al dispositivo y se presentan los resultados obtenidos.
- Capítulo 4. Las conclusiones de este trabajo de tesis, se presentan en este capítulo, enfatizando sus ventajas con respecto a otros métodos de detección de flujo.
- Apéndice A. Contiene los diagramas esquemáticos y el circuito impreso del detector ultrasónico de flujo sanguíneo desarrollado.



# **CAPITULO 1**

## **CONCEPTOS BÁSICOS EN ULTRASONIDOS EN MEDICINA**

# Capítulo 1. Conceptos Básicos en Ultrasonidos en Medicina

## 1.1 Conceptos básicos

La ecografía Doppler ultrasónica es utilizada en el estudio de diversos tipos de movimiento dentro del cuerpo, pero su principal uso sigue siendo la detección y cuantificación del flujo sanguíneo en las arterias y venas. La detección del flujo sanguíneo se realiza debido a la velocidad de la sangre y a los componentes básicos que hay en ella.

### 1.1.1 ¿Qué es la sangre?

Es un fluido complejo no homogéneo de color rojo y aspecto viscoso; es bombeado por el corazón y recorre todo el organismo a través del sistema vascular, de esta manera transporta los nutrientes necesarios para todo el cuerpo. Se encuentra constituido por un líquido de color amarillo denominado *plasma sanguíneo* y por componentes celulares (*hematocrito*) que se encuentran en suspensión: glóbulos rojos (*eritrocitos*), glóbulos blancos (*leucocitos*) y plaquetas (*trombocitos*), todos ellos formados en la médula ósea a partir de una única célula denominada célula madre. [7,16].

Como se puede observar en la Figura 1.1, la sangre se compone de la siguiente manera:

*Plasma*. Es el componente líquido de la sangre, tiene el aspecto de un fluido blanquecino, éste está formado por 90% de agua y el 10% restante por sales minerales, glucosa y proteínas de varios tipos: fibrinógeno, albúmina y globulina, y otras sustancias como vitaminas, factores de coagulación y hormonas; constituye el 55% del volumen sanguíneo.

*Glóbulos rojos*. Son las células más numerosas en la sangre son pequeñas su diámetro es de unas siete micras, no tienen núcleo, tienen forma de un disco engrosado por el borde. Su concentración es mayor en el hombre que en la mujer. Los glóbulos rojos contienen hemoglobina que es la proteína responsable del color rojo característico de la sangre y que se encarga del intercambio de gases ( $O_2$  y  $CO_2$ ), en cada milímetro cúbico de sangre existen de 4.5 a 5.5 millones de ellos, que constituyen el 42% del volumen sanguíneo.

*Glóbulos blancos*. Producidos en la médula ósea y en el tejido linfático. Son las células sanguíneas encargadas de identificar, destruir y remover material extraño. Su tamaño es variable, de 6 a 20 micras de diámetro (promedio  $10.2\mu$ ), y según su tipo se encuentran en la sangre en un número que oscila entre los 5,000 y los 9,000 por milímetro cúbico, constituyen el 2.1% del volumen sanguíneo.

*Plaquetas*. Son fragmentos citoplasmáticos pequeños, irregulares y carentes de núcleo de 2 - 3 $\mu$ m, colaboran en la coagulación sanguínea; constituyen el 0.9% del volumen sanguíneo.

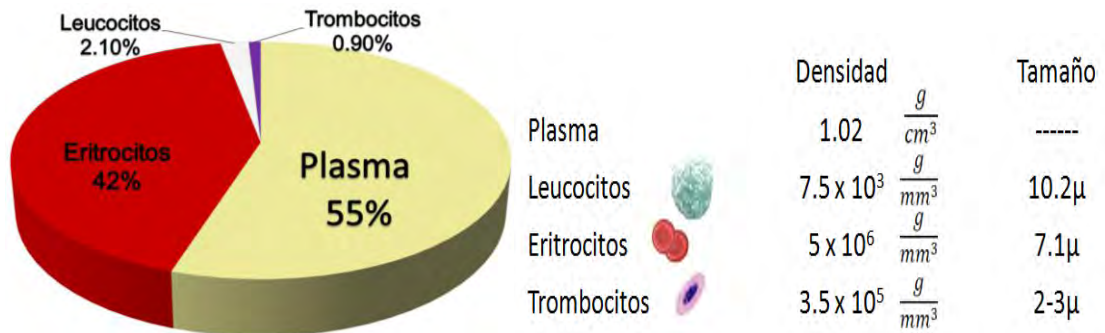


Figura 1.1 Componentes básicos de la sangre

### 1.1.2 Flujo sanguíneo

El flujo sanguíneo es la cantidad de sangre que pasa por la sección transversal de un vaso en un periodo determinado. Está determinado por la diferencia de presión, entre los dos extremos del vaso y la resistencia de las paredes del vaso.

Características principales del flujo:

- Directamente proporcional a la diferencia de presión ( $\Delta P$ ) o gradiente de presión.
- Dirección determinada por gradiente de presión y va de alto a bajo valor de esta magnitud.
- Inversamente proporcional a la resistencia.

Tipos de flujo:

*Flujo laminar*. También conocido como flujo aerodinámico. Las partículas se mueven en láminas paralelas, cada partícula sigue una trayectoria suave llamada línea de corriente. Este tipo de flujo se encuentra en las venas y arterias sanas.

*Flujo turbulento*. Las partículas se mueven en trayectorias irregulares, sus velocidades varían continuamente. Se produce como respuesta a eyecciones periódicas de sangre desde el corazón y es más notorio en las arterias con estenosis y arteriolas.

### 1.1.3 Ultrasonidos

El sonido es una forma de onda mecánica longitudinal; es decir, el movimiento de las partículas de la materia que transporta la onda, están en la dirección de propagación de ésta. Éste es clasificado de acuerdo con la frecuencia en la que se transmite: los *infrasonidos* se encuentran en el rango de 1 Hz a 20 Hz, los *sonidos* que el oído humano es capaz de percibir se encuentran en el rango de los 20 Hz a 20 kHz y los *ultrasonidos* se encuentran por encima del rango audible para seres

humanos; es decir, mayor a los 20 kHz.

El sonido posee propiedades ondulatorias y presenta diversos efectos de interacción con el medio, tales como: refracción, reflexión, atenuación, difracción, interferencia y dispersión. El ultrasonido es una forma de onda sonora, debido a esto se caracteriza por:

*Longitud de onda.* Distancia entre fenómenos de compresión y rarefacción sucesivos.

*Frecuencia.* Número de ciclos de oscilación producidos en un segundo.

*Período.* Tiempo característico en donde el mismo fenómeno se repite.

*Amplitud.* Magnitud o intensidad de la onda sonora proporcional a la deflexión máxima de las partículas del medio de transmisión.

Debido a su alta frecuencia y longitud de onda corta, las ondas ultrasónicas se utilizan para producir imágenes como herramienta de diagnóstico y en aplicaciones Doppler en la medicina, la gama habitual de frecuencias utilizadas es de 2 - 12 MHz, aunque las frecuencias más altas se utilizan en aplicaciones especializadas [7,13,20].

La frecuencia de la onda sonora, determina la capacidad del estudio ecográfico de discriminar dos puntos próximos en el área de interés, definida como resolución espacial; cuanto mayor es la frecuencia, menor la longitud de la onda sonora y mejor la resolución espacial se debe tomar en cuenta que la longitud de onda y la frecuencia están determinadas por el medio y la fuente de la misma [22].

La longitud de una onda es el período espacial de la misma, es decir, la distancia que hay de pulso a pulso. Normalmente se consideran dos puntos consecutivos que poseen la misma fase: dos máximos, dos mínimos, dos cruces por cero en el mismo sentido, como se ilustra en la Figura 1.2.

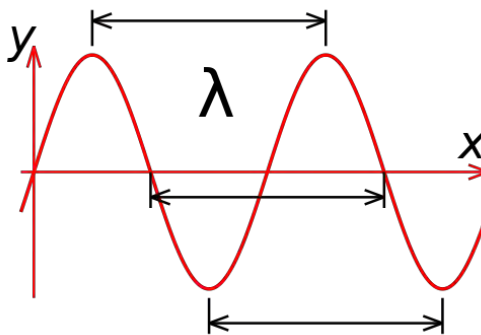


Figura 1.2 Longitud de onda

Si la velocidad de propagación es constante, la longitud de onda  $\lambda$  es inversamente proporcional a la frecuencia  $f$ . Una longitud de onda más larga corresponde a una frecuencia más baja, mientras que una longitud de onda más corta corresponde a una frecuencia más alta:

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad 1.1$$

donde  $\lambda$  es la longitud de onda,  $v$  es su velocidad de propagación, y  $f$  es la frecuencia. Para el ultrasonido en tejido blando, la velocidad  $v$  vale 1,540 m/s, considerando un transductor que opera a 8 MHz, se tiene una longitud de onda de 192.5  $\mu\text{m}$ .

Los ultrasonidos tienen diferentes aplicaciones en medicina, dependiendo directamente de la potencia de irradiación [4]:

En diagnóstico  $\rightarrow$  sin efectos térmico y químico (10 a 100  $\text{mW/cm}^2$ )

Efecto terapéutico  $\rightarrow$  efectos térmico y químico. (Baja  $<0.3 \text{ W/cm}^2$ , media 0.3 a 1.2  $\text{W/cm}^2$  y alta de 1.2 a 3  $\text{W/cm}^2$ ).

Efecto mecánico  $\rightarrow$  efecto destructivo. ( $> 3 \text{ W/cm}^2$ ).

Los ultrasonidos al absorberse, tienen una acción mecánica que condiciona su efecto térmico y su efecto químico. Cuando los ultrasonidos se aplican a potencia baja o media, la base de su empleo terapéutico es el efecto térmico, hasta el punto de que se suele incluir el ultrasonido entre los agentes que producen diatermia (calor en profundidad). Cuando se aplican a potencia elevada, lo que predomina es el efecto mecánico, por lo que ejercen sus efectos de destrucción, separación o corte.

La velocidad del sonido en los medios biológicos varía mucho, en el tejido humano los ultrasonidos se mueven con una velocidad media de 1,540 [m/s] cambia dependiendo del tipo de tejido, aunque la mayor parte de los elementos que constituyen el cuerpo humano posee impedancias acústicas semejantes (Tabla 1.1). La variación de velocidad en función de la frecuencia es denominada dispersión y es despreciable en los sólidos [13,22].

<b>Tabla 1.1 Valores de velocidad de diversos tejidos</b>			
<b>Medio</b>	<b><math>\rho</math> (kg/m<sup>3</sup>)</b>	<b>V(m/s)</b>	<b>Z[kg/(m<sup>2</sup> s)]</b>
Aire	1.29	331	430
Agua	1000	1480	1.48 x 10 <sup>6</sup>
Cerebro	1020	1530	1.56 x 10 <sup>6</sup>
Músculo	1040	1580	1.64 x 10 <sup>6</sup>
Sangre	1060	1570	1.62 x 10 <sup>6</sup>
Grasa	920	1450	1.33 x 10 <sup>6</sup>
Hueso	1900	4040	7.68 x 10 <sup>6</sup>

Densidad ( $\rho$ ), Velocidad (V) e impedancias acústicas (Z) para diversos medios.

## **1.2 Detección ultrasónica de flujo sanguíneo**

### **1.2.1 Antecedentes históricos**

El físico, astrónomo y matemático Christian Doppler después de realizar varias observaciones de los fenómenos de la naturaleza describió un fenómeno en 1842, conocido ahora como el efecto Doppler, este efecto es la base de la instrumentación Doppler ultrasónica [5].

Pero no fue sino hasta 1955 en donde Shigeo Satomura comenzó a usar microondas y ultrasonidos en la investigación industrial en la Universidad de Osaka, Japón; en este mismo año publicó un artículo titulado "A new method of the mechanical vibration measurement and its application", en el cual demostró que las señales Doppler pueden ser obtenidas de los movimientos del corazón, cuando éste se expone a ondas ultrasónicas de 3 MHz. Satomura junto con Kaneko construyeron el medidor de flujo el cual media el ruido Doppler de los vasos sanguíneos [23].

Kaneko propuso a Satomura estudiar el flujo sanguíneo en el cerebro humano en los casos de demencia para diferenciar la variedad de Alzheimer de los que eran de origen vascular. A partir de julio de 1958 iniciaron los estudios correspondientes. En ese mismo año demostraron que las señales Doppler ultrasónicas provenientes de arterias y venas podrían ser captadas desde la superficie de la piel.

En 1960 Satomura y Kaneko en un artículo describieron que las ondas ultrasónicas se transmitían a los vasos sanguíneos de manera transcutánea, la señal que se recibía era producto del flujo turbulento dentro del torrente sanguíneo. No obstante, después de la muerte de Satomura, Kanemasa Kato en 1962 demostró que las señales Doppler del flujo sanguíneo se perciben gracias

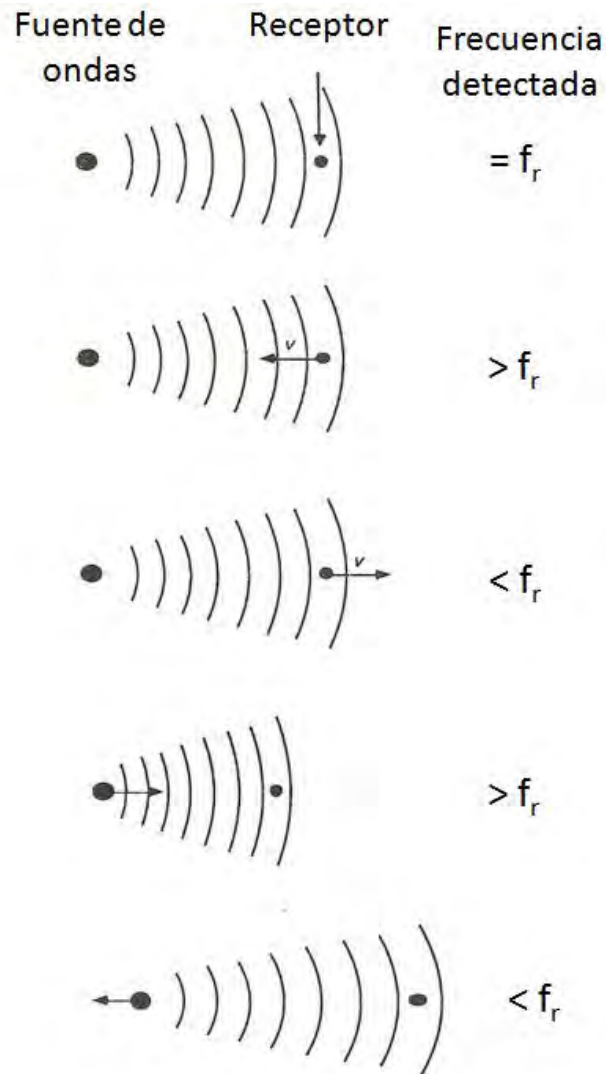
al rebote de las ondas que llegan a los glóbulos rojos que se encuentran en movimiento.

En 1959 Dean Franklin, quien realizaba estudios en la Universidad de Washington describió un medidor de flujo usando ultrasonido pulsado pero este dispositivo era un método invasivo, en 1961 desarrolló un sistema de detección de flujo sanguíneo. Aproximadamente en 1966 McLeod, Cross y Light desarrollan el Doppler direccional, en 1968 se desarrolla la ecografía de contraste por Gramiak y Shah, en 1971 Mozersky, Reid y Spencer logran la proyección de una imagen Doppler, alrededor de 1976 Dotti, Foster, Bonnefous y Pesque desarrollan el procesamiento en el dominio del tiempo [8].

Por otra parte Kaneko en 1986 escribió un artículo titulado *“First Steps in the Development of the Doppler Flowmeter”* en donde detalla la metodología que Satomura y sus colegas emplearon en sus primeras investigaciones en las cuales utilizaron un sistema Doppler continuo. El desarrollo de sistemas Doppler fue avanzando, ahora los dispositivos son direccionales y son capaces de manejar simultáneamente ambos sentidos del transductor. Las técnicas Doppler actualmente son utilizadas en múltiples aplicaciones clínicas y es una poderosa técnica no invasiva para recabar medidas e imágenes del interior del cuerpo [12].

### **1.2.2 Efecto Doppler**

El efecto Doppler es un fenómeno en el cual se observa un cambio aparente en la frecuencia de una onda, debido al movimiento relativo ya sea de la fuente de ondas o del receptor como se muestra en la Figura 1.3 [7,10].



*Figura. 1.3 La frecuencia detectada es mayor o menor que la frecuencia transmitida dependiendo de la dirección del movimiento*

Cuando el receptor (R) se mueve hacia la fuente de ondas (S) en dirección contraria en la que las ondas viajan (Figura. 1.4b), la frecuencia percibida  $f_r$  incrementa. Ésta está dada por [1]:

$$f_r = f_t \frac{c + v_r}{c}$$

1.2

Donde  $f_t$  es la frecuencia transmitida y  $v_r$  es la velocidad del receptor.



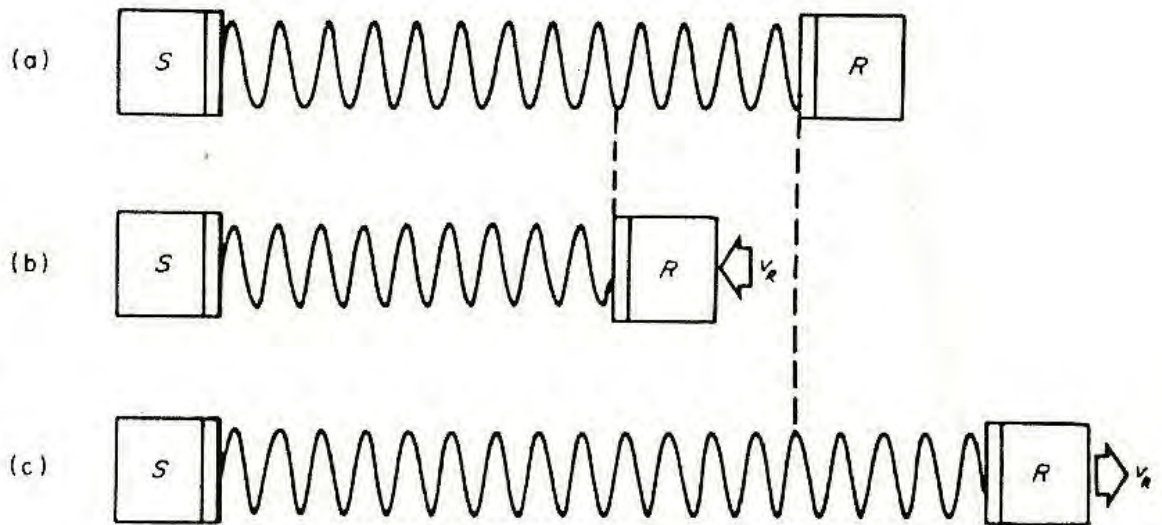


Figura 1.4 Efecto Doppler causado por el receptor R en movimiento

Si la velocidad del receptor se encuentra en un ángulo  $\theta$  a la dirección de propagación de la onda,  $v_r$  será  $v_r \cos \theta$ , es decir, la velocidad en la dirección de la onda, por lo que:

$$f_r = f_t \frac{c + v_r \cos \theta}{c} \quad 1.3$$

En la Figura 1.5a se muestra la fuente de ondas en reposo y la distancia ( $\lambda_s$ ) entre pico y pico que por definición es la longitud de onda ultrasónica; por otro lado si el receptor permanece en reposo y la fuente de ondas se encuentra en movimiento en la misma dirección en la que las ondas viajan (Figura 1.5b), las longitudes de la onda se comprimen resultando en la variación de la frecuencia observada:

$$f_r = f_t \frac{c}{c - v_r} \quad 1.4$$

En cambio si la fuente de ondas se mueve en sentido opuesto a la dirección de propagación de las ondas (Figura 1.5c), la distancia entre pico y pico incrementa; y se observa una disminución en la frecuencia percibida.

