



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica

**DETECCIÓN DE LA DIRECCIÓN EN SISTEMAS DOPPLER ULTRASÓNICOS:
UNA APROXIMACIÓN DIGITAL**

Juan Carlos García García

**Asesorado por MSc. Ing. Enrique Edmundo Ruiz Carballo
y MSc. Ing. Alejandro Sotomayor Ortega (IIMAS, DISCA, UNAM)**

Guatemala, mayo de 2005

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**DETECCIÓN DE LA DIRECCIÓN EN SISTEMAS DOPPLER ULTRASONICOS:
UNA APROXIMACIÓN DIGITAL**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

JUAN CARLOS GARCÍA GARCÍA

ASESORADO POR MSC. ING. ENRIQUE EDMUNDO RUIZ CARBALLO
y MSC. ING. ALEJANDRO SOTOMAYOR ORTEGA (IIMAS, DISCA, UNAM)

AL CONFERIRSELE EL TÍTULO DE
INGENIERO EN ELECTRÓNICA

GUATEMALA, MAYO DE 2005

**UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA**



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Sydney Alexander Samuels Milson
VOCAL I	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL II	Lic. Amahán Sánchez Álvarez
VOCAL III	Ing. Julio David Galicia Celada
VOCAL IV	Br. Kenneth Issur Estrada Ruiz
VOCAL V	Br. Elisa Yazminda Vides Leiva
SECRETARIO	Ing. Carlos Humberto Pérez Rodríguez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Sydney Alexander Samuels Milson
EXAMINADOR	Ing. Enrique Edmundo Ruiz Carballo
EXAMINADOR	Ing. Erwin Efraín Segura Castellanos
EXAMINADOR	Ing. Julio César Solares Peñate
SECRETARIO	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Cumpliendo con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

DETECCIÓN DE LA DIRECCIÓN EN SISTEMAS DOPPLER ULTRASÓNICOS: UNA APROXIMACIÓN DIGITAL

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica con fecha 20 de mayo de 2004, ref. EIME 102.2004.

Juan Carlos García García



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

**INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATEMÁTICAS
APLICADAS Y SISTEMAS**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS
COMPUTACIONALES Y AUTOMATIZACIÓN**

30 de Marzo de 2005.

MSc. Ing. Enrique Edmundo Carballo
Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica
Facultad de Ingeniería
Universidad de San Carlos de Guatemala

Estimado MSc. Ing. Enrique E. Carballo:

Por medio de la presente me dirijo a usted para hacer constar de la asesoría y revisión que se brindó en la realización de la tesis:

**“Detección de la Dirección en Sistemas Doppler Ultrasónicos: una
Aproximación Digital”**

Dicho trabajo será presentado para la titulación en **INGENIERÍA EN ELECTRONICA** del
C. JUAN CARLOS GARCÍA GARCÍA.

Agradeciendo de antemano su atención a la presente, me despido de usted con un cordial saludo.

Atentamente

MSc. Ing. Alejandro Sotomayor Ortega
DISCA – IIMAS -UNAM

DEDICATORIA

A Dios

Fuente de todo lo que en mí existe, Padre bondadoso que me ha dado cada día la gracia de vivir y de poder servirle. Por su amor incondicional.

A Cristo

Maestro, hermano y amigo que nunca abandona, por demostrarme que puedo lograrlo con fe. Por nunca dejar de escuchar.

A San Juan Bosco y María Auxiliadora

Por conducirme y llevarme a mi casa salesiana.

A mi madre

Por los años que le he robado, por su incansable apoyo y su infatigable lucha, por su sacrificio y sus enseñanzas, por ser el pilar que me sostiene y la roca más firme que he conocido, por su fuerza, valor y coraje, porque nunca has dejado de creer en mi, TE AMO MAMÁ.

A mi hermana Milvia y mi cuñado Arnoldo

Por acompañarme hasta hoy y ser parte de mi educación y crecimiento, por su apoyo, su respaldo, su cariño, por celebrar conmigo cada triunfo y por la gran fe que en mí han depositado.