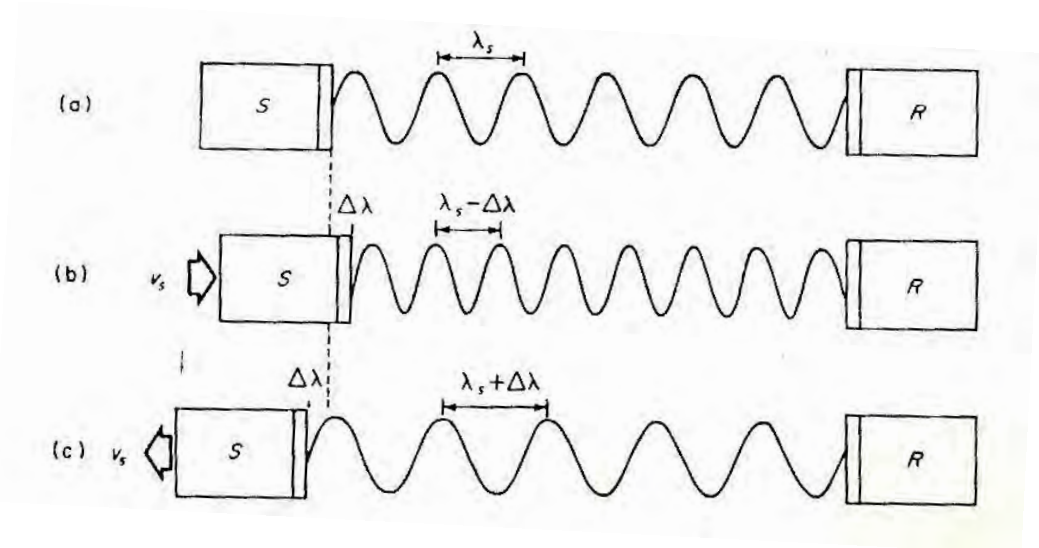


Figura 1.5 Efecto Doppler causado por la fuente de ondas S en movimiento

Combinando ambos efectos tenemos como resultado un desplazamiento en la frecuencia Doppler. La frecuencia percibida está dada por:

$$f_r = f_t \frac{c + v \cos \theta}{c} \cdot \frac{c}{c - v \cos \theta} = f_t \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} \quad 1.5$$

El cambio Doppler, ( $f_d = f_r - f_t$ ) está dado por tanto como:

$$f_d = f_t \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} - f_t \quad 1.6$$

donde si  $c \gg v$  tenemos:

$$f_d = \frac{2f_0 v \cos \theta}{c} \quad 1.7$$

$f_d$  es la frecuencia Doppler,  $c$  es la velocidad del sonido en el tejido y  $v$  es la velocidad de la fuente de ondas o del observador. Ocupando esta relación matemática para nuestra aplicación se considera que  $f_d$  es la frecuencia Doppler,  $f_0$  la frecuencia de transmisión o frecuencia de operación del transductor,  $c$  la velocidad de ultrasonido en la sangre,  $v$  la velocidad del flujo sanguíneo y  $\theta$  el ángulo de inclinación entre el haz y el flujo sanguíneo.

Cabe señalar que en el monitoreo del flujo en vasos sanguíneos, los glóbulos rojos actúan como dispersores de la ondas ultrasónicas; aunque sus diámetros ( $7\mu m$ ) sean mucho más pequeños que la longitud de la onda del ultrasonido usado, estos son muchos en el fluido (42%) y se encuentran en movimiento por lo que la dispersión que estos producen genera múltiples frentes de onda que forman un patrón de eco variable. Este eco conforma la señal Doppler de flujo sanguíneo y constituye la base de los sistemas ultrasónicos.

En la Figura 1.6 se puede observar la interacción entre el flujo sanguíneo y las ondas ultrasónicas reflejadas por los glóbulos rojos.

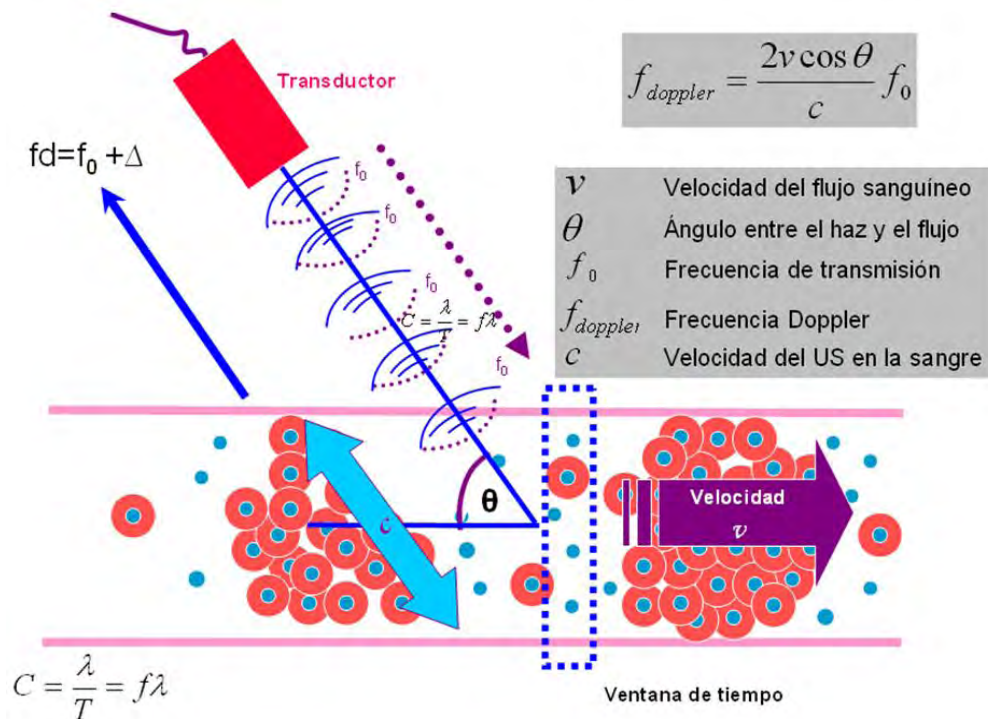


Figura 1.6 Interacción de los glóbulos rojos con la onda ultrasónica

### 1.3 Detectores ultrasónicos de flujo sanguíneo

En un dispositivo Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo, se irradia el torrente sanguíneo con una señal ultrasónica a una frecuencia definida, que es la frecuencia del transductor (5-12 MHz), la respuesta obtenida es una señal que contiene la señal transmitida originalmente más la señal Doppler del flujo sanguíneo, como se observa en la Figura 1.7. [18]

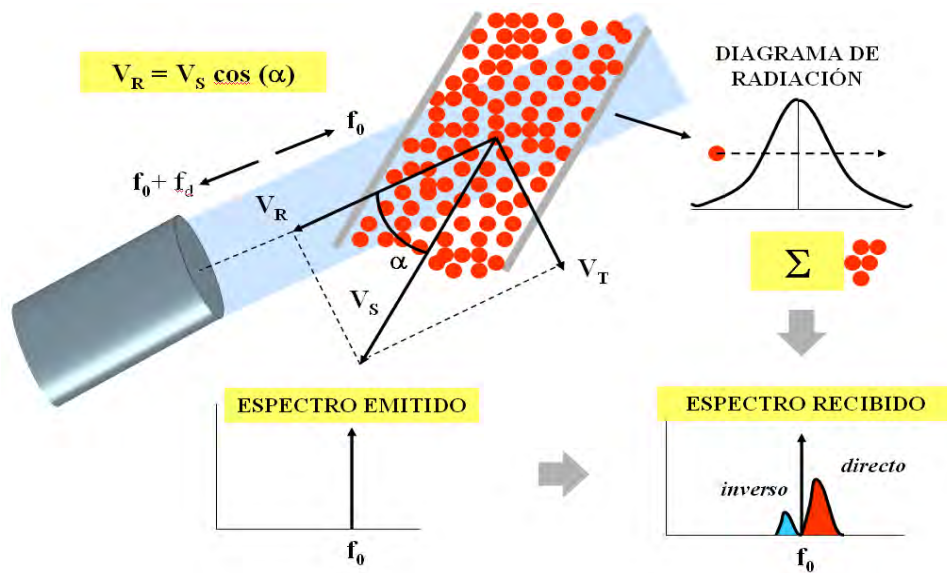


Figura 1.7. Detección ultrasónica de flujo sanguíneo por efecto Doppler. Los glóbulos rojos son irradiados con ultrasonido de una frecuencia fija (espectro emitido), el movimiento de los glóbulos rojos modifican por efecto Doppler la señal de eco (espectro recibido), generando la señal Doppler ultrasónica de flujo sanguíneo.

Los dispositivos detectores Doppler de flujo sanguíneo se clasifican de acuerdo a su modo de operación en dos tipos: Modo Continuo y Modo Pulsado, como el flujo sanguíneo en algunas partes del cuerpo es bidireccional, los detectores Doppler pueden ser clasificados como Doppler simple no direccional o Doppler Bidireccional, este último entrega señales que con un mayor procesamiento se pueden separar los flujos en flujo Directo y flujo Inverso, como se observa en el espectro recibido de la Figura 1.7.

### 1.3.1 Doppler continuo

El Doppler modo continuo es el sistema Doppler más simple, emite ondas continuas. Usualmente se emplean dos cristales en el transductor: uno para transmitir continuamente las ondas ultrasónicas de frecuencia constante y otro para recibir constantemente el eco reflejado (Figura 1.8) [10,23].

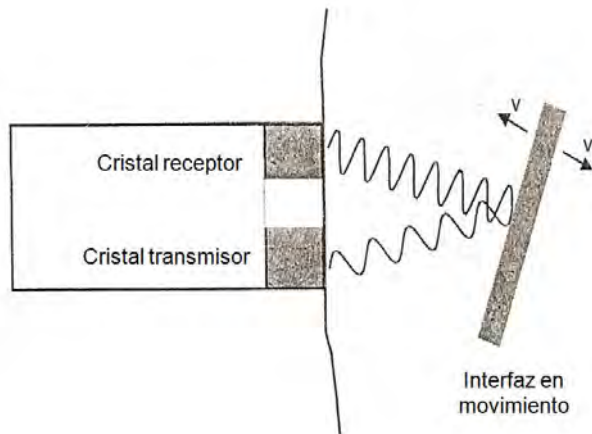


Figura 1.8 Transductor ultrasónico de un detector Doppler de onda continua

Un detector Doppler de onda continua como se ilustra en la Figura 1.9, está constituido básicamente por un transductor conformado por el cristal transmisor y el cristal receptor, un oscilador principal, un amplificador y un demodulador; a continuación se describe brevemente cada una de las partes que lo constituye

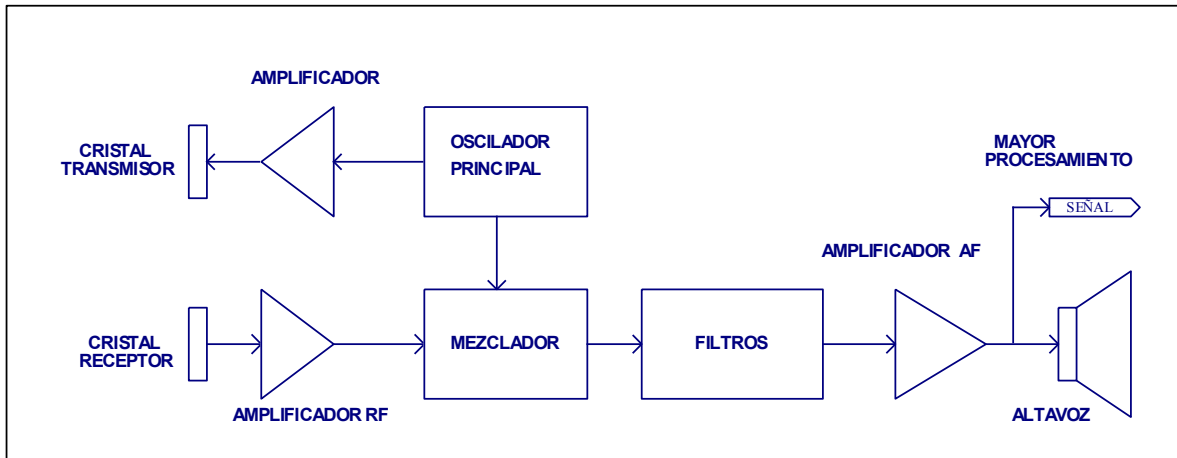


Figura 1.9 Diagrama a bloques de un Detector Doppler continuo no direccional

El oscilador principal produce una onda de forma senoidal. La frecuencia de operación que se selecciona depende de la profundidad del vaso a detectar el flujo, debido a que la atenuación del ultrasonido es dependiente de la frecuencia; por ejemplo si se desea percibir vasos superficiales las frecuencias usadas son de 8-12 MHz y para vasos más profundos las frecuencias son 2-5 MHz. Las ondas generadas por el oscilador principal se amplifican para excitar al cristal transmisor, el

cual convierte la energía eléctrica en energía acústica, estas ondas se propagan como una onda longitudinal dentro del cuerpo. Al incidir con un cambio de impedancia o un dispersor en movimiento las ondas acústicas retornan atenuadas en forma de ecos, estas ondas son captadas por el cristal receptor el cual convierte la energía acústica en energía eléctrica; esta señal se amplifica con un amplificador de radio frecuencia (RF) y se mezcla con una señal de referencia. Ésta señal mezclada se procesa a través de un filtro paso banda (100Hz a 10KHz), donde se remueven todas las señales que se encuentran fuera del rango de interés y las bajas frecuencias que se deben a los movimientos respiratorios y ruido línea de AC, esto permite obtener la frecuencia Doppler ultrasónica de flujo sanguíneo [1,22].

El detector de onda continua tiene una alta sensibilidad para detectar flujo lento con los pequeños cambios de frecuencia, puede discriminar pequeñas diferencias en la velocidad del flujo, pero puede no ser capaz de distinguir entre varios vasos sanguíneos de la misma área de muestreo, debido a que cualquier movimiento dentro de la trayectoria analizada por los transductores emisor y receptor produce un cambio Doppler. La principal ventaja es que se pueden medir altas velocidades del flujo.

### **1.3.2 Doppler pulsado**

Con el objetivo de identificar la localización espacial de las estructuras vasculares, se desarrollaron técnicas de mapeo pulsado (*pulsed wave*) en donde un pequeño tren de pulsos ultrasónicos son emitidos y sus ecos recibidos en un intervalo muy estrecho de tiempo [1, 13, 22].

Con un detector Doppler pulsado, sólo se requiere de una cerámica PZT en el transductor la cual sirve para emitir y recibir. El período inerte del transductor entre la emisión del pulso y el inicio de la recepción, determina la profundidad en que se localiza la muestra, y la duración del período de recepción determina el tamaño del volumen de la muestra (*sample volume*).

La frecuencia de repetición del pulso (*FRP*) es la frecuencia con que se emiten pulsos de ultrasonido [7,10].

En la Figura 1.10, se ilustra un diagrama a bloques de un detector Doppler pulsado no-direccional. Para el funcionamiento del detector, se usa la señal del oscilador principal como reloj para que con divisores se genere la señal de frecuencia FRP de muestreo. El periodo de tiempo de la transmisión dependerá de la profundidad del estudio. La señal del oscilador principal se modula con el pulso de FRP, la señal resultante se amplifica para excitar al transductor, el cual emite una vibración ultrasónica al tejido. En el momento en que el transductor termina de enviar el tren de pulsos, cambia a ser el receptor [1, 17].

Los ecos ultrasónicos que regresan del tejido o de dispersores en movimiento se convierten en señales eléctricas por la misma cerámica PZT, estas se amplifican y se mezclan con la señal del oscilador principal, se filtran con un filtro paso bajas donde se extraen las componentes de alta frecuencia (RF). A esta señal se le realiza un filtrado paso bajas de 4º ó 5º orden para recuperar la señal Doppler de flujo sanguíneo y quitar el efecto del muestro por la FRP. Esta señal Doppler se encuentra en el intervalo de frecuencias de audio, se amplifica con un amplificador de audio y se entrega para un mayor procesamiento.

Para evitar que se produzcan errores en la obtención de las señales Doppler de flujo sanguíneo, se debe tomar en cuenta el teorema de Nyquist, el cual establece que la *FRP* debe ser mayor que el doble de la frecuencia Doppler más alta.

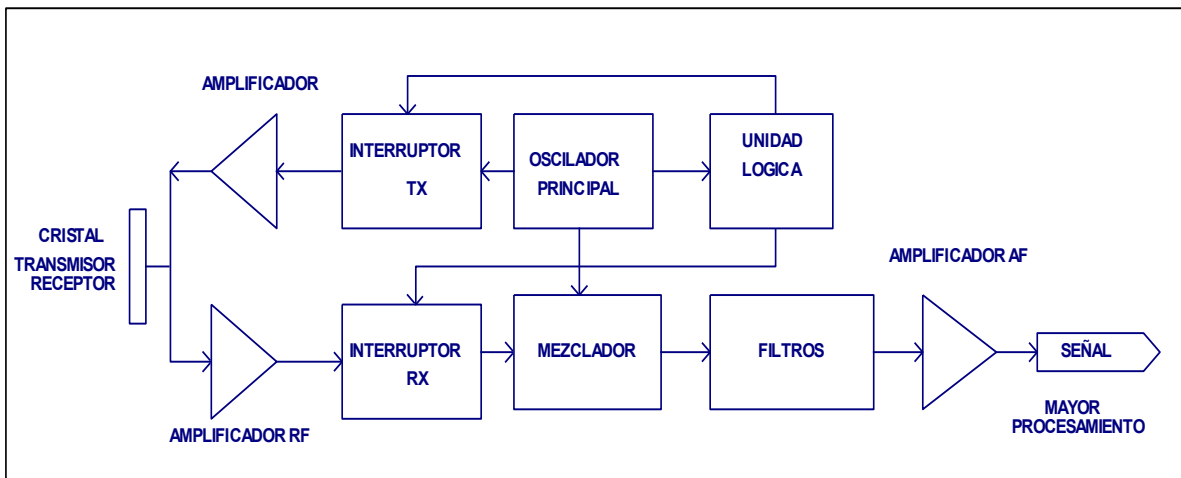


Figura 1.10 Diagrama a bloques de un sistema Doppler pulsado no direccional

### 1.3.3 Métodos de detección

Los circuitos detectores de flujo sanguíneo, como se explica en la sección anterior pueden ser continuos o pulsados por su modo de operación, y pueden ser direccionales o no direccionales por su modo de demodulación. El alma de un detector de flujo sanguíneo es el circuito mezclador que realiza la demodulación y convierte la señal RF de eco, en una señal de baja frecuencia AF, que es denominada señal Doppler de flujo sanguíneo.

A continuación se detallan algunos conceptos de Modulación y Demodulación para describir los detectores de flujos direccionales y no direccionales.

Se denomina *modulación* al método de procesar una señal para obtener una trasmisión más

eficiente. En este proceso la información (señal moduladora), es montada sobre una señal de frecuencia más alta denominada señal portadora. Un tipo de modulación comúnmente utilizado, se basa en el teorema de translación de la frecuencia (denominado teorema de la modulación) de la transformada de Fourier [11].

El teorema establece que la multiplicación de una señal  $f(t)$  por una señal sinusoidal ( $\cos \omega_c t$ ) de frecuencia  $\omega_c$  traslada su espectro en  $\pm \omega_c$  radianes, es decir, si:

$$f(t) \leftrightarrow F(\omega) \tag{1.8}$$

entonces:

$$\underbrace{f(t)}_{\text{Señal modulante}} \underbrace{\cos \omega_c t}_{\text{Señal portadora}} \leftrightarrow \frac{1}{2} \underbrace{[F(\omega + \omega_c) + F(\omega - \omega_c)]}_{\text{Señal modulada}} \tag{1.9}$$

esta multiplicación varia la amplitud de la señal portadora en proporción a  $f(t)$ , ver Figura 1.11.

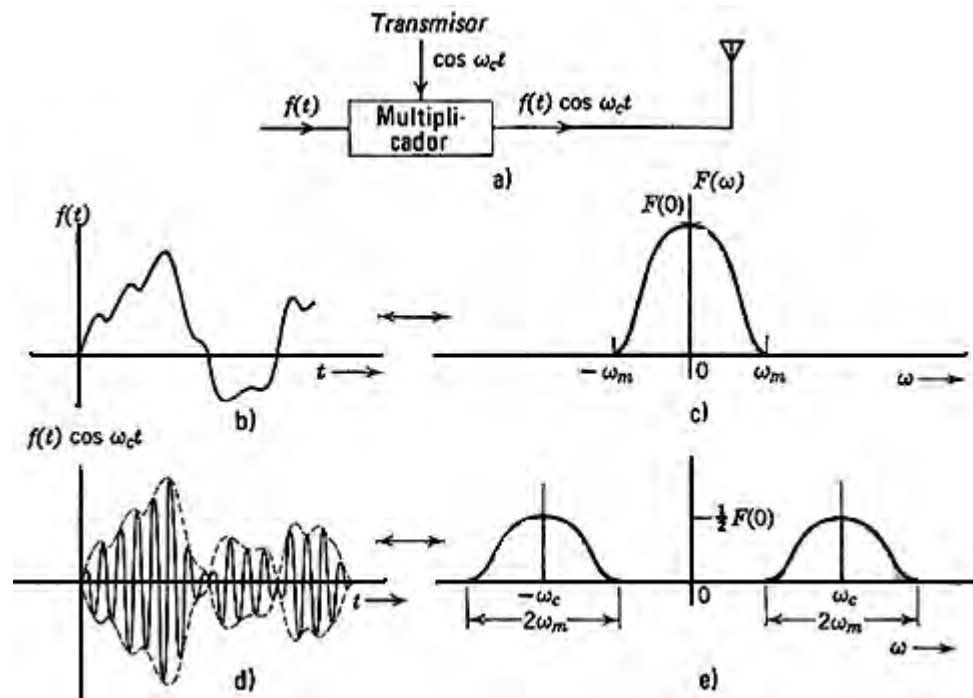


Figura 1.11 Diagrama representativo del teorema de la modulación



Existen diversos tipos de modulación de una señal, pero nos enfocaremos al proceso de demodulación de una señal, ya que un detector Doppler demodula la señal entregada por el transductor (espectro recibido señal RF de 8 MHz) y la recupera en banda de audiofrecuencias (AF).

La *demodulación* es el proceso de extraer la señal modulante (información) de la señal modulada. Para recuperar la señal original  $f(t)$ , es necesario trasladar el espectro de la señal a su posición original, esto es posible si multiplicamos (mezclamos) la señal de RF con una señal de la misma frecuencia de la portadora con la que fue modulada, y aplicamos un filtro paso bajas [9]. En el caso de los Detectores Doppler de flujo sanguíneo las partículas que se encuentran en movimiento en la vena o arteria, son las que modulan el ultrasonido que se transmite, cambiando la frecuencia de retorno [1].

El propósito de aplicar una demodulación, en un detector Doppler de flujo sanguíneo es la extracción de la información Doppler que se encuentra en el eco de retorno. Este eco contiene una mezcla de componentes a diferentes frecuencias, debido a que el flujo presenta un perfil con diferentes velocidades. Puede considerarse el eco de retorno como una onda portadora modulada por el ruido y la señal Doppler del flujo. Debemos considerar que la magnitud de los ecos recibidos es muy pequeña, es menor al 1% de la magnitud de la frecuencia transmitida, además de que se encuentra combinada con la señal de ruido. Por esta razón los circuitos detectores son sintonizados y de bajo ruido [14,19]

#### **1.3.3.1 Demodulación coherente**

La demodulación coherente, conocida también como demodulación síncrona, usualmente se necesita generar localmente la portadora en el receptor. Para este sistema es de suma importancia tener la señal portadora idéntica en frecuencia y fase en el transmisor y en el receptor [14].

El principio básico de la demodulación coherente se ilustra en la Figura 1.12, en la que podemos apreciar la señal de referencia  $A$  de frecuencia  $f_0$ , que se mezcla con la componente Doppler  $B$  de frecuencia  $f_0+f_d$ , por medio de una multiplicación; teniendo como resultado la señal  $C$  a la cual se le aplica un filtro paso bajas con el fin de remover las frecuencias alrededor de  $2f_0$  resultando la señal  $D$ , que es la frecuencia Doppler  $f_d$ [1].

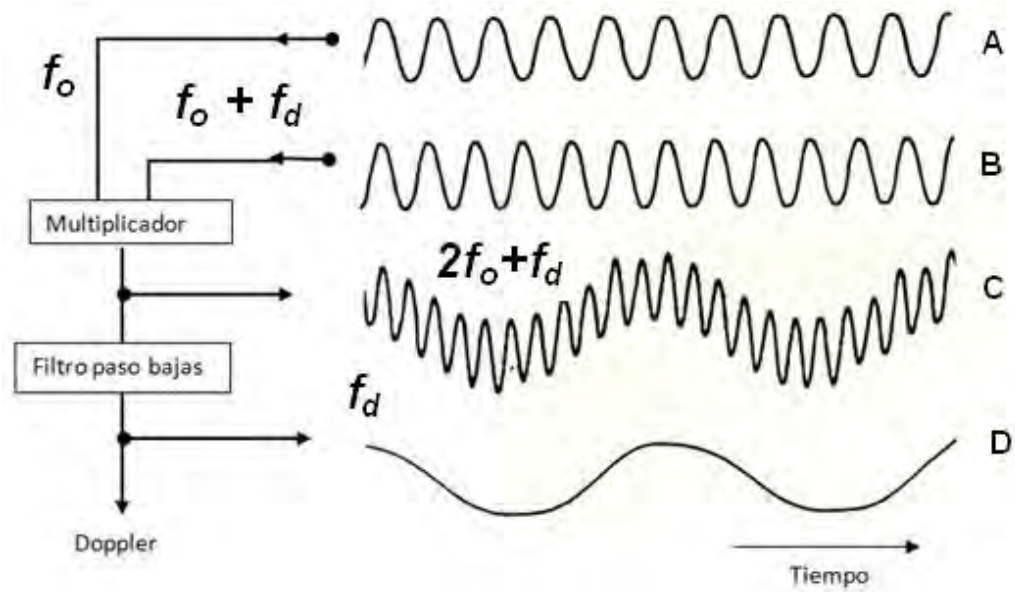


Figura 1.12 Demodulación coherente

Expresándolo matemáticamente podemos definir a la señal transmitida como:

$$T(t) = \cos \omega_0 t \quad 1.10$$

Donde  $\omega_0 = 2\pi f_0$  es la frecuencia angular ultrasónica. El eco Doppler recibido debido a los objetivos en movimiento a una velocidad  $v$  de manera general se puede expresar:

$$R_d(t) = B \cos(\omega_0 t + \omega_d t + \phi_d) \quad 1.11$$

Aun cuando los objetivos se encuentran inmóviles, producen perturbaciones que se expresan como:

$$R_c(t) = A \cos(\omega_0 t + \phi_c) \quad 1.12$$

Donde A y B representan la amplitud del eco,  $\phi_c$  y  $\phi_d$  la fase relativa de la señal transmitida cuando  $t=0$ . La frecuencia Doppler está dada por:

$$\omega_d = \frac{2v}{c} \omega_0 \quad 1.13$$

La señal total recibida, es la combinación lineal de las perturbaciones y el eco Doppler teniendo lo

siguiente:

$$R(t) = A \cos(\omega_0 t + \phi_c) + B \cos(\omega_0 t + \omega_d t + \phi_d) \quad 1.14$$

Esta ecuación representa la señal C en la Figura 1.12, a la que se le aplica el filtro paso bajas para remover las componentes de alta frecuencia en la región de  $2\omega_0$  obteniendo finalmente la ecuación:

$$d(t) = \underbrace{\frac{A}{2} \cos \phi_c}_{\text{perturbación}} + \underbrace{\frac{B}{2} \cos (\omega_d t + \phi_d)}_{\text{Señal Doppler}} \quad 1.15$$

La demodulación coherente elimina la señal portadora, por lo que desplaza el espectro de la señal hacia la banda-base. Cabe resaltar que tanto las frecuencias superiores e inferiores a la señal transmitida, no son separadas y ambas se encuentran en la misma zona espectral; por ello la demodulación coherente no permite recuperar el sentido de la información del flujo sanguíneo y un detector Doppler de flujo sanguíneo usando este tipo de demodulador se considera no direccional.

### 1.3.3.2 Demodulación no coherente

En este proceso el eco ofrece su propia fuente de frecuencia y fase de referencia, la frecuencia del oscilador local puede variar en amplitud y en frecuencia, lo cual facilita la implementación de los circuitos y es un método ampliamente usado. Si en el oscilador local se usa la misma frecuencia de la portadora, se denomina Modulación o Demodulación Homodina, si la frecuencia del oscilador local es diferente a la portadora se conoce como Modulación o Demodulación Heterodina [19]. En la Figura 1.13 se ilustra mejor el principio básico de demodulación no coherente para un detector de onda continua.

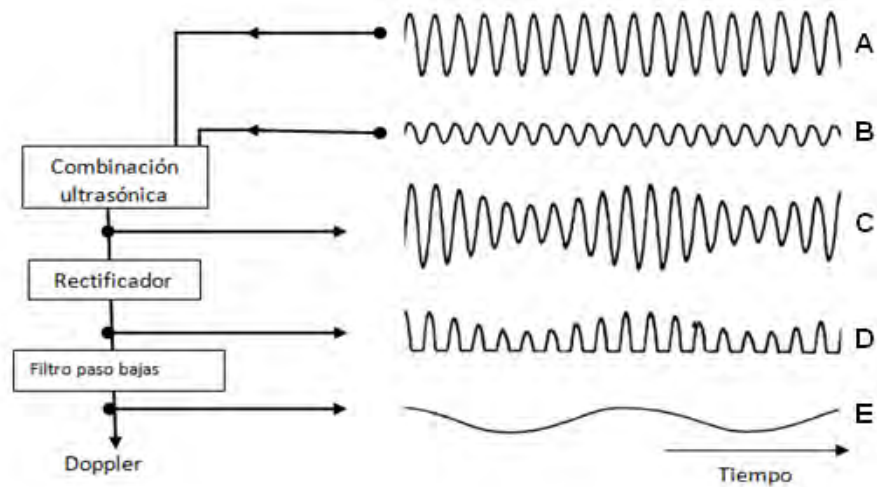


Figura 1.13 Demodulación no coherente

Debemos tomar en cuenta que la señal de perturbación  $A$  es posible que se origine no solo por los objetivos inmóviles sino también por la dispersión directa de energía eléctrica y ultrasónica entre la transmisión continua y los elementos receptores del transductor. Debido a que cualquier cosa puede ser fuente de perturbación, la señal  $A$  es de mayor amplitud que la señal  $B$  de ecos producidos por el flujo de la sangre; estas dos señales se combinan dando como resultado la señal  $C$  que es detectada en el receptor. La modulación puede ser producida por variaciones de amplitud y frecuencia en la señal recibida, así mismo la demodulación se extrae por rectificación dando como resultado la señal  $D$  y por el filtro paso bajas que recupera la señal con información Doppler  $E$  [1].

El desarrollo matemático es similar al de la demodulación coherente, en este proceso la señal se conforma por la combinación ultrasónica, utilizamos la expresión que solo contiene la información de la superposición no coherente:

$$R(t) = A \cos(\omega_0 t + \phi_c) + B \cos(\omega_0 t + \omega_d t + \phi_d) \quad 1.16$$

esta expresión puede ser llevada a:

$$R(t) = [A + B \sin(\omega_d t + \phi_d)] \cdot \cos \left[ \omega_0 t + \tan^{-1} \left( \frac{B}{A} \cos(\omega_0 t + \phi_d) \right) \right] \quad 1.17$$

Asumiendo que la amplitud de  $B$  es menor que  $A$ , se tiene:

$$R(t) = [A + B\sin(\omega_d t + \phi_d)] \cdot \cos\omega_0 t$$

1.18

De igual forma que en la demodulación coherente la dirección del flujo es combinada por lo que en la señal Doppler resultante no existe la posibilidad de recuperar el sentido de la información del flujo sanguíneo. Un ejemplo de un detector no coherente es el detector de envolvente [7,14].

### 1.3.3.3 Demodulación en cuadratura

El objetivo de este tipo de demodulación es el de conservar las componentes Doppler tanto en el eje real como en el eje imaginario. Esta demodulación, implica multiplicar la señal de RF recibida por dos señales de la misma frecuencia; pero desfasadas por  $\frac{\pi}{2}$  rad (90°), estas señales se denominan en comunicaciones “*señales en cuadratura*”. Un ejemplo de señales en cuadratura son las señales  $\cos(\omega_0 t)$  y  $\sin(\omega_0 t)$ .

Una de las propiedades interesantes de estas señales es que si se demodula usando como oscilador local señales en cuadratura, las señales Doppler recuperadas por los demoduladores se mantienen en cuadratura.

En la Figura 1.14 puede apreciarse un diagrama a bloques de un detector de flujo direccional, modo continuo con Demodulación en cuadratura. El transmisor es excitado por la forma de onda del oscilador principal para operar como un sistema de onda continua, La señal recibida entra a los canales de demodulación, de estos detectores obtenemos el canal en fase I (*In phase*) y el canal en cuadratura Q (*quadrature*).

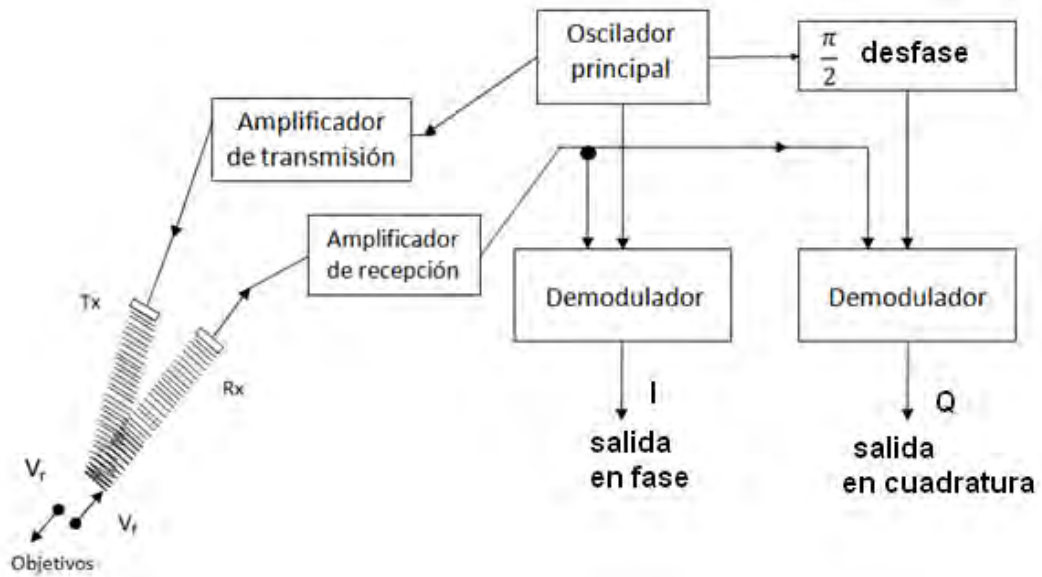


Figura 1.14 Diagrama a bloques de un detector de flujo direccional, modo continuo con Demodulación en cuadratura.

Expresándolo matemáticamente podemos definir a la señal recibida como:

$$S(t) = A_0 \cos(\omega_0 t + \phi_0) + A_f \cos(\omega_0 t + \omega_f t + \phi_f) + A_r \cos(\omega_0 t - \omega_r t + \phi_r) \quad 1.19$$

al multiplicarla por  $\cos(\omega_0 t)$  el resultado es una señal en fase:

$$\begin{aligned} D(t) &= \frac{1}{2} A_0 [\cos(\phi_0) + \cos(2\omega_0 t + \phi_0)] \\ &+ \frac{1}{2} A_f [\cos(\omega_f t + \phi_f) + \cos(2\omega_0 t + \omega_f t + \phi_f)] \\ &+ \frac{1}{2} A_r [\cos(\omega_r t - \phi_r) + \cos(2\omega_0 t + \omega_r t + \phi_r)] \end{aligned} \quad 1.20$$

Filtrando las componentes de DC y los términos de orden  $2\omega_0$ , queda:

$$D(t)' = \frac{1}{2} A_f [\cos(\omega_f t + \phi_f)] + \frac{1}{2} A_r [\cos(\omega_r t - \phi_r)] \quad 1.21$$

Multiplicando la señal por  $\sin(\omega_0 t)$ , nos lleva a un resultado similar que el que obtendríamos al aplicar una filtración de la señal en cuadratura,  $Q(t)'$  dada por:

$$Q(t)' = -\frac{1}{2} A_f \sin(\omega_f t + \phi_f) + \frac{1}{2} A_r \sin(\omega_r t - \phi_r) \quad 1.22$$

O visto de otra manera:

$$Q(t)' = -\frac{1}{2} A_f \cos(\omega_f t + \phi_f + \pi/2) + \frac{1}{2} A_r \cos(\omega_r t - \phi_r - \pi/2) \quad 1.23$$

En la Figura 1.15 se ilustra a manera de bloques un detector Doppler de flujo sanguíneo que opera en modo pulsado con demodulación homodina en cuadratura, la ventaja del detector pulsado sobre el continuo es que usa una sola cerámica PZT en el transductor y controlando el pulso de transmisión se puede restringir el volumen de muestreo o la profundidad de penetración del haz ultrasónico.

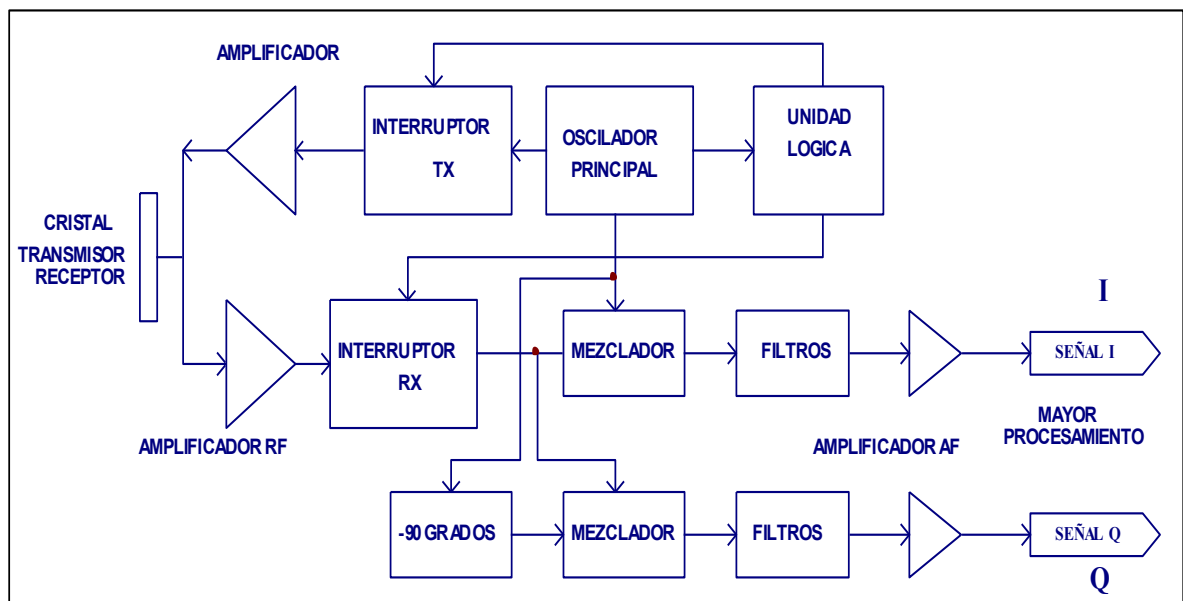
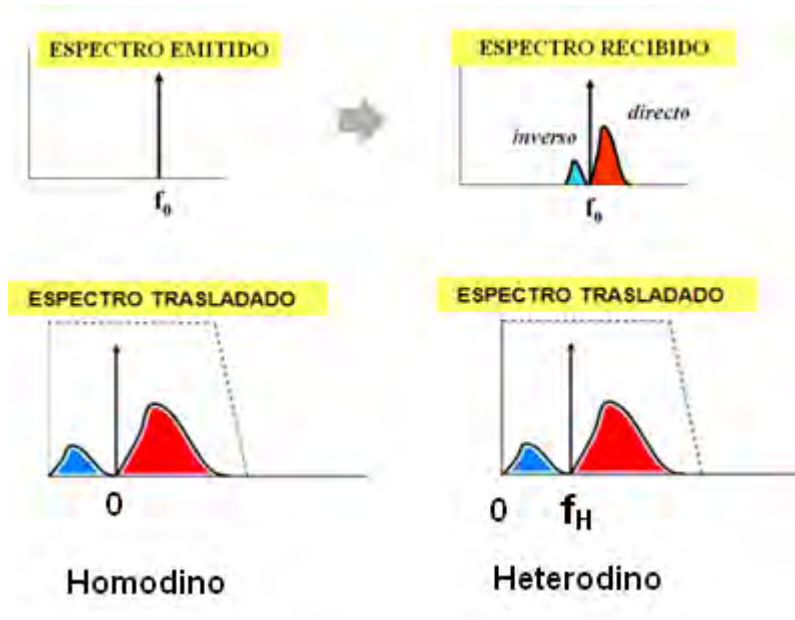


Figura 1.15 Diagrama a bloques de un detector de flujo direccional, modo pulsado con salidas de señal I (In phase) y señal Q (Quadrature)

### 1.3.3.4 Demodulación Heterodina

La demodulación heterodina consiste en mezclar el espectro recibido multiplicando la señal con una frecuencia diferente a la frecuencia transmitida, esto ocasiona que el espectro recibido queda trasladado, como se puede observar en la Figura 1.16, donde se ilustran el espectro emitido por

el transductor ultrasónico, el espectro recibido por el transductor con la información Doppler de flujo sanguíneo y los espectros trasladados con demodulación homodina y heterodina [18].