A mis tías Mary y Milvi

Han sido dos madres para mi, gracias por su cariño, por cuidarme y por estar siempre a mi lado.

A mi novia Mayra Lorena

Por su sacrificio, su constancia, su paciencia, su comprensión y su amor, por estar siempre a mi lado y acompañarme en estos años, porque le debo gran parte de este triunfo, gracias mochito.

A mis tíos

Por darme el mejor ejemplo de un padre. Porque no tuve uno tuve muchos.

A mis primos

Por todos los buenos momentos vividos.

A mi familia en general

Por mantenerse unida a pesar del tiempo.

AGRADECIMIENTOS

Al MSc. Ing. Alejandro Sotomayor por toda su colaboración, por su confianza, por el tiempo invertido, por su gran apoyo y su constancia para la realización de este trabajo, porque sin su ayuda no habría sido posible lograrlo.

Al MSc. Ing. Enrique Ruiz porque más que maestro ha sido un amigo y por su apoyo a lo largo de mi carrera universitaria.

A mis amigos de colegio: Rodolfo, Andy, Edwin, Raúl y Juan Carlos por los años vividos en nuestra casa salesiana y por mantenerse en contacto hasta hoy.

A mis amigos universitarios: Berta, Karina, Yasser, Pablo, Juan Ricardo, Jesús, Edwin Castro, Marco Vinicio, Edwin Morales por todos los recuerdos, las experiencias y buenos momentos vividos durante nuestra estadía en esta casa de estudios.

Un agradecimiento especial a mis amigos Keyla Barahona y Juan Ricardo Ríos por toda su ayuda para la realización de mi trabajo de graduación y la coordinación de este acto.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	IV
LISTA DE SÍMBOLOS	VI
GLOSARIO	VIII
RESUMEN	XI
OBJETIVOS	XII
INTRODUCCIÓN	XIII
1 GENERALIDADES DEL ULTRASONIDO	1
1.1 Naturaleza del ultrasonido	1
1.1.1 Definición de sonido	1
1.1.2 Fuentes de sonido	3
1.1.3 Movimiento de las ondas	4
1.1.4 Ondas longitudinales contra ondas transversales	6
1.2 Ultrasonido	7
1.2.1 Definición	7
1.2.2 Revisión histórica	9
1.2.3 La velocidad del sonido en tejidos	12
1.2.4 Longitud de onda	15
1.2.5 Principios físicos del ultrasonido	17
2 SISTEMAS DE ULTRASONIDO DOPPLER	25
2.1 Físicas del ultrasonido Doppler	25
2.1.1 El principio de Doppler	26
2.1.2 La ecuación de Doppler	26
2.1.3 El ángulo Doppler	31
2.2 Sistemas Doppler ultrasónicos en medicina	33
2.3 Sistemas Doppler de onda continua (CW)	35
2.3.1 Operación básica	37

2.3.2	Discriminación de la dirección de flujo	39
2.3.2.1	Filtrado de banda lateral	40
2.3.2.2	Demodulación por desplazamiento de la portadora	41
2.3.2.3	Demodulación en fase / cuadratura	42
2.4	Detectores de flujo Doppler pulsado.	44
2.4.1	Operación básica	45
2.4.2	Construcción de la señal Doppler	47
3	TÉCNICAS DE SEPARACIÓN DE SEÑALES DE FLUJO SANGUÍNEO	49
3.1	Conceptos básicos.	49
3.1.1	Frecuencias positivas y negativas.	50
3.1.2	Componentes sinusoidales en fase y en cuadratura.	51
3.1.3	Señal analítica.	52
3.1.3.1	Señal compleja.	54
3.1.3.2	La señal analítica.	56
3.1.3.3	Energía de la señal analítica.	58
3.1.3.4	Cálculo de la señal analítica.	58
3.1.3.5	Interpretación física de la señal analítica.	60
3.2	Transformada de Hilbert.	62
3.2.1	El espacio de Hilbert.	63
3.2.2	Kernel y características de la transformada de Hilbert.	64
3.3	Procesamiento en el dominio del tiempo	68
3.3.1	Técnica <i>phasing-filter</i> (PFT).	69
3.3.2	Técnica de recepción de Weaver extendida (EWRT).	70
3.4	Procesamiento en el dominio de la frecuencia.	70
3.4.1	Método de la transformada de Hilbert (HTM).	71
3.4.2	Transformada rápida de Fourier compleja (CFFT).	72