*Figura 1.16 Representación gráfica de los espectros. Espectro emitido, espectro recibido, espectro trasladado con demodulación homodina y espectro trasladado con demodulación heterodina.*

La ventaja del procesamiento heterodino es que el análisis en frecuencia de la señal, la visualización de la información direccional es evidente, visualizando el espectro las frecuencias mayores a la frecuencia heterodina indican un sentido del flujo y las menores el otro sentido. [1, 7].

El transductor puede ser operado por el oscilador principal directamente con un sistema Doppler de onda continua o pulsado. En el diagrama a bloques de la Figura 1.17, se observa un detector de flujo sanguíneo de onda continua con demodulación heterodina, el detector consta de dos osciladores, uno principal y un secundario, que mezclados generan una frecuencia angular ( $\omega_0 - \omega_h$ ). El cambio Doppler generado por los objetivos tanto del que avanza hacia el transductor como del que retrocede se combinan con esa mezcla ( $\omega_0 - \omega_h$ ) en el demodulador. Por lo que a la salida obtenemos las señales del cambio Doppler ( $\omega_h + \omega_f$  y  $\omega_h - \omega_f$ ) con la dirección correspondiente [1].



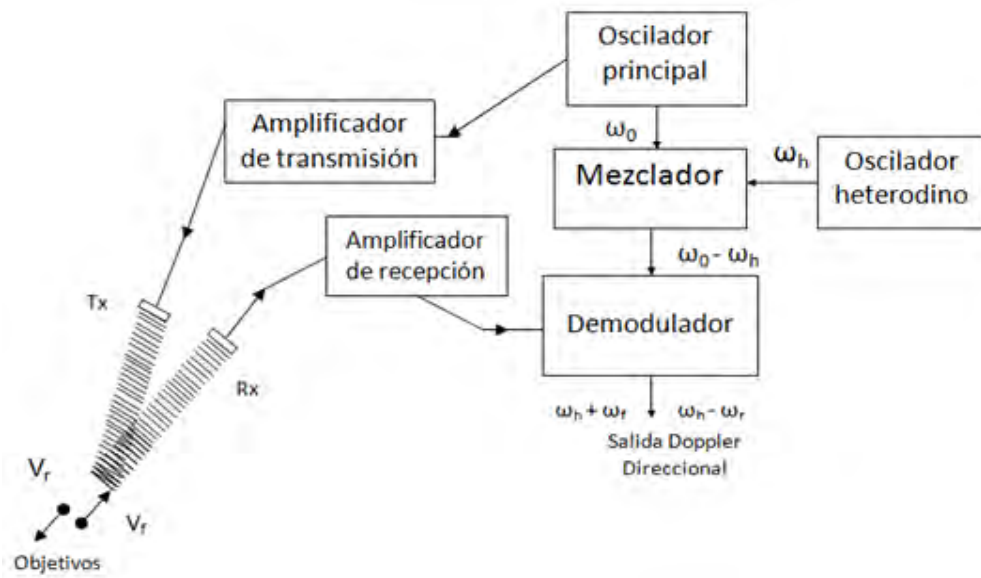


Figura 1.17 Diagrama a bloques Configuración del demodulador heterodino, para un detector de flujo en modo continuo.

## **CAPITULO 2**

# **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DETECTOR ULTRASÓNICO DE FLUJO SANGUÍNEO USANDO DEMODULACIÓN HETERODINA**

## **Capítulo 2. Diseño y construcción del Detector ultrasónico de flujo sanguíneo usando demodulación heterodina.**

### **2.1 Introducción**

En el presente capítulo se describe el diseño y la construcción de un detector ultrasónico de flujo sanguíneo en el que se utiliza demodulación heterodina para la adquisición de la señal. También se explican las consideraciones técnicas que se tomaron en cuenta para la realización del diseño así como la selección de componentes.

La mayoría de los sistemas Doppler bi-direccionales utilizan la demodulación homodina en cuadratura usando métodos de separación de flujo, tales como: Phasing Filter Technique (PFT), Extended Weaver Receiver Technique (EWRT), complex Fast Fourier Transform (CFFT), Hilbert Transform Method (HTM), Spectral Translocation Method (STM) y Time Varying Filter (TVF) [2, 3].

La demodulación en cuadratura consiste en mezclar la señal Doppler de flujo sanguíneo proveniente del receptor, con una señal coseno y una señal seno de la misma frecuencia de transmisión, con este método se obtienen dos señales desfasadas  $90^\circ$ , cuyos espectros se pueden observar en la Figura 2.1. Este método presenta el inconveniente que las señales deben estar ecualizadas en todo el ancho de banda de operación ya que al procesar la información el desbalance entre ellas influye en la separación de la dirección del flujo [18].

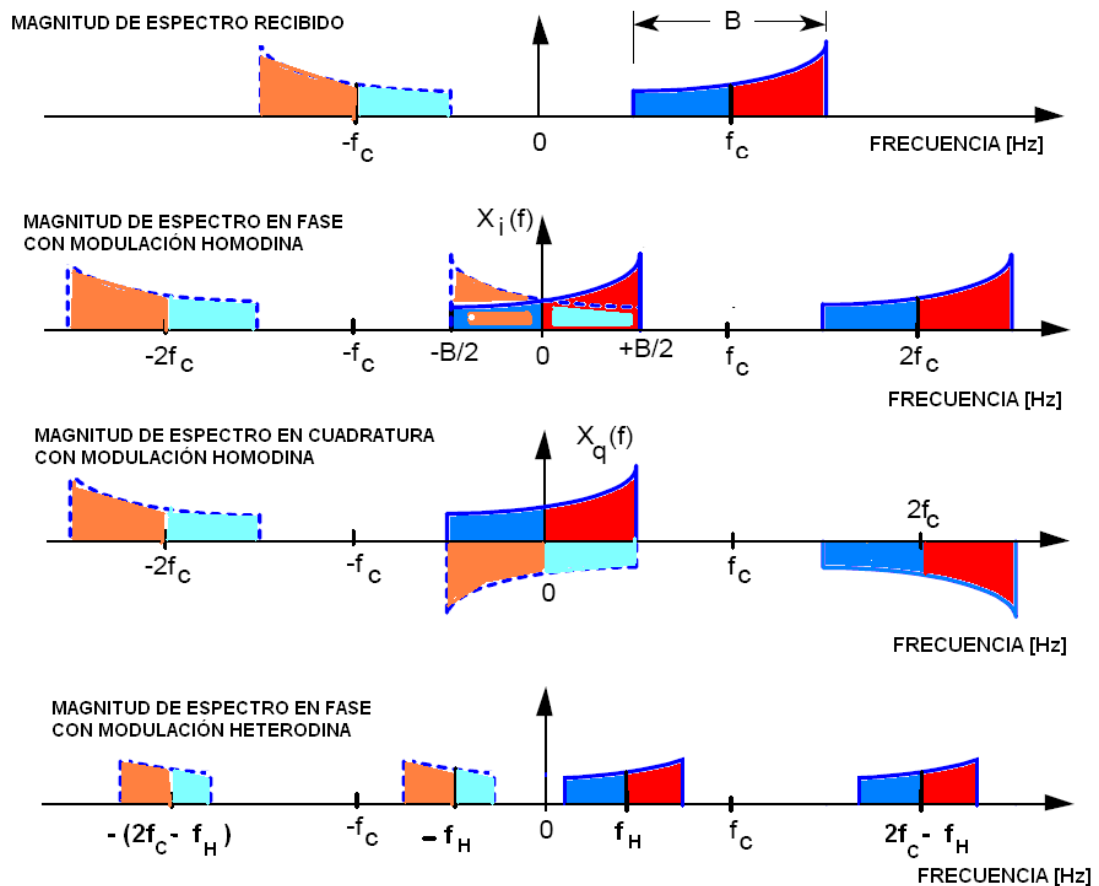


Figura 2.1 Magnitudes de espectros con demodulación homodina en cuadratura y demodulación heterodina, para un detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo. Como se ilustra con demodulación Homodina, los espectros quedan mezclados y requieren de mayor procesamiento para separar las frecuencias mayores y menores a la frecuencia transmitida  $f_c$ .

En este trabajo se propone usar la demodulación heterodina, la cual consiste en mezclar la señal obtenida por el transductor ultrasónico, con una señal diferente a la frecuencia de operación del transductor; por lo que el espectro de la señal demodulada queda desplazado, como se observa en la parte superior de la Figura 2.2. Para obtener únicamente la señal Doppler de flujo sanguíneo se requiere demodular el espectro recibido mezclándola con una señal próxima a la frecuencia nominal del transductor (la portadora), esta diferencia debe ser igual o mayor al ancho de banda de la señal Doppler de flujo sanguíneo, de manera tal que cada mitad del espectro corresponde a un sentido del flujo. Por lo que la separación de la dirección del flujo es muy simple en el dominio de la frecuencia.

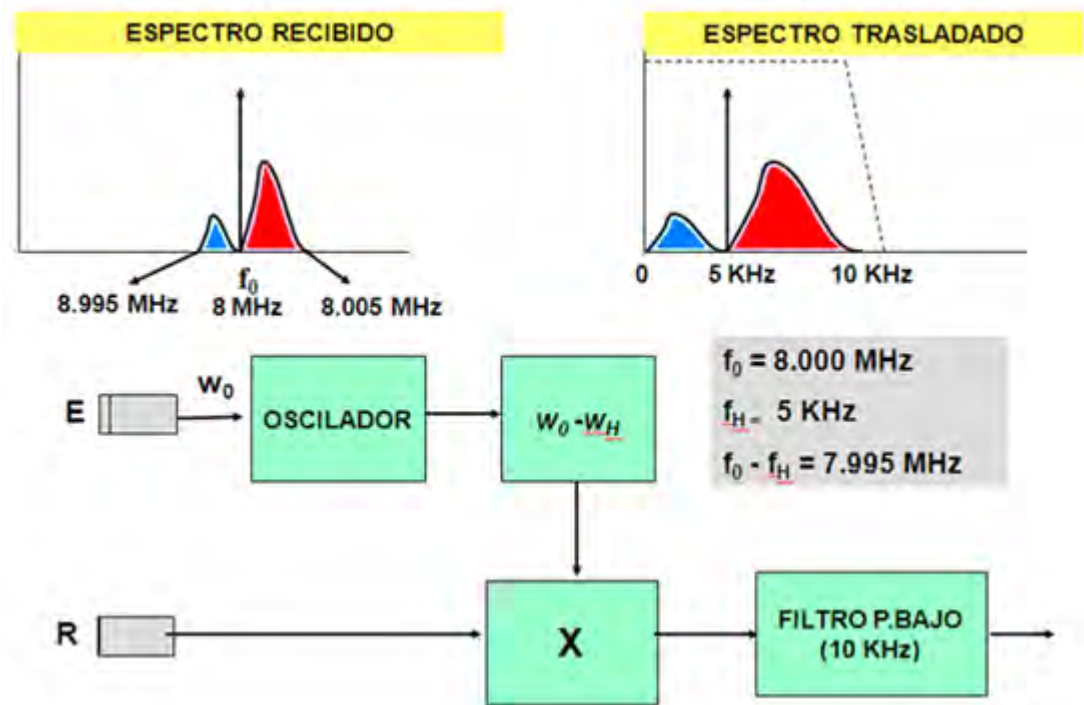


Figura 2.2 Diagrama a bloques de un detector Doppler de flujo sanguíneo modo continuo con demodulación heterodina, donde E es el emisor y R es el receptor del transductor ultrasónico.

Como se ilustra en el espectro trasladado, las frecuencias no se mezclan.

Convencionalmente si el emisor ultrasónico está alineado con la dirección del flujo se considera flujo directo. Por lo tanto las frecuencias Doppler superiores a la frecuencia de la portadora se asocian con flujo hacia delante (flujo Directo) y las frecuencias Doppler inferiores a la frecuencia de la portadora se asocian con flujo hacia atrás (flujo Inverso).

Aprovechando la experiencia en el diseño de detectores de flujo sanguíneo direccionales y en modo pulsado que existe en el DISCA – IIMAS, se propuso desarrollar un detector de flujo con modulación heterodina en modo pulsado. En la Figura 2.3 se presenta un diagrama a bloques del detector de flujo sanguíneo con demodulación heterodina propuesto en este trabajo de tesis, donde se pueden observar las diferentes etapas que lo componen. Para facilitar la descripción del diseño del detector, se divide el desarrollo en cinco secciones que se detallan posteriormente:

1. Oscilador principal y control
2. Transmisor / Receptor
3. Demodulador heterodino
4. Filtros
5. Amplificador AF

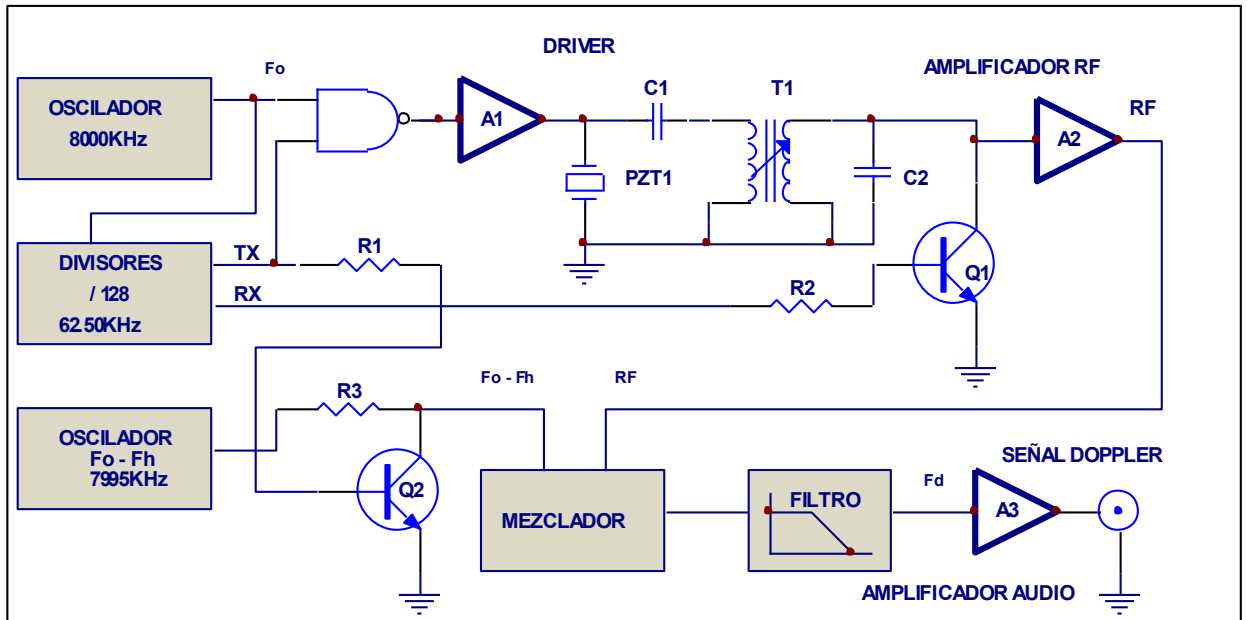


Figura 2.3 Diagrama a Bloques del detector Doppler de flujo sanguíneo modo pulsado con demodulación heterodina

## 2.2 Oscilador principal y control

Esta sección tiene como función generar la frecuencia de operación para el detector de flujo sanguíneo, la cual es la frecuencia de operación del transductor ultrasónico. En esta aplicación se selecciona un transductor con frecuencia de operación de 8 MHz; por lo tanto la frecuencia del oscilador principal será de 8 MHz, se utilizó un cristal de cuarzo a 8000 kHz debido a que posee mayor estabilidad para mantener constante la frecuencia de operación. En la Figura 2.4 se ilustra la conexión del cristal de cuarzo para que oscile a su frecuencia natural.

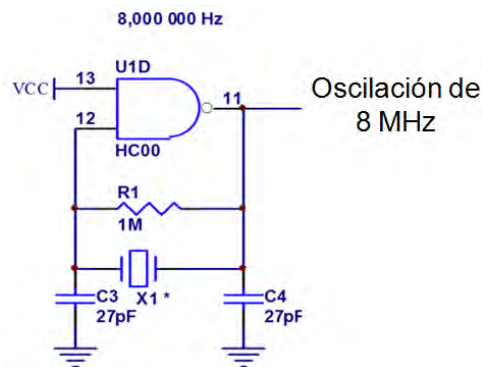


Figura 2.4 Oscilador principal a 8.000 MHz

Los pulsos de control de transmisión TX y de recepción RX se generan con los circuitos 74HC393 y 74HC4538 que conforman la unidad lógica de control, como se ilustra en la Figura 2.5. El circuito contador 74HC393, se usa para hacer un divisor entre 64 y 128, generando 125 y 62.5 kHz respectivamente.

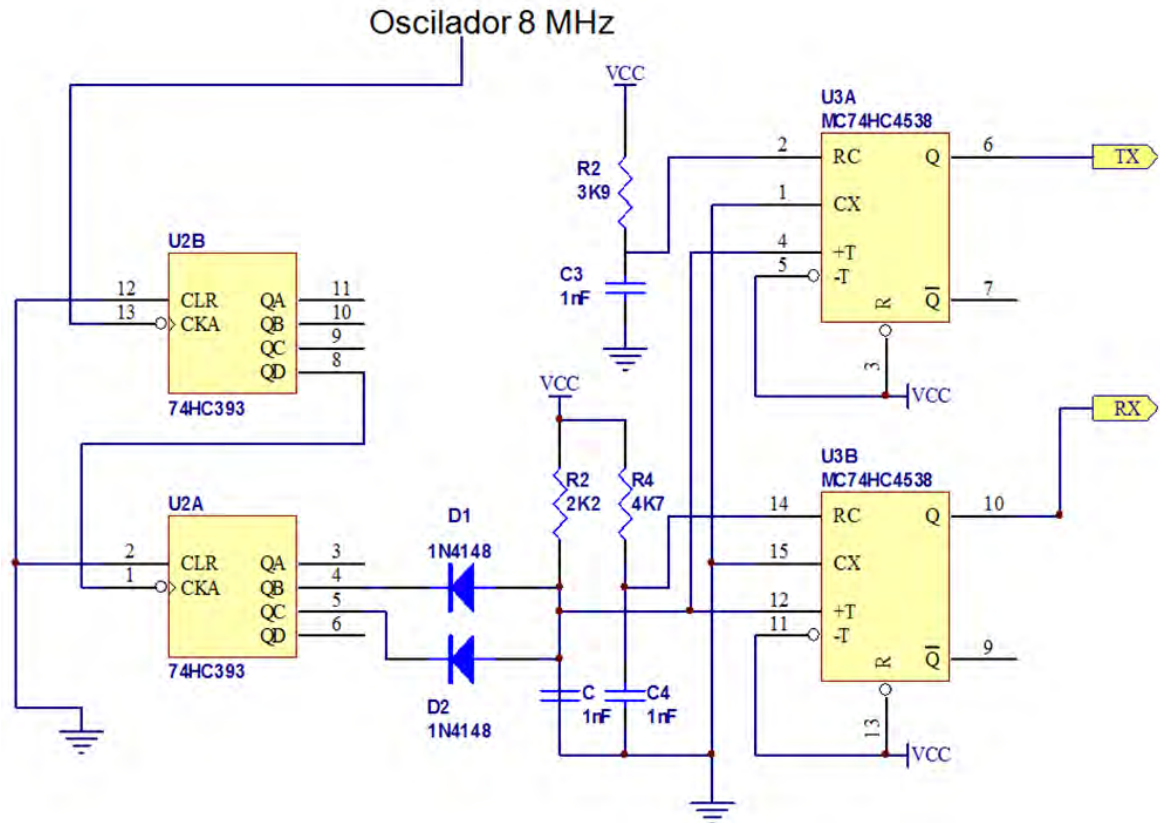
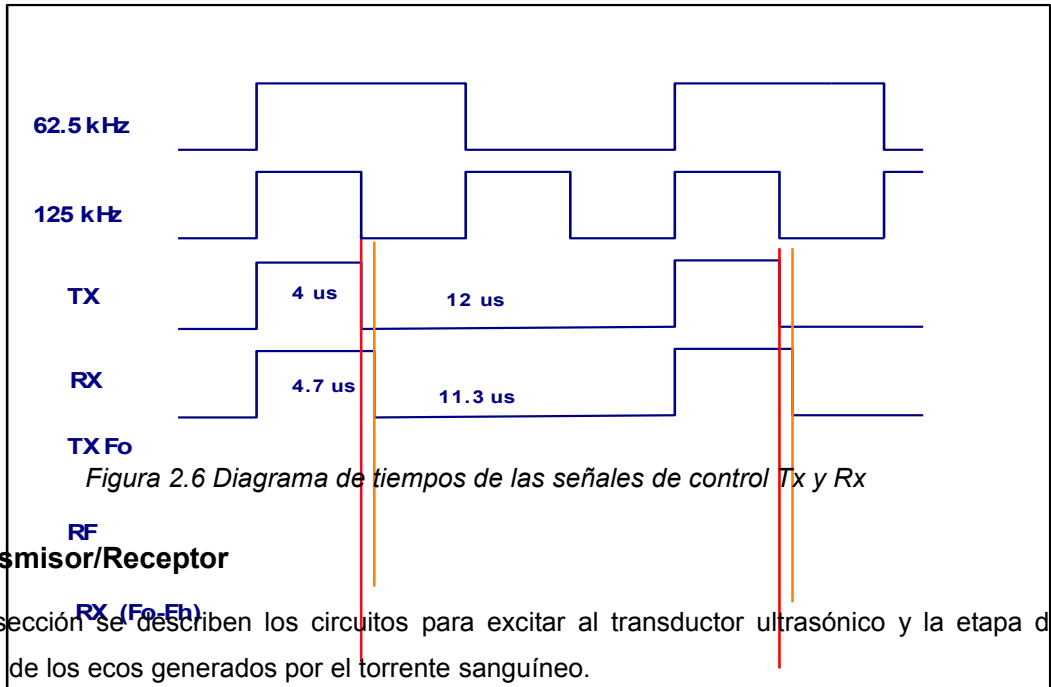


Figura 2.5 Diagrama esquemático de la unidad de control, se generan el pulso de control de transmisión TX y el de control de recepción RX.

Como se puede observar en el diagrama esquemático de la Figura 2.5, los diodos D1, D2 y el resistor R2, forman una función lógica AND con las señales de 125 y 62.5 kHz, con el fin de generar una señal de 62.5 kHz pero con un pulso activo de 4 μs, esta señal se usa como reloj de entrada para activar los monoestables del circuito 74HC4538, los cuales están habilitados con el flanco de subida y con los resistores R3 y R4 es posible determinar los pulsos activos de las señales de control TX y RX respectivamente. En la Figura 2.6 se ilustra el diagrama de tiempos generado en la unidad de control.



### 2.3 Transmisor/Receptor

En esta sección se describen los circuitos para excitar al transductor ultrasónico y la etapa de recepción de los ecos generados por el torrente sanguíneo.

Para generar el tren de pulsos para excitar al transductor X2 se usan las señales del oscilador principal y el pulso de control de transmisión TX, con una compuerta NAND, como se puede observar en la Figura 2.7. El transistor PNP Q1, se usa como amplificador de corriente para excitar al transductor.

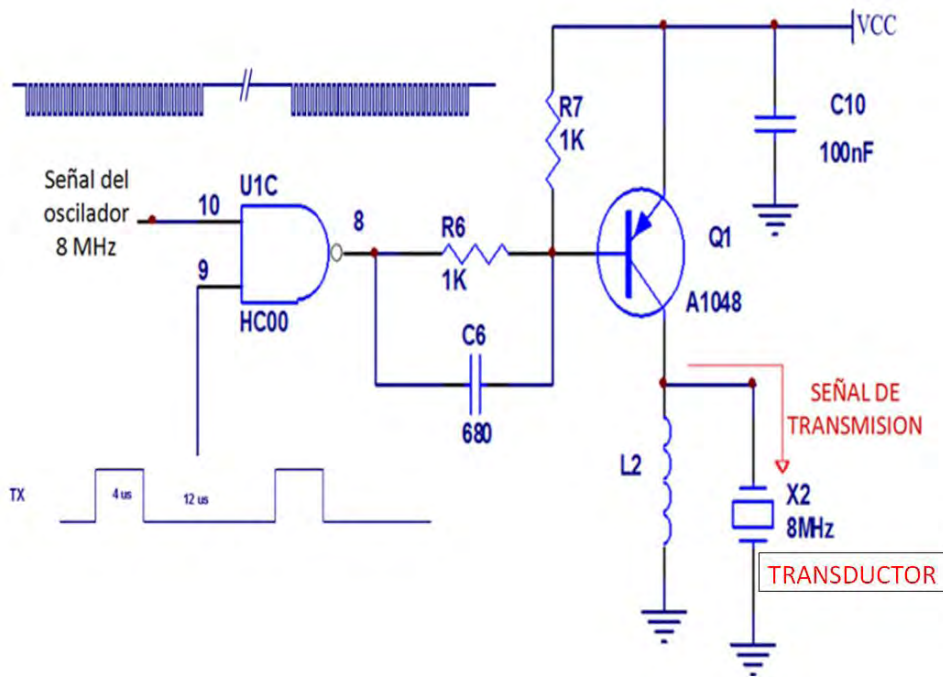


Figura 2.7 Diagrama esquemático del circuito transmisor



La señal  
12µs in

urante

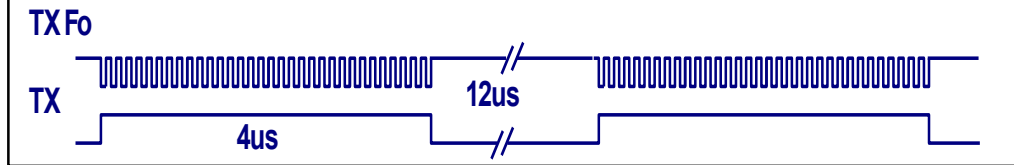


Figura 2.8 Diagrama de tiempo de la señal TxFo

Durante el tiempo en que se mantiene activa la señal, es enviada al transductor, éste lo transforma a ondas ultrasónicas y estos pulsos ultrasónicos se propagan a través de la arteria o vena en observación. Las ondas ultrasónicas reflejadas por los dispersores (glóbulos rojos), se reciben por la misma cerámica PZT (contenida en el transductor), la cual convierte las ondas ultrasónicas en señales eléctricas.

La señal de 8 MHz que contiene la información Doppler de flujo sanguíneo es transferida a un transformador sintonizado a 8 MHz, como se ilustra en el diagrama esquemático de la etapa de recepción de la Figura 2.9.

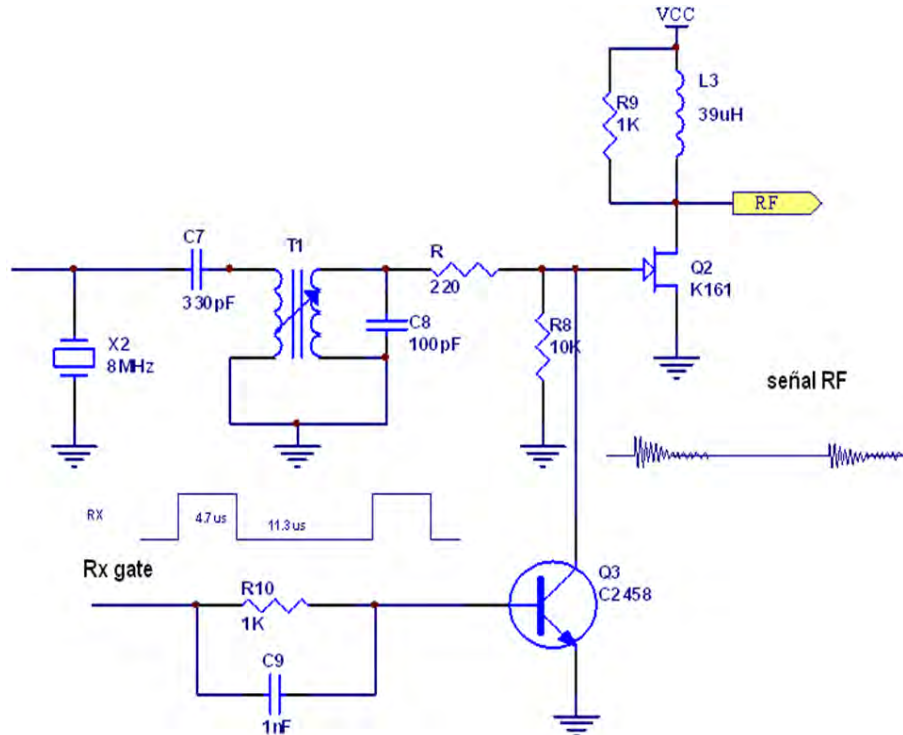


Figura 2.9. Diagrama esquemático de la etapa de recepción, tiene como salida la señal RF

Un transformador sintonizado se caracteriza por ser selectivo a una frecuencia y tener un ancho de banda estrecho, por lo que discrimina las frecuencias que no entran en el rango de sintonización, como se puede observar en el análisis de AC de la Figura 2.10.

La señal que entrega el transformador se amplifica con un amplificador de radio frecuencia (RF), integrado por el transistor Q2 y L3; que tiene como característica ser un amplificador de señal pequeña y de bajo ruido, esto se realiza con el fin de discriminar señales no deseadas que son consideradas como ruido, de esta manera amplificamos únicamente la señal de interés, obteniendo así la señal RF (Figura 2.9).

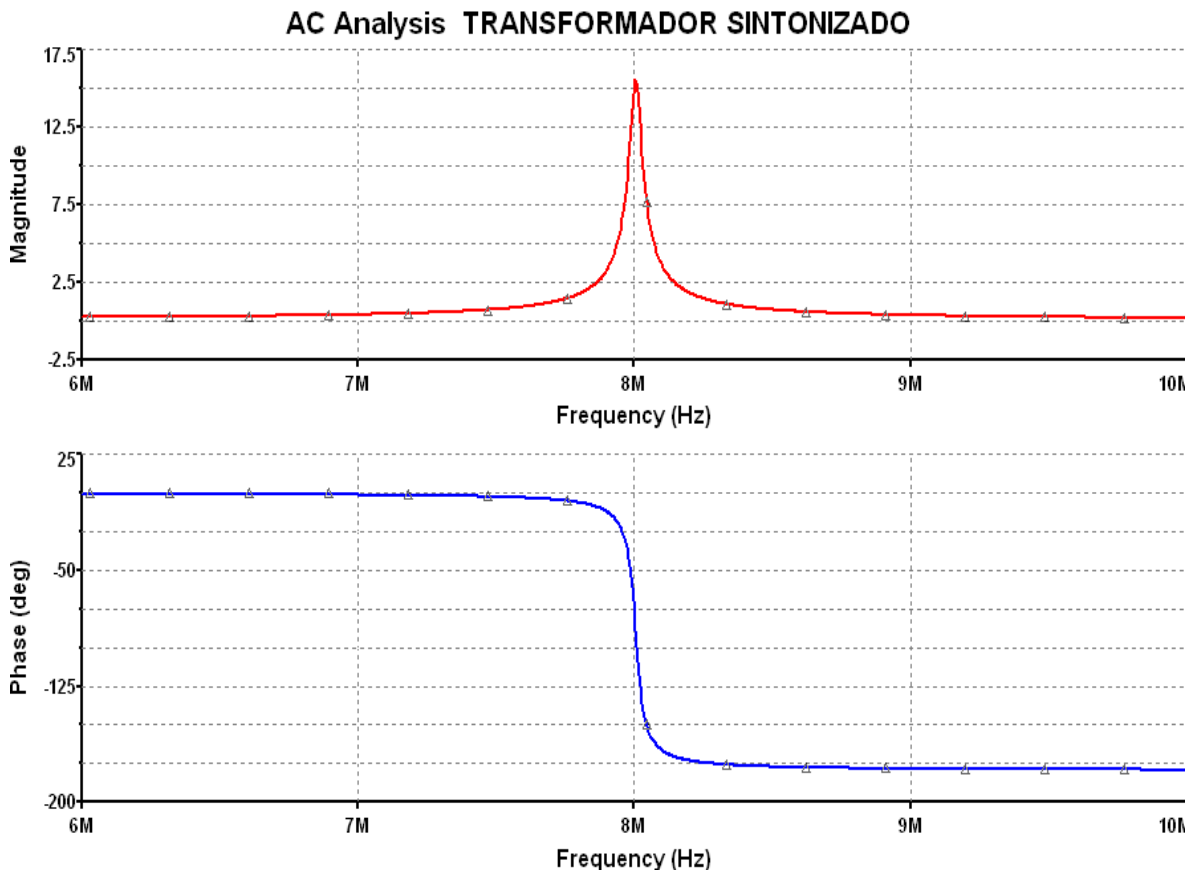


Figura 2.10 Análisis en AC del transformador sintonizado de RF

## 2.4 Demodulador heterodino

Después de las etapas de transmisión, recepción y amplificación de RF, se procede a implementar el demodulador heterodino; cabe señalar que para aplicar este tipo de demodulación, se debe mezclar la señal recibida por el transductor ultrasónico (señal RF), con un oscilador local el cual tiene una frecuencia menor a la frecuencia de operación del transductor.

El oscilador local (Fo-Fh) se selecciona a una frecuencia de 7995 kHz, como la diferencia es de solamente 5 kHz de un cristal de cuarzo comercial de 8000 kHz, se implementa usando el cristal comercial forzando la oscilación natural del cristal de cuarzo con cargas capacitivas C1 y C2 del diagrama esquemático de la Figura 2.11.

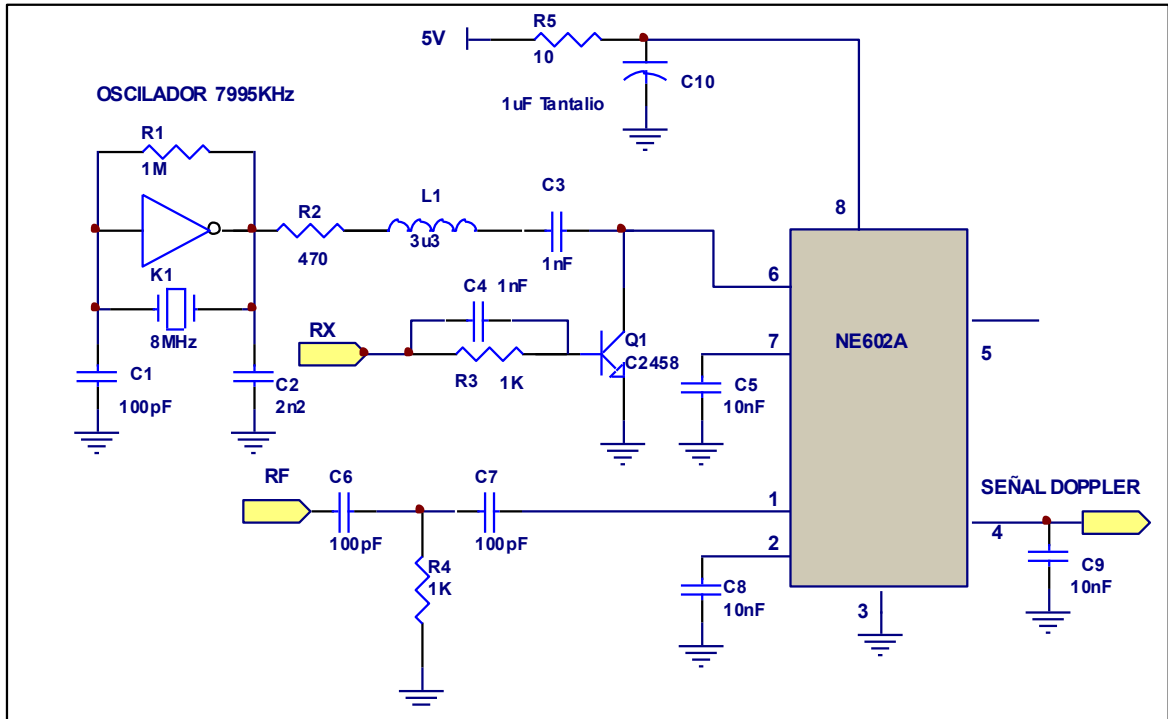


Figura 2.11 Diagrama esquemático del demodulador heterodino

Para implementar la demodulación heterodina se realiza una mezcla de señales, para este fin se selecciona el circuito integrado NE602A. Éste circuito es un mezclador monolítico de baja potencia, opera con un voltaje de alimentación de 4.5 a 8 Volts y tiene un respuesta en frecuencia de hasta 45 MHz.

Para lograr que el demodulador heterodino pueda balancear la salida de la magnitud de la señal a la frecuencia heterodina con respecto a las magnitudes de las frecuencias Doppler de la señal de RF, se introducen las señales del oscilador local y RF como se ilustra en el diagrama de tiempos de la Figura 2.12, donde se permite únicamente demodular las señales RF con la señal RX (Fo-Fh) atenuada por R2 y L1, además desacoplada por C3.

Como se puede observar en el diagrama de tiempos de la Figura 2.12, el pulso de control de recepción RX es ligeramente mayor en  $0.7\mu s$  al pulso de control de transmisión TX, esto se debe a que la cerámica piezoeléctrica PZT del transductor ultrasónico produce una pequeña oscilación

transitoria amortiguada después de terminada la excitación, denominada “*Ringing*”, la cual debe eliminarse ya que no es señal Doppler de información de flujo sanguíneo. La salida pin 4 del circuito integrado NE602A, proporciona una señal Doppler de flujo sanguíneo muestreada a 62.5kHz por los pulsos de control de transmisión y recepción (Figura 2.11).