4 DISEÑO Y DESARROLLO DE LA TÉCNICA DE SEPARACIÓN UTILIZADA EN ESTE TRABAJO	73
4.1 Técnica de separación	73
4.2 Descripción del algoritmo	75
4.3 Implementación del algoritmo	78
5 PRUEBAS Y RESULTADOS CON SEÑALES SIMULADAS DE LAS ARTERIAS CARÓTIDA Y FEMORAL	85
5.1 Descripción de las señales simuladas	86
5.2 Pruebas y resultados obtenidos	86
5.2.1 Señal femoral	87
5.2.2 Señal carótida	91
CONCLUSIONES	97
RECOMENDACIONES	98
BIBLIOGRAFÍA	99
APÉNDICE	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1	Ejemplo de sonido audible	2
2	Sonido producido por un golpe de martillo	3
3	Transductor piezoeléctrico	4
4	Efecto de ondas en agua y velocidad del sonido	5
5	Ondas longitudinales y transversales	7
6	Regiones del sonido	8
7	Longitud de onda	15
8	Comparación frecuencia-longitud de onda	17
9	Fuente y receptor separados por distancia "d"	27
10	Onda viajando a velocidad "c"	27
11	Onda recibida en tiempo t'	28
12	Arreglo para la detección de señales Doppler	30
13	La función coseno para ángulos entre 0° y 180°	32
14	Cambio Doppler en ultrasonido médico	34
15	Ángulos con respecto al área de dispersión	35
16	Instrumentación genérica Doppler de onda continua	39
17	Filtrado de banda lateral	40
18	Demodulación por desplazamiento de la portadora	42
19	Demodulación en fase/cuadratura	43
20	Instrumentación genérica Doppler pulsado	46
21	Construcción de la señal Doppler pulsada	48
22	Componentes en fase y en cuadratura	52
23	Densidades espectrales de potencia	54
24	Creación de la señal analítica	68

25	Diagrama de bloques de la técnica <i>phasing-filter</i>	69
26	Diagrama de bloques de la técnica extendida de Weaver	70
27	Diagrama de bloques del método de la transformada de Hilbert en el dominio de la frecuencia	71
28	Diagrama de bloques del método de la transformada rápida de Fourier compleja	72
29	Utilización de la transformada de Hilbert para implementar la técnica <i>phasing-filter</i>	75
30	Transformada de Hilbert utilizando la FFT	77
31	Señales en fase y en cuadratura obtenidas del simulador DOP	79
32	Señales de flujo directo e inverso de las señales generadas Por DOP	83
33	Canales en fase y en cuadratura de la señal "Femoral"	87
34	Espectrograma de la señal "Femoral"	88
35	Canales de flujo directo e inverso de la señal "Femoral"	89
36	Espectrograma del canal directo de la señal "Femoral"	90
37	Espectrograma del canal inverso de la señal "Femoral"	91
38	Canales en fase y en cuadratura de la señal "Carótida"	92
39	Espectrograma de la señal "Carótida"	93
40	Canales de flujo directo e inverso de la señal "Carótida"	94
41	Espectrograma del canal directo de la señal "Carótida"	95
42	Espectrograma del canal inverso de la señal "Carótida"	96

TABLAS

I	Velocidad del sonido en tejidos	13
II	Velocidad del sonido en materiales no biológicos	14

LISTA DE SÍMBOLOS

c	Velocidad del sonido
B	Módulo de volumen
ρ	Densidad
λ	Longitud de onda
f	Frecuencia
T	Período de una onda.
V_w	Velocidad de la onda
V_p	Velocidad de la partícula
K	Coefficiente de reflexión
f_s	Frecuencia emitida por una fuente.
f_R	Frecuencia recibida por un receptor
f_D	Frecuencia de cambio Doppler
θ	Angulo de cambio Doppler
ω	Frecuencia angular
D(t)	Señal en fase
Q(t)	Señal en cuadratura

CW	Sistema Doppler de onda continua
$z(t)$	Señal compleja
$S_r(t)$	Parte real de la señal compleja
$S_i(t)$	Parte imaginaria de la señal compleja
$S(\omega) ^2$	Espectro de densidad de energía
$A[s]$	Señal analítica correspondiente a la señal S
$H[s(t)]$	Transformada de Hilbert de la señal s(t)
FFT	Transformada rápida de Fourier
CFFT	Transformada rápida de Fourier compleja
$Y_f(n)$	Señal de flujo directo
$Y_r(n)$	Señal de flujo inverso

GLOSARIO

Análisis espectral	Es la descomposición del rango de frecuencias que contiene una señal.
Delta de Kronecker	La función Delta de Kronecker, es una función de dos variables, la cual tiene valor de 1 si se cumple la condición de que ambas variables son iguales, y tiene un valor de 0 para cualquier otro caso. La notación matemática de la delta de Kronecker es la siguiente δ_{ij} .
Efecto Doppler	Efecto que se produce cuando existe una fuente de sonido en movimiento con respecto a un medio, un receptor en movimiento respecto a un medio o ambos. El resultado de esto es un cambio en frecuencia entre la onda transmitida y la recibida.
Efecto piezoeléctrico	Es un fenómeno físico por el cual aparece una diferencia de potencial eléctrico entre las caras de un cristal cuando este se somete a una presión mecánica o viceversa.
Ley de Snell	Ley física que afirma que el producto del índice de refracción del primer medio, y el seno del ángulo de incidencia de un rayo, es igual al producto del índice de refracción del segundo medio, y el seno del ángulo de refracción.

Ondas electromagnéticas	Ondas producidas por la oscilación o la aceleración de una carga eléctrica y que no necesitan un medio material para propagarse. Estas ondas viajan en el vacío a una velocidad de aproximadamente 300,000 km/seg.
Ruido blanco gaussiano	Es una señal eléctrica sin patrón definido, aleatoria, que existe para todo el espectro.
Señal analítica	Es una señal compleja que tiene un espectro idéntico al de la señal real para frecuencias positivas y cero para las frecuencias negativas.
Transductor ultrasónico	Instrumento utilizado en los sistemas de ultrasonido para convertir energía acústica a señales eléctricas y viceversa. También son usados como detectores y transmisores de las ondas ultrasónicas
Transformada de Fourier	La transformada de Fourier es una operación matemática rigurosa, que convierte una señal $f(t)$ en en el dominio del tiempo, al dominio de la frecuencia, donde las operaciones matemáticas y los procesos pueden aplicarse a la señal.

Transformada de Hilbert La transformada de Hilbert es la función resultante del desfase en $\pm 90^\circ$ de las componentes angulares de una señal. La transformada de Hilbert es útil para calcular el contenido en frecuencia de una señal de energía o de potencia

Ultrasonido Es conjunto de sonidos cuyas frecuencias son mayores a 20 Kilohertz y no son audibles. En medicina el ultrasonido es una técnica de diagnóstico en la que un sonido de una frecuencia muy alta es dirigido hacia el organismo, también se conoce como ecografía.

RESUMEN

Para el diagnóstico médico y el estudio del flujo sanguíneo, los sistemas de ultrasonido Doppler son ampliamente utilizados. La mayoría de los equipos Doppler utilizan la demodulación en cuadratura de la señal que proviene del transductor ultrasónico. Estos instrumentos pueden detectar y discriminar la dirección del flujo sanguíneo, pero para ello, las señales en cuadratura necesitan de un procesamiento adicional para realizar la separación de las señales de flujo directo e inverso. En este trabajo de graduación se presenta la implementación de un algoritmo para desarrollar la técnica de separación seleccionada, denominada *phasing-filter*, esta técnica se utiliza para convertir señales en cuadratura a direccionales.