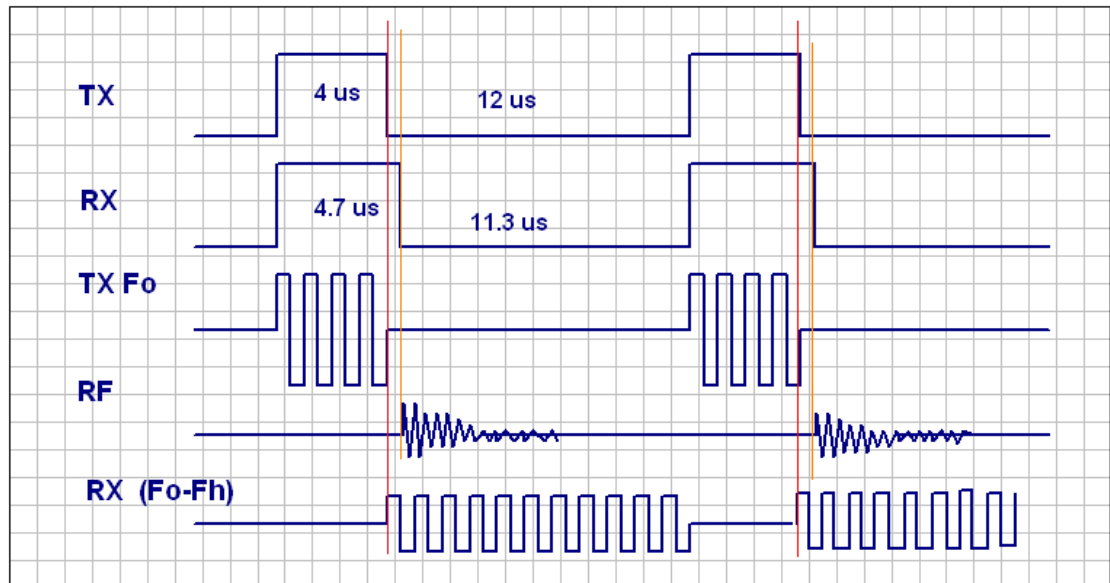


Figura 2.12 Diagrama de tiempos para la operación del demodulador heterodino con el circuito integrado NE602A.

## 2.5 Filtros

La señal Doppler ultrasónica de flujo sanguíneo recuperada del detector heterodino se encuentra en el rango audible, esto se debe a que la velocidad del flujo sanguíneo en el cuerpo humano está entre 20 y 750 mm/s, para un transductor de 8MHz las señales esperadas son de máximo 7.5kHz. En esta aplicación para un detector en modo pulsado para monitorear flujo en venas y vasos superficiales, la velocidad máxima de la sangre se estima en 500 mm/s; por lo tanto se esperan frecuencias máximas de 5 kHz [1].

Para recuperar la señal Doppler de flujo muestreada a 62.5 kHz que entrega el demodulador y discriminar frecuencias no deseadas que la señal pueda contener, se implementa un filtro paso bajas activo con frecuencia de corte de 10 kHz y un filtro paso altas con frecuencia de corte de 200 Hz.

Para realizar esta etapa se selecciona un filtro activo como se ilustra en el diagrama esquemático de la Figura 2.13, donde se observan las tres etapas del filtro. El filtro está constituido por un filtro paso bajas pasivo de primer orden y dos filtros activos paso bajas de segundo orden de configuración Sallen-Key [6,15].

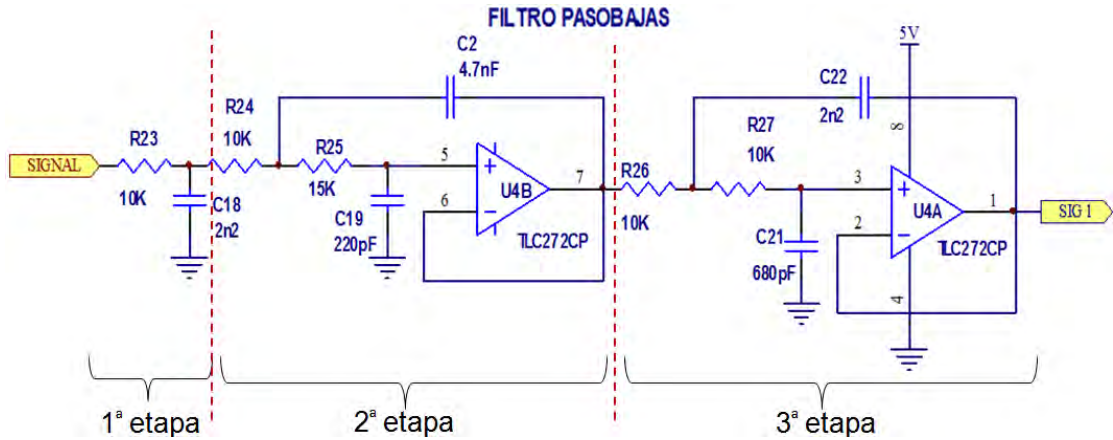


Figura 2.13 Diagrama esquemático del filtro paso bajas del detector heterodino

La primera etapa del filtro paso bajas del detector heterodino, proporciona una respuesta en frecuencia que se ilustra en la Figura 2.14.

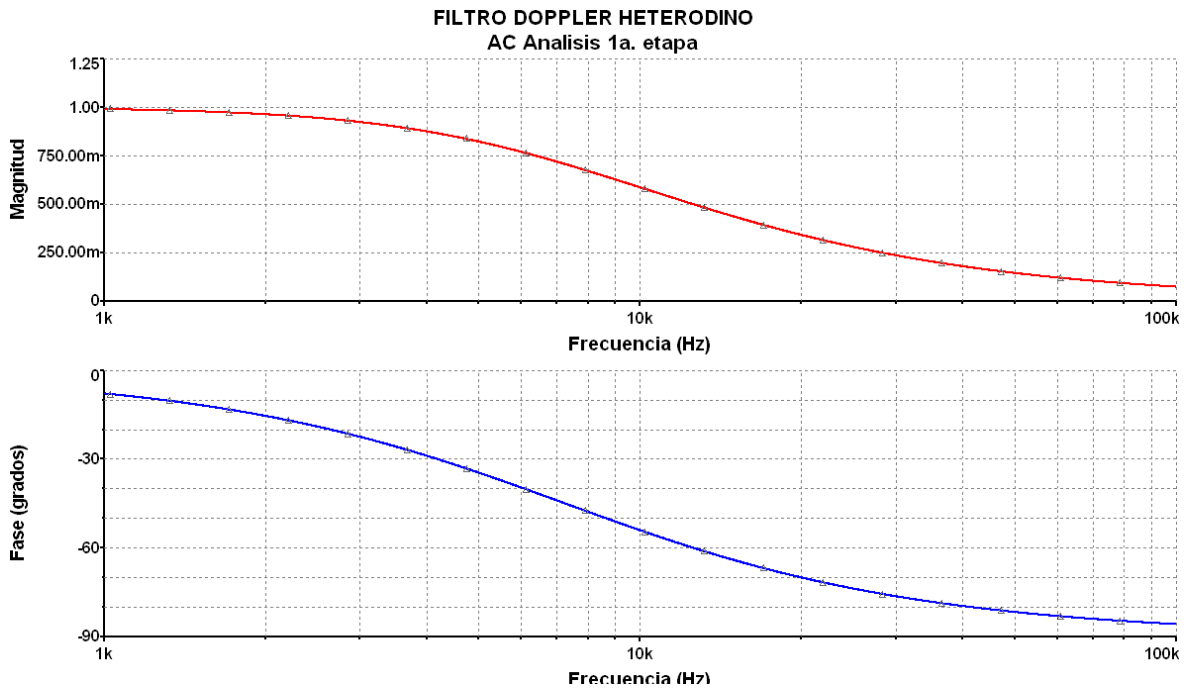


Figura 2.14 Análisis en AC de la primera etapa del filtro paso bajas del detector heterodino

En la 2ª etapa del filtro paso bajas del detector heterodino se tiene una configuración Sallen-Key, con ganancia unitaria, la cual proporciona una respuesta en frecuencia que se presenta en la Figura 2.15.

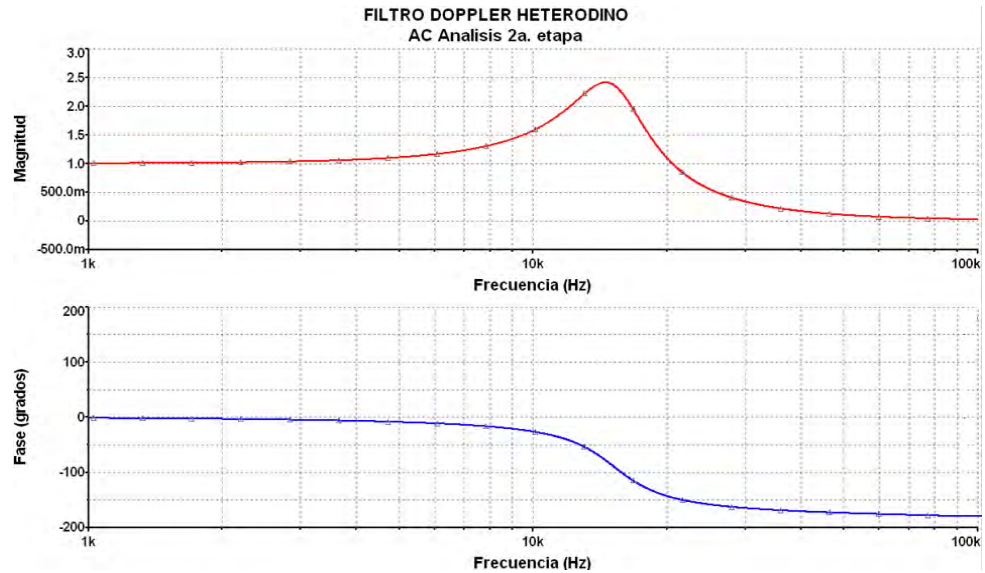


Figura 2.15 Análisis en AC de la segunda etapa del filtro paso bajas del detector heterodino

En la 3ª etapa, se usa un filtro paso bajas activo similar al de la 2ª etapa cuya respuesta en frecuencia se ilustra en la Figura 2.16.

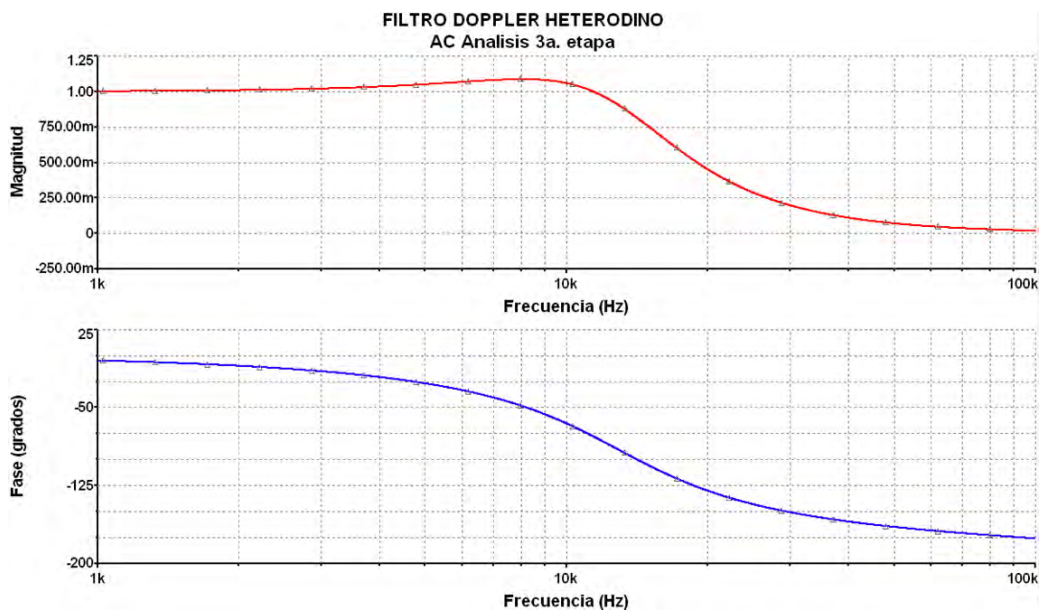


Figura 2.16 Análisis en AC de la tercera etapa del filtro paso bajas del detector heterodino

Las respuestas en conjunto de las 3 etapas en cascada del filtro proporcionan una respuesta en frecuencia como se ilustra en la Figura 2.17, donde se puede observar la respuesta plana del filtro y una frecuencia de corte de 10 kHz.

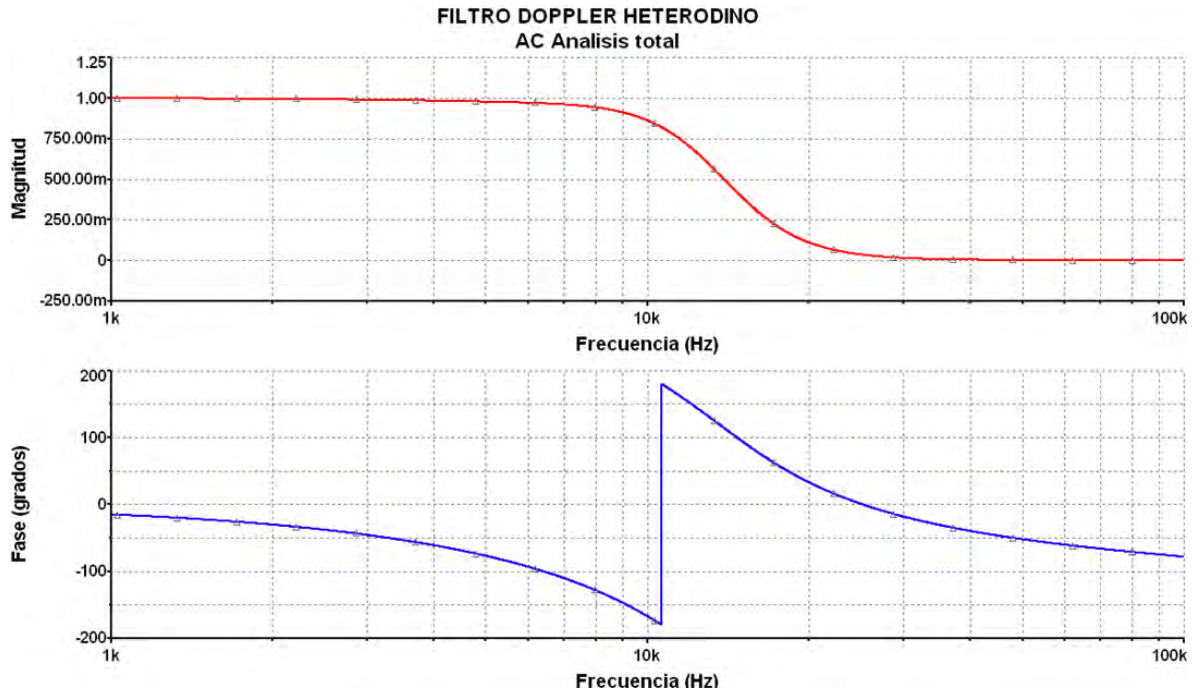


Figura 2.17 Análisis en AC del filtro paso bajas del detector heterodino

## 2.6 Amplificador AF

Debido a que la señal Doppler ultrasónica obtenida a la salida de los filtros es muy pequeña, del orden de microvolts, se requiere de un amplificador que opere en el rango audible pero que sea lo suficientemente sensible como para detectar dicha señal. En la Figura 2.18 se muestra el amplificador de audio frecuencia (AF).



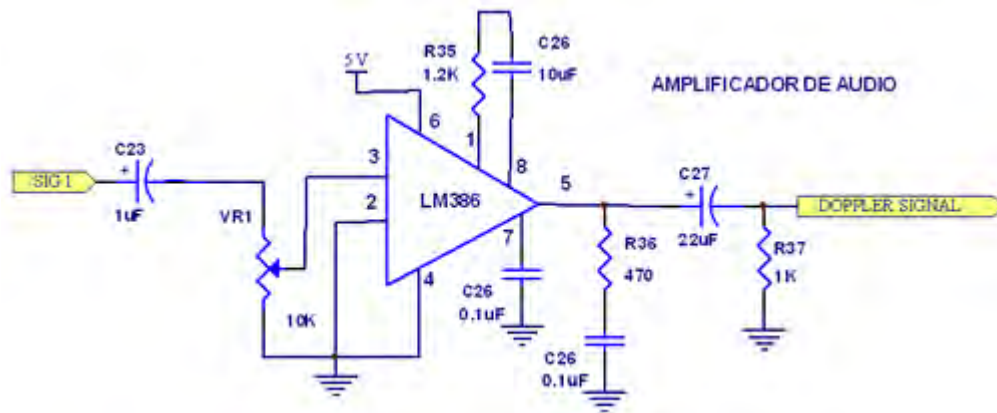


Figura 2.18 Amplificador de audio de la salida del detector Doppler heterodino

Se seleccionó el circuito integrado LM386 para amplificar la señal Doppler, ya que este circuito es un amplificador de audio diseñado para aplicaciones en donde se ocupa un voltaje bajo, tiene un consumo mínimo de 24 miliwatts a 6V por lo que es recomendado para aplicaciones con baterías.

Para remover los niveles de corriente directa que entrega el demodulador se desacopla la señal Doppler con el capacitor C23 y VR1, y para proporcionar una salida sin componentes de directa se desacopla la señal Doppler en la salida de amplificador de audio con C27 y R3. Estas dos etapas en conjunto forman un filtro paso altas como se ilustra en la Figura 2.19.

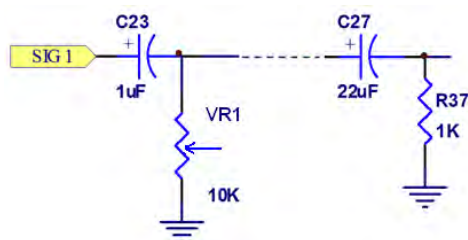
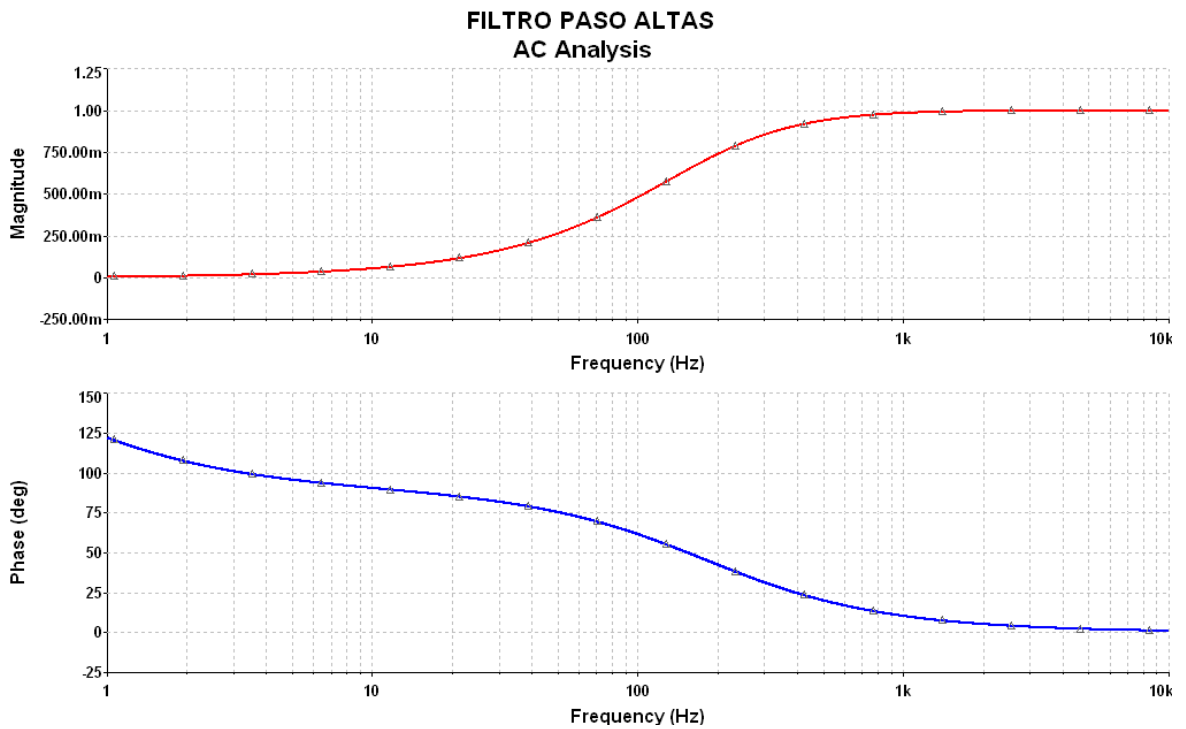


Figura 2.19 Filtro paso altas del detector heterodino

En la Figura 2.20 se observa la respuesta en frecuencia del filtro paso altas, la frecuencia de corte está aproximadamente en 200 Hz, esto es con la finalidad de reducir el ruido inducido de 60 Hz de la línea comercial de corriente alterna (120 Vac) y eliminar ruido de baja frecuencia que puede ser provocado por movimiento o respiración del paciente al momento de realizar la detección de flujo sanguíneo.