El método digital de separación mencionado se basa en la Transformada de Hilbert y para acelerar el procesamiento del algoritmo, esta transformada es implementada en el dominio de la frecuencia utilizando la FFT (transformada rápida de Fourier). Esto es utilizado para la detección de la dirección en sistemas Doppler ultrasónicos. Para validar el método y su funcionalidad se han utilizado señales Doppler simuladas, las cuales representan la función de arterias corporales como la carótida y la femoral. Los resultados y las gráficas obtenidos con estas señales demuestran finalmente la eficacia del método al separar casi por completo las señales de flujo directo e inverso.

OBJETIVOS

- **GENERAL**

Implementar un método digital eficiente para realizar la separación de señales Doppler en cuadratura provenientes de un transductor ultrasónico, en señales direccionales de flujo directo e inverso las cuales puedan ser utilizadas para un posterior análisis y despliegue visual.

- **ESPECÍFICOS**

1. Demostrar la funcionalidad de las modernas técnicas digitales de procesamiento de señales aplicadas a la separación de la dirección de flujo en sistemas Doppler.
2. Describir las características de la técnica de separación seleccionada para desarrollarse y el porqué se ha elegido ésta.
3. Desarrollar un algoritmo digital capaz de llevar a cabo la separación de las señales direccionales de flujo directo e inverso en una señal Doppler remodulada en cuadratura de una forma eficiente y exacta
4. Utilizar la transformada de Hilbert en el dominio de la frecuencia como herramienta principal para la generación del algoritmo de separación.
5. Obtener resultados que demuestren la correcta operación del método digital implementado en el trabajo.

INTRODUCCIÓN

Desde sus primeras aplicaciones en el diagnóstico médico, la utilización de ultrasonido, es una técnica que ha ganado mucha amplitud en tiempos modernos. Esto debido principalmente a su carácter no invasivo y a que los exámenes por ultrasonido no exponen el organismo a radiación ionizante lo cual le permite ser usado en áreas donde es imposible recurrir a los rayos X. Aunque en un inicio el ultrasonido se utilizó principalmente en obstetricia, con la inclusión del efecto Doppler y las propiedades físicas de este, rápidamente se encontró un importante uso del ultrasonido para cardiología.

Los sistemas de ultrasonido Doppler tienen su mayor área de aplicación en el estudio del flujo sanguíneo para el diagnóstico de enfermedades vasculares. Algunas aplicaciones clínicas incluyen la detección, mapeo y estimación de velocidad de flujo cardiaco; el diagnóstico del sistema vascular periférico (principalmente aterosclerosis), padecimientos venosos (trombosis venosa profunda) y el diagnóstico de tumores (por medio de la detección de pequeños vasos asociados con neo-vascularización)

La mayoría de los equipos modernos Doppler utilizan la técnica de demodulación en cuadratura de la señal proveniente de un transductor ultrasónico. Las señales resultantes de la demodulación son filtradas para eliminar las componentes de alta frecuencia. Estas señales, conocidas como señales en fase y en cuadratura, requieren de procesamiento adicional para poder extraer la dirección del flujo sanguíneo.

Teniendo las señales en fase y en cuadratura separadas, se puede almacenar la información de flujo directo e inverso de forma independiente en el dominio del tiempo, esto permite realizar un estudio más detallado del comportamiento de la circulación sanguínea en la zona irradiada y presentar de forma independiente el flujo en cada dirección.

Con los avances tecnológicos y en el procesamiento digital de señales, se han obtenido técnicas digitales bastante eficaces para llevar a cabo la separación de la dirección del flujo de las señales en cuadratura, diversas técnicas de separación y algoritmos para cada técnica han sido propuestos, demostrando las ventajas de las técnicas digitales sobre las técnicas analógicas (típicamente utilizadas) como la reducción del tiempo de procesamiento.

En este trabajo de graduación se presenta la implementación de un algoritmo para desarrollar un método digital utilizado en la conversión de señales en cuadratura a direccionales (flujo directo y flujo inverso), el algoritmo está basado en la transformada de Hilbert, y es utilizado para la detección de la dirección del flujo sanguíneo en sistemas Doppler ultrasónicos. La técnica de separación utilizada es la llamada *phasing-filter*.

1 GENERALIDADES DEL ULTRASONIDO

En este capítulo se introducirá al conocimiento del ultrasonido, comenzando por la naturaleza de éste, los conceptos que deben conocerse para entenderlo como lo son las fuentes de sonido y teoría de ondas. Luego, se introducirá su definición, un detalle histórico de la evolución de éste, su aplicación en medicina y finalmente la descripción matemática del ultrasonido y los principios físicos que lo rigen.

1.1 Naturaleza del ultrasonido

Casi todos tenemos una idea de qué es el sonido debido a nuestra habilidad de oír. Sin embargo, las definiciones familiares como el sonido es la sensación percibida por el sentido del oído, están demasiado limitadas para describir al ultrasonido médico en el que las frecuencias usadas son mucho más altas. En resumen, el ultrasonido no difiere del sonido audible o sub-audible más que en su frecuencia

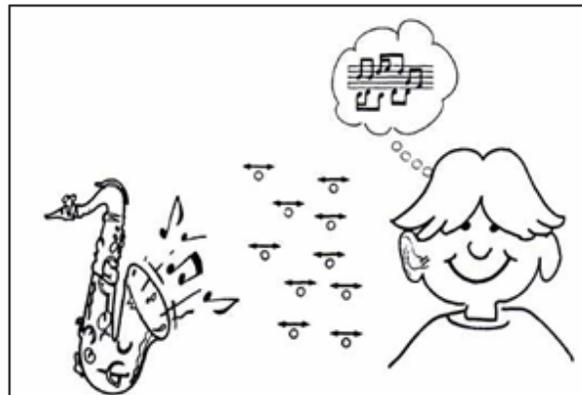
1.1.1 Definición de sonido

El sonido es energía mecánica transmitida por ondas de presión en un medio.

En un nivel fundamental, el sonido es la energía mecánica transmitida por ondas de presión por un medio material. Esta definición general abarca todos los tipos de sonido e incluye sonido audible, ondas sísmicas de baja frecuencia, y ultrasónicas utilizadas en diagnóstico por imágenes. Si se examina esta definición más detenidamente, primero, se describe al sonido como una forma de energía.

La energía es la capacidad de realizar trabajo, ya sea moviendo un objeto, calentando un cuarto, o por encendido eléctrico. Cuando el sonido viaja de un punto a otro lleva energía; es decir, puede causar ligeros desplazamientos de los objetos en su camino. El sonido que golpea una oreja, por ejemplo, causa vibraciones en el tímpano produciendo la sensación de un sonido audible como puede verse en la figura 1.

Figura 1. Ejemplo de sonido audible



Fuente: James A. Zagzebeski *Essentials of Ultrasoun Physics* Pág. 1

Se dice que la energía sonora es mecánica y esto significa que existe en forma de movimientos físicos de las moléculas y partículas en el medio. Esto distingue la energía sonora de otras formas de energía como la electromagnética. Aunque el sonido suele definirse como una sensación audible, para el físico representa vibraciones mecánicas de cualquier frecuencia, audibles o no.. Las ondas de sonido siempre involucran desplazamientos rápidos hacia atrás y adelante, o vibraciones, de las moléculas en el medio.

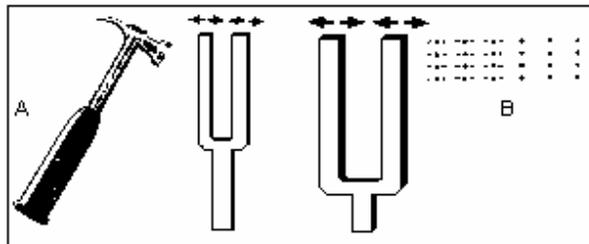
Otra idea importante en la definición de sonido es que involucra propagación a través de un medio material. Las ondas del sonido sólo existen en medios de comunicación que contienen moléculas o partículas, incluyendo al aire, agua, los tejidos del cuerpo, y muchos otros ejemplos.