*Figura 2.20 Análisis en AC del filtro paso altas del detector heterodino*

Finalmente a la salida de este amplificador logramos obtener la señal Doppler ultrasónica con la información del flujo directo e inverso, ya que las frecuencias mayores a 5 kHz tienen un sentido del flujo y las frecuencias menores a 5 kHz tienen el sentido inverso, todo esto con la gran ventaja de que la información está contenida en un solo canal de audio.

## 2.7 Circuito Impreso

Para el diseño del circuito impreso se selecciona en primer lugar el gabinete contenedor del dispositivo detector Doppler, por su tamaño y buena apariencia se elige una caja marca HAMMOND modelo 1598A, como se ilustra en la Figura 2.21.

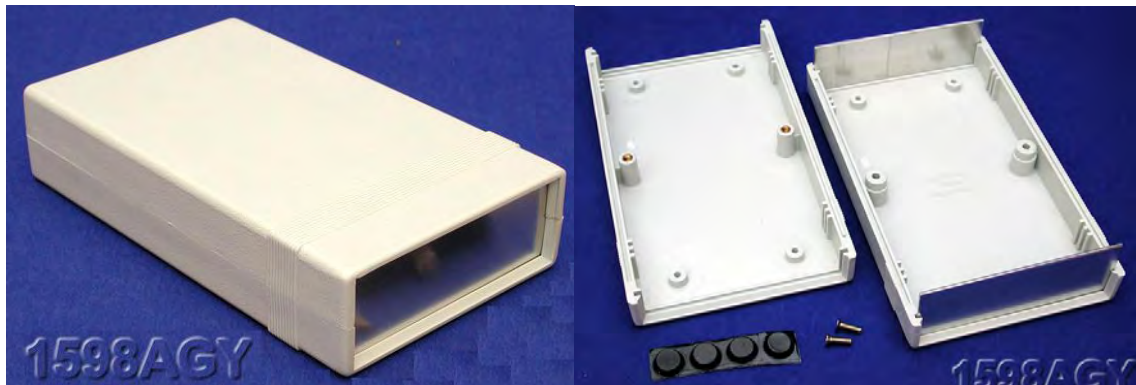


Figura 2.21 Gabinete plástico marca HAMMOND modelo 1598A.

Como se dispone de espacio suficiente se decide realizar el diseño del circuito impreso en un solo lado (soldadura), se le integra al diseño un regulador de voltaje a 5 Volts (REG1) y se le deja la opción de alimentarse con una batería recargable níquel-metal 4.8V/2000mAH, como se ilustra en la Figura 2.22.

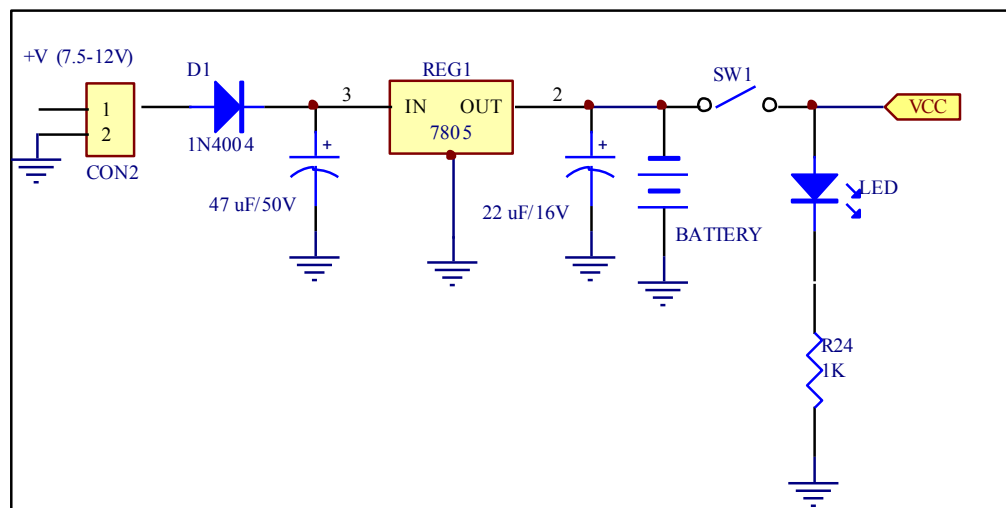


Figura 2.22 Diagrama esquemático de la fuente de alimentación del detector Doppler

En la Figura 2.23 se ilustra la mascarilla de componentes del circuito impreso, la distribución de las componentes se concentra del lado izquierdo con la finalidad de dejar el lado derecho para colocar un paquete de baterías AA de 4.8V/2000mAH. En la parte frontal lleva el conector jack monoaural 3.5mm para el transductor ultrasónico y el LED indicador de encendido, en la parte posterior un conector jack monoaural 3.5 mm para la salida de la señal Doppler ultrasónica de flujo sanguíneo y un conector para la alimentación del circuito que puede ser de 7.5 a 12 Volts. En la Figura 2.24 se muestra el lado de soldadura del circuito impreso.

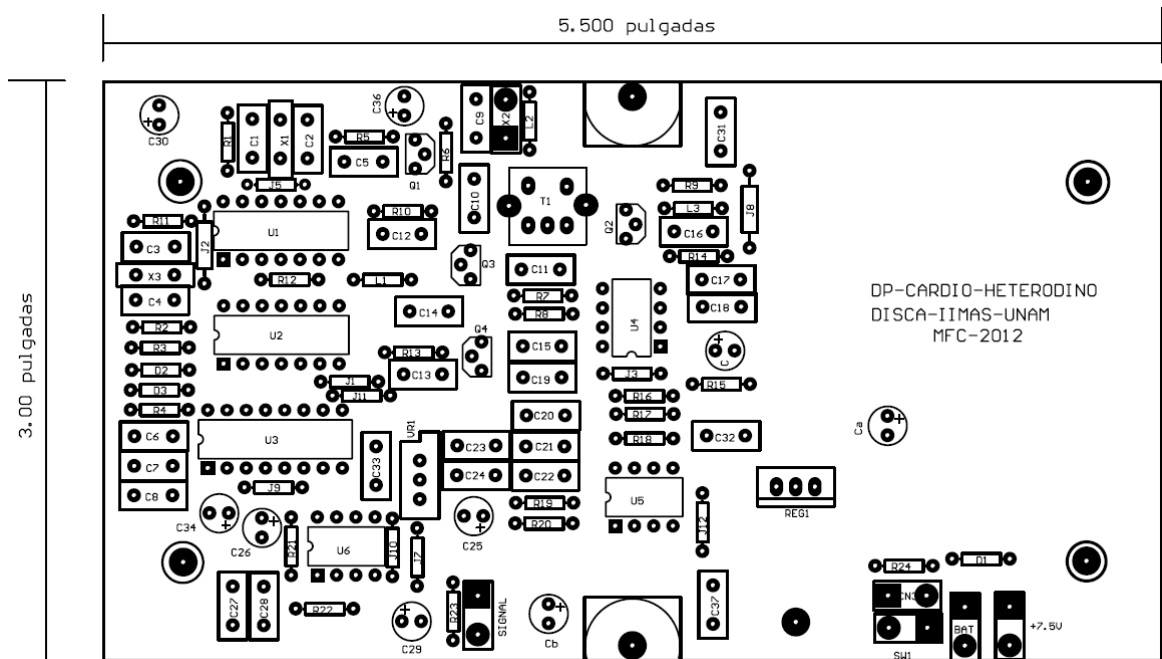


Figura 2.23 Mascarilla de componentes del circuito impreso del detector Doppler Heterodino

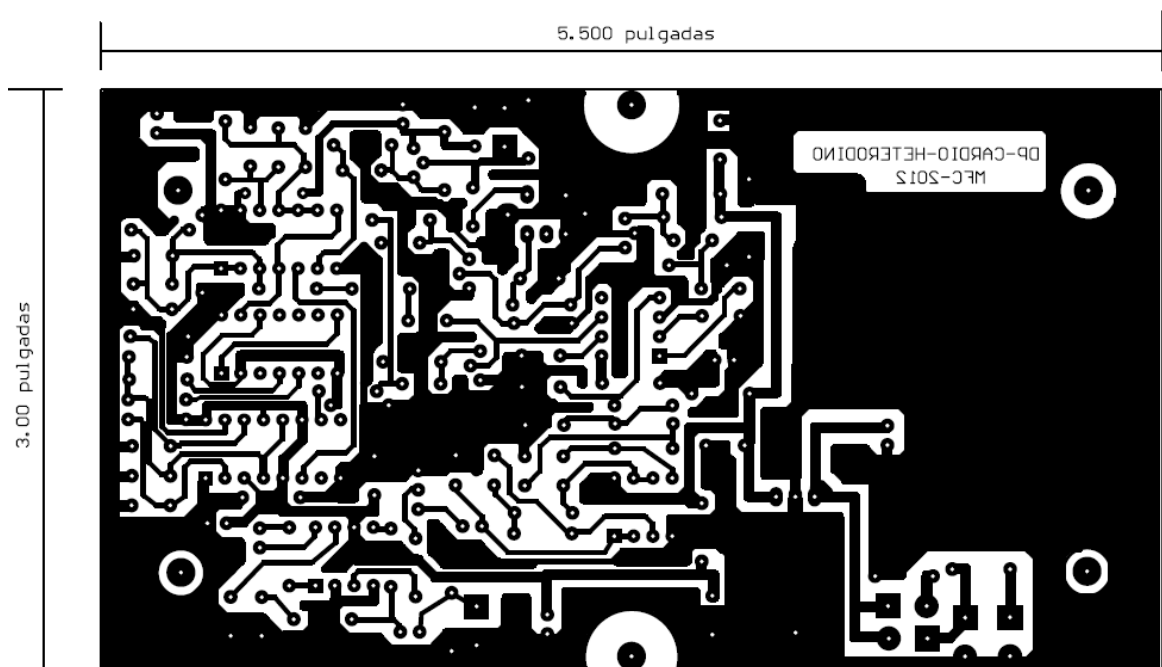


Figura 2.24 Lado soldaduras del circuito impreso del detector Doppler heterodino.

## **CAPITULO 3**

# **PRUEBAS Y RESULTADOS**

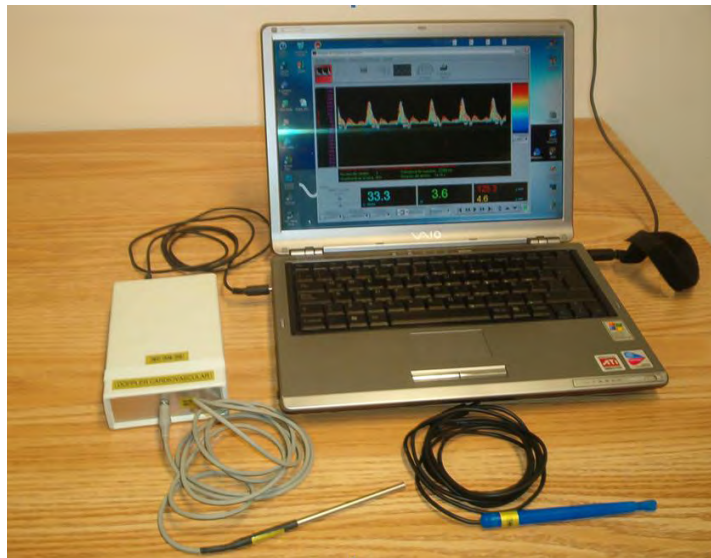
## Capítulo 3. Pruebas y Resultados.

### 3.1 Pruebas

Para verificar la funcionalidad del detector de flujo sanguíneo bidireccional heterodino desarrollado en este trabajo de tesis, se realizan pruebas de funcionamiento, para ello se requiere de un software especializado. En el DISCA – IIMAS de la UNAM, se han desarrollado en los últimos 8 años, diferentes dispositivos detectores de flujo sanguíneo, tanto direccionales como no direccionales, así como en modo de operación continuo y pulsado. También se ha desarrollado software de aplicación específico para la detección de flujo sanguíneo.

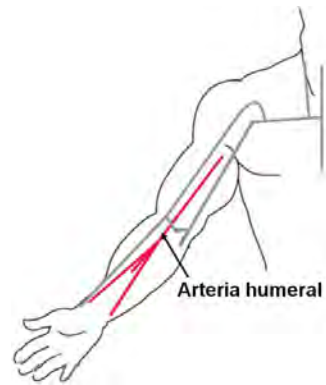
Para realizar las pruebas de funcionamiento del detector Doppler pulsado heterodino en cuestión, se utiliza una computadora personal con un software de aplicación específico denominado SPECT del DISCA-IIMAS, un transductor ultrasónico con una cerámica PZT que opera a 8 MHz, como se puede observar en la Figura 3.1.

En la Figura 3.1 se puede observar que el detector Doppler de flujo sanguíneo bidireccional heterodino, contenido en una caja blanca en la parte inferior izquierda de la imagen, tiene conectado en la parte frontal el transductor ultrasónico por medio de un conector de audio jack monoaural y en la parte trasera cuenta con un conector jack monoaural para la salida de la señal Doppler de flujo sanguíneo, dicha señal es conectada a la entrada de audio de la computadora Laptop para ser adquirida y procesada.



*Figura 3.1 Detector Doppler heterodino, computadora Laptop y transductores ultrasónicos.*

En la Figura 3.2-a, se ilustra la ubicación de la arteria humeral, en la Figura 3.2-b se ilustra la forma en que de manera no invasiva, se coloca el transductor en la arteria humeral del brazo de un voluntario, para lo cual se pone un poco de gel que sirve de acoplamiento acústico entre la piel (tejido blando) y el transductor.



(a)



(b)



*Figura 3.2 Monitoreo de flujo sanguíneo en la arteria humeral*

En el transcurso del desarrollo se realizan muchas pruebas de funcionamiento con el fin de ajustar algunos valores de los componentes electrónicos, a fin de obtener la mejor señal con el detector.

### 3.2 Resultados

Los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas, se muestran en forma de espectrogramas adquiridos con el programa SPECT desarrollado en DISCA-IIMAS. Para describir los resultados se ilustra en la Figura 3.3 un segmento de señal Doppler de flujo sanguíneo de aproximadamente 3 ciclos cardiacos adquiridas en la PC a 22 KHz de muestreo, con una punta detectora de 8 MHz, y en la Figura 3.4 un espectrograma de un ciclo cardíaco.

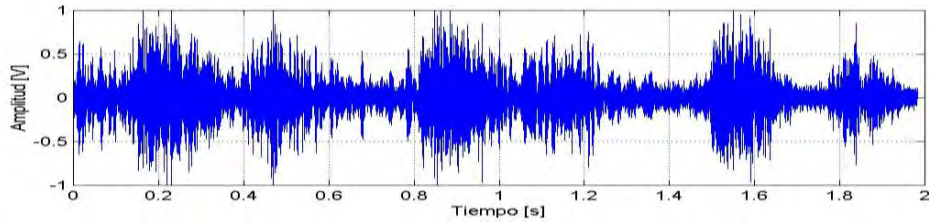


Figura 3.3. Segmentos de señales Doppler ultrasónicas de flujo sanguíneo.

Una señal Doppler de flujo sanguíneo usualmente se representa mediante espectrogramas, donde el eje horizontal es el *Tiempo [s]*, el eje vertical es la *Frecuencia [Hz]* o *Velocidad en [mm/s]* y las amplitudes se representan mediante colores o niveles de grises [1, 7].

Para verificar de manera más clara el desempeño del detector, se obtienen los espectros en frecuencia de las señales adquiridas y se despliegan los espectrogramas, como el que se ilustra en la Figura 3.4. Cabe mencionar que para el cálculo de los espectrogramas se usan ventanas de 512 puntos y multiplicados por una ventana Hanning, para reducir el ruido numérico por ventaneo, el espectrograma está formado por segmentos de 23 ms, la amplitud de la señal está escalada de 1-12 en un rango dinámico de 12 dB, umbral de -25 dB siendo 1 mínima (-25 dB) y 12 máxima (-13 dB) y con la asignación de colores como se ilustra en la parte derecha de la Figura 3.4.

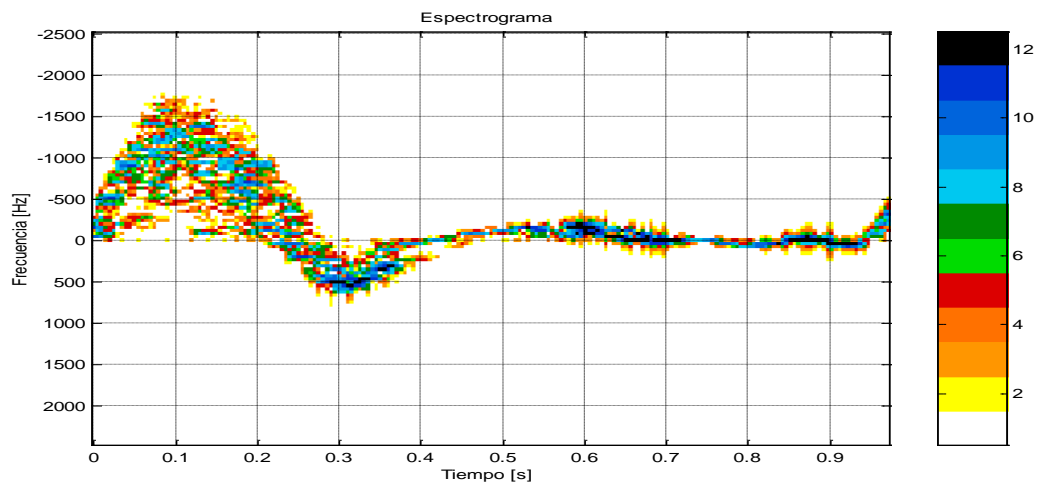
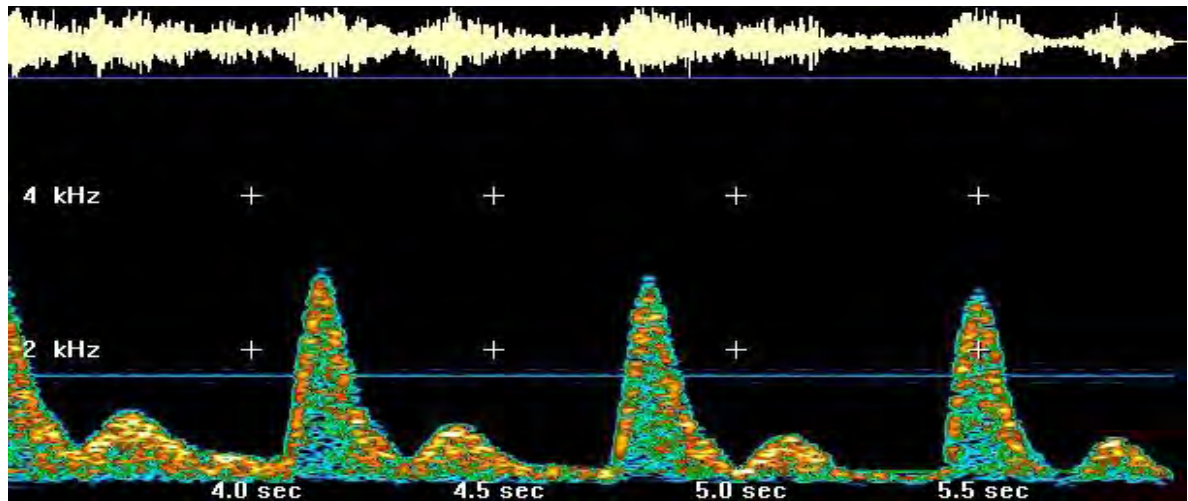


Figura 3.4 Espectrograma de un segmento de 1 ciclo cardíaco de arteria humeral.

En la Figura 3.5 se ilustra una representación típica de señal Doppler de flujo sanguíneo, en la parte superior se grafica la señal y en la parte inferior los espectrogramas correspondientes a la señal adquirida.