Las ondas del sonido no pueden viajar a través del vacío, como en el espacio exterior o en una cámara experimental de vacío donde no hay ningún medio en el cual propagarse.

1.1.2 Fuentes de sonido

La producción de sonido requiere un objeto vibrando. Un martillo golpeando un hierro de dos puntas en el aire como el mostrado en la figura 2 es un buen ejemplo, el hierro vibra cuando es golpeado por un martillo. Cuando este vibra empuja y tira contra las moléculas de aire cercanas y las hace vibrar también (fig. 2, B). Estas vibraciones provocan las de moléculas que se encuentran más lejanas y así sucesivamente. Así esta perturbación extiende a través del aire como una onda. Otros ejemplos de fuentes de sonido incluyen, un sistema de audio, y una persona utilizando sus cuerdas vocales.

Figura 2. Sonido producido por el golpe de un martillo

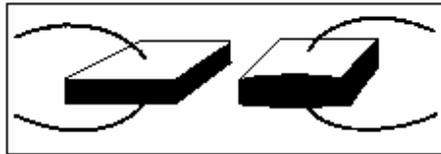


Fuente: James A. Zagzebsdi. *Essentials of Ultrasound Physics* Pág. 2

La fuente de las ondas en ultrasonido médico es un transductor piezoeléctrico mostrado en la figura 3. En respuesta a un impulso eléctrico, vibra un poco como un pistón, produciendo las ondas ultrasónicas en el tejido con el que se pone en contacto.

Los transductores piezoeléctricos pueden hacerse vibrar a las muy altas frecuencias necesarias en un examen ultrasónico.

Figura 3. Transductor piezoeléctrico



Fuente: James A. Zagzebsdi. *Essentials of Ultrasound Physics* Pág. 2

1.1.3 Movimiento de las ondas

La definición indicó que el sonido viaja en la forma de ondas. Una onda es una perturbación coordinada que se mueve a una velocidad fija a través de un medio.

Los líquidos, sólidos y gases se desplazan de diversas formas: pueden experimentar una traslación, como la sangre que fluye por una arteria o una masa de aire desplazada por el viento. También pueden experimentar un movimiento rotacional, como los remolinos de la sangre en una obstrucción arterial, o del viento en un tornado. Sin embargo, el tipo de movimiento de mayor interés por sus aplicaciones biológicas, el vibratorio, produce distorsiones (deformaciones) de forma que se propagan hacia fuera: tal distorsión de forma móvil recibe el nombre de onda.

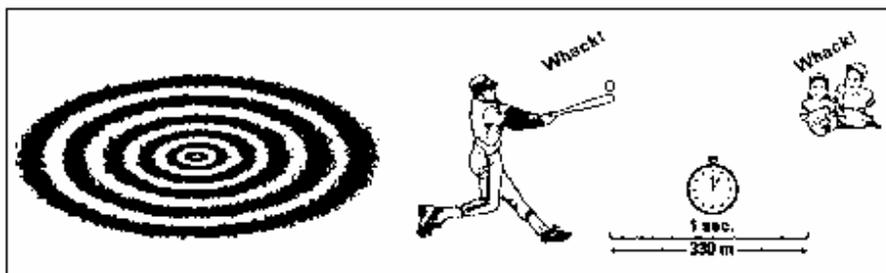
Para que se genere una onda sonora se necesita una perturbación inicial en un medio elástico, y si al corregirse a si misma esta perturba una región vecina en forma semejante ala alteración que la originó, se propaga la onda.

Si las partículas perturbadas en un medio siguen un movimiento de vaivén respecto a una posición de equilibrio, en dirección paralela al movimiento ondulatorio, surge una serie de compresiones y rarefacciones alternas en el medio de propagación, y la onda es de tipo longitudinal. Cada partícula vibra de manera oscilatoria con respecto a una posición de equilibrio, y transmite su energía a una partícula vecina, con lo cual ésta ejecuta un movimiento de vaivén semejante al de la partícula incitadora. La partícula en sí no viaja en la dirección del movimiento ondulatorio, sino que sólo vibra y vuelve a su posición original.

Las ondas de sonido se mueven muy rápido y generalmente no producen cambios visibles en un medio, por eso son difíciles de visualizar. Por consiguiente se recurre a menudo a los ejemplos como las ondas que se forman en el agua al golpearla un objeto (fig. 4a) para ilustrar las propiedades de movimiento de la onda. Una onda puede ser producida dejando caer un objeto en un estanque en reposo. La onda se extiende hacia afuera a una velocidad determinada por la superficie del agua y por su densidad. Las olas hechas por personas en el estadio en un partido de fútbol, viajan alrededor del estadio a una velocidad que depende del entusiasmo de la muchedumbre.

Típicamente la velocidad de sonido en aire es aproximadamente 330 m/s (fig. 4b), o un poco más de 1000 ft/s.

Figura 4. Efecto de ondas en agua y velocidad del sonido en el aire



Fuente: James A. Zagzebsdi. *Essentials of Ultrasound Physics* Pág. 3

Una onda lleva energía a través de un medio sin alteración real de las moléculas y partículas del medio. Después de los movimientos de la onda a través del medio, las partículas vuelven a sus posiciones normales. Un ejemplo familiar útil para ilustrar esto es que es cuando un objeto flotante pequeño es golpeado por olas en agua. El movimiento de la ola lleva el objeto de arriba a en el sentido de la ola. Sin embargo, al paso de la ola el objeto continúa la marcha como lo hacía antes de ser golpeado por la ola.

Existen varios tipos de ondas, pero se pueden clasificar en dos categorías generales: ondas mecánicas y ondas electromagnéticas. El sonido es un ejemplo de una onda mecánica y requiere un medio molecular para la transmisión. Otros ejemplos de ondas mecánicas incluyen el la marea oceánica, las vibraciones de un cordón, y las ondas sísmicas. El segundo tipo las ondas electromagnéticas, incluye las ondas de radio, rayos X, y la luz. Las ondas electromagnéticas no requieren un medio molecular para la propagación. De hecho, ellos viajan a través del vacío de espacio exterior.

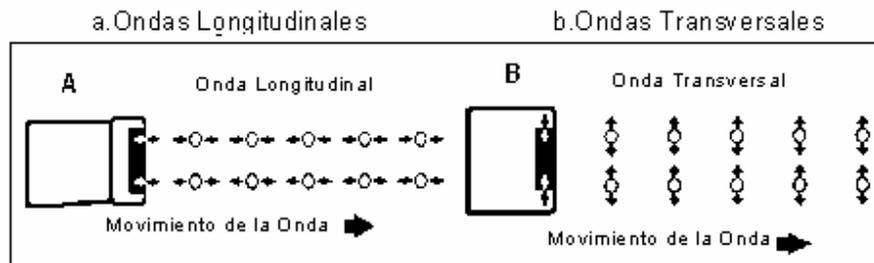
Las ondas electromagnéticas tienen velocidades de propagación mucho más altas que las ondas mecánicas.

1.1.4 Ondas longitudinales contra ondas transversales

Las ondas de sonido que viajan a través del tejido son ondas longitudinales. En la figura 5a, una fuente de sonido actúa como un pistón, vibrando de un lado a otro. La onda viaja lejos de la fuente más o menos paralela a la dirección de la vibración de las partículas. Otros tipos de ondas mecánicas son posibles en algunos medios. Por ejemplo, pueden transmitirse vibraciones transversales a través de materiales sólidos como las mostradas en la figura 5b.

Éstos son caracterizados a través de vibraciones perpendiculares de la partícula en la dirección de propagación. Las ondas transversales pueden propagarse fácilmente a través de algunos materiales sólidos, como acero y o los huesos. Sin embargo, las ondas transversales no viajan eficazmente a través del tejido blando. Sólo las ondas longitudinales son importantes en el despliegue de imágenes por diagnóstico ultrasónico.

Figura 5. Ondas longitudinales y transversales



Fuente