*Figura 3.5 Representación típica de señal Doppler de flujo sanguíneo*

En la Figura 3.6 se puede apreciar una imagen de la pantalla del programa SPECT Sistema de Flujiometría Doppler del DISCA-IIMAS, donde se pueden observar 5 ciclos cardíacos adquiridos del flujo de la arteria humeral del brazo izquierdo. El flujo en esta arteria es bidireccional, por lo que en la figura se observa una pequeña protuberancia debajo de la frecuencia heterodina, lo que representa un flujo inverso en ese instante del ciclo, la frecuencia por arriba de la frecuencia heterodina representa flujo directo. La señal fue adquirida a una frecuencia de muestreo de 22.050 kHz. Para calcular los espectros se usa Transformada Rápida de Fourier (FFT) con ventanas de 512 y ventaneo Hanning para reducir ruido numérico. Como se observa en la imagen la frecuencia heterodina es de 4350 Hertz, se ajusta la frecuencia heterodina a este valor para poder evaluar el funcionamiento del detector Doppler heterodino, esto se debe a que el sistema SPECT fue diseñado para procesar señales Doppler de flujo sanguíneo en cuadratura con un banda de 5 kHz.





Figura 3.6 Espectrograma del flujo sanguíneo en la arteria humeral

En la Figura 3.7 se observa de igual forma el flujo producido por la arteria humeral pero colocando el transductor de manera inversa a la que se colocó originalmente mostrando así, como el detector de flujo sanguíneo bidireccional heterodino es capaz de realizar la detección de la señal Doppler manteniendo la información tanto del flujo directo como del inverso.



Figura 3.7 Espectrograma del flujo sanguíneo en la arteria humeral con cambio de posición del transductor con respecto a la de la Figura 3.6.

# **CAPITULO 4**

## **CONCLUSIONES**

## Capítulo 4. Conclusiones

### 4.1 Descripción y discusión de resultados

De las pruebas realizadas y analizando los resultados obtenidos se puede concluir lo siguiente:

Se diseñó e implementó un Detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo usando demodulación heterodina para facilitar la separación de flujo bidireccional en el dominio de la frecuencia, lo cual cumple cabalmente el objetivo general de este trabajo.

La mayoría de los sistemas Doppler con detección de la dirección de flujo utilizan la demodulación homodina en cuadratura, usan sofisticados métodos de procesamiento de señales para realizar la separación de flujos, con el inconveniente que para hacer la separación se requiere mantener la cuadratura y ecualizar los dos canales en todo el ancho de banda de la señal Doppler de flujo sanguíneo. La detección de flujo con modulación heterodina tiene la ventaja sobre estos métodos que la información Doppler de flujo sanguíneo se encuentra en un sólo canal y al realizar la separación de la dirección del flujo en el espacio de frecuencia es relativamente fácil ya que las frecuencias mayores a la heterodina representan un sentido del flujo y las frecuencias menores a la heterodina representan el sentido inverso.

Los resultados de las pruebas de evaluación realizadas demuestran que las señales Doppler de flujo que proporciona el detector Doppler heterodino son satisfactorias, ya que procesadas es posible discriminar la dirección del flujo y representan una excelente alternativa en el procesamiento de la separación de flujos en un sistema Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo bidireccional.

# REFERENCIAS

## Referencias

- [1] Atkinson Peter, "*Doppler Ultrasound and its use in clinical measurement*", 2ª edición, Academic Press, London 1986.
- [2] Aydin N, Evans D H, "*Quadrature to directional format conversion of Doppler signals using digital methods*". *Physiol meas* Vol. 15, pp 181-199,1994.
- [3] Aydin N., "*Time Varying Filtering approach for Simulation of Ultrasonic Doppler Signals*". *Journal of Computer Simulation & Modelling in Medicine*, Volume 1, Issue 1, pp 67-76, 2000.
- [4] Barea Navarro Rafael, "*Ultrasonidos en terapéutica*", [en línea], [citado 21-03-2011], formato pdf, Disponible: <http://193.146.57.132/depeca/repositorio/asignaturas/5/UltrasonidosEnTerapeutica.pdf>
- [5] Barrón-Vargas A., De la Concha-Blankenagel E., Barroso-Villa G., "*Personajes importantes en la historia del ultrasonido*", [en línea], México D.F, Clinica Nascere, [citado 27-04-2011], formato swf, Disponible en Internet: [http://smri.org.mx/electronicos\\_\\_old\\_cursos/us2010/flash/GO-2.swf](http://smri.org.mx/electronicos__old_cursos/us2010/flash/GO-2.swf)
- [6] Boylestad, Nashelsky, "*Electrónica: teoría de circuitos y dispositivos electrónicos*", 8ª edición, Pearson Educación Prentice Hall, México 2003
- [7] Evans. David H, "*Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing*". 2ª edición, John Wiley and sons, Ltd. 2000
- [8] Franklin D., Scheleger W., Rushmer R., "*Blood flow measured by Doppler frequency shift of back-scattered ultrasound*", Ciencia, Estados Unidos, 1961.
- [9] Gabel Robert A., "*Señales y sistemas lineales*". Limusa, México 1975
- [10] Hedrick Wayne R., "*Ultrasound physics and instrumentation*", 4ª edición, Elsevier Mosby, St. Louis Missouri 2005
- [11] Hwei P. Hsu, "*Análisis de Fourier*", Fondo Educativo Interamericano, México, 1973, pp.56
- [12] Kaneko Z. "*First steps in the development of the Doppler flow meter*", *Ultrasound Medicine and Biology*, Kansai Rosai Hospital, Amagasaki-city, 1986
- [13] László József Molnár. Giovanni Guido Cerri. "*Ultrasonografía Vascular*". Amolca, 2008

- [14] Lathi B. P., *"Introducción a la teoría y sistemas de comunicación"*, Limusa México 2002
- [15] Mandl Matthew, *"Handbook of modern electronic Data"*, Reston Pub. Co., 1973
- [16] Mohrman David E., Lois Jane Heller, *"Cardiovascular Physiology"*, 7ª edición, ISSN 1541-9002
- [17] Papadakis Emmanuel, *"Ultrasonic instruments and devices: reference for modern instrumentation techniques and technology"*, Academic Press, United States of America 1999 pp.147-163
- [18] Rubio Ernesto, Vázquez Mónica, Fuentes Martín, Solano Julio. Método simplificado para separación de Flujo sanguíneo Bi-direccional usando demodulación heterodina. XXXII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, ISBN978-607-414-106-1-2009
- [19] Schwartz Mischa, *"Transmisión de información, modulación y ruido"*, 3ª edición, Mc Graw Hill, México 1983
- [20] Serway Raymond A., *"Física"*, 6ª edición, Thomson, México 2005
- [21] Tomasi Wayne, *"Sistemas de comunicaciones electrónicas"*, 4ª edición, Pearson Educación Prentice Hall, México 2003
- [22] Williamson Michael R., *"Ultrasonografía fundamental"*, Marban, Madrid 1998
- [23] Yasuharu Nimura, *"Introduction of the Ultrasonic Doppler Technique in Medicine: A historical perspective"*, Osaka, National Cardiovascular Center, 1988.

# **APÉNDICE A**

# **ESQUEMÁTICOS**

## Apéndice A. Esquemáticos

### A1. Circuito Tx/Rx Doppler pulsado heterodino

La Figura A1 corresponde al esquemático que comprende al oscilador principal que oscila a 8 MHz, así como los divisores de frecuencia y el amplificador de RF.

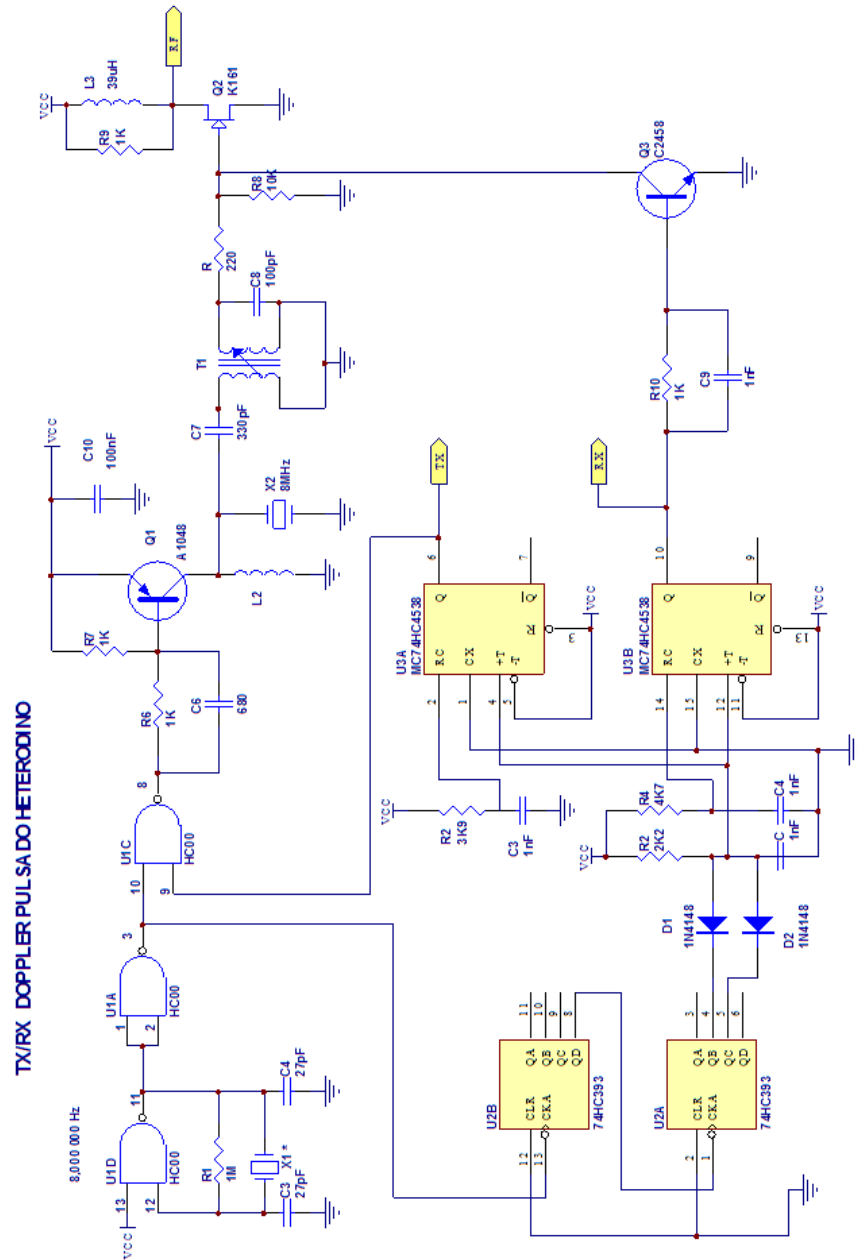


Figura A1. Diagrama esquemático que contiene al oscilador principal y la unidad de control



## A2. Circuitos del demodulador heterodino, filtros, amplificador AF y fuente de alimentación del detector Doppler

En la Figura A2 se muestra el esquemático correspondiente al demodulador heterodino, los filtros y el amplificador de AF.

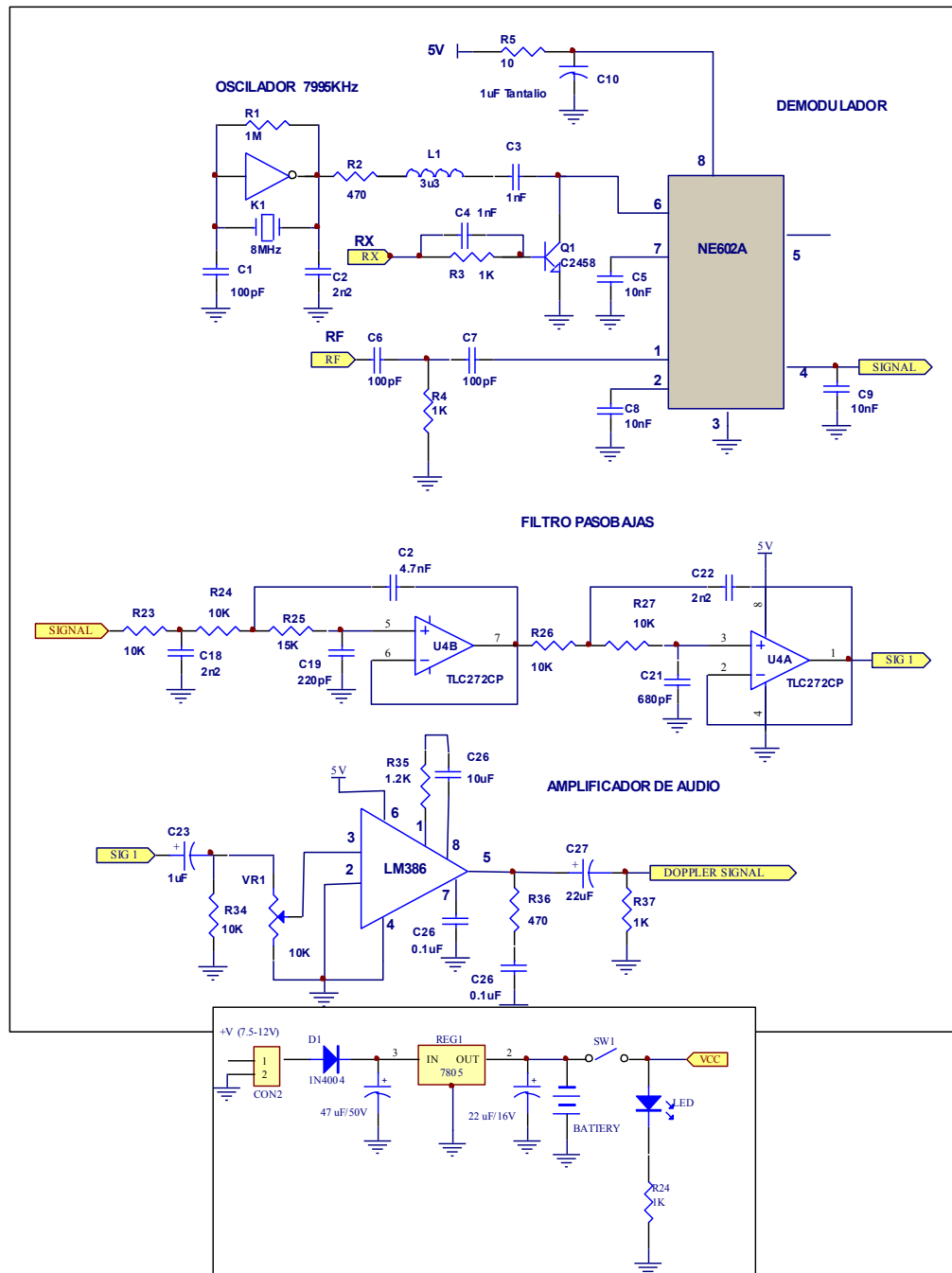


Figura A2. Diagrama esquemático que contiene el demodulador heterodino, los filtros, el amplificador de AF y la fuente de alimentación del detector Doppler

### A3. Circuito Impreso, lado soldadura.

En la Figura A3 se muestra el circuito impreso, lado soldadura del Detector Doppler Heterodino.

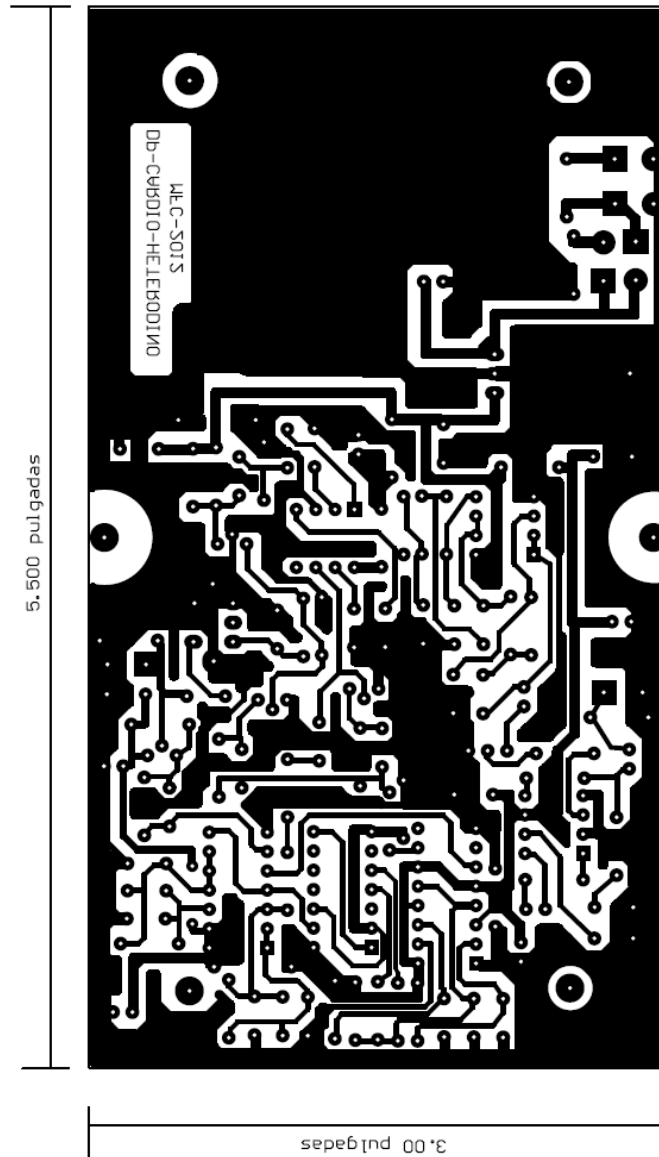


Figura A3. Circuito impreso, lado soldadura

#### A4. Circuito Impreso, lado componentes.

En la Figura A4 se muestra circuito impreso, lado componentes del Detector Doppler Heterodino.

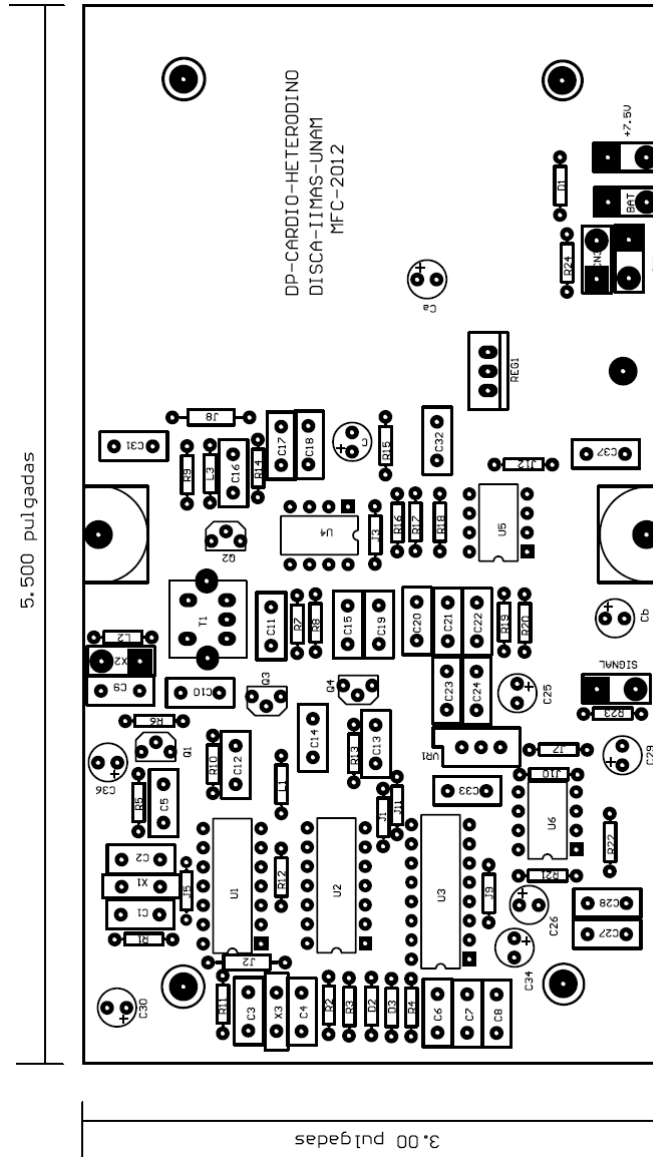


Figura A4. Circuito impreso, lado componentes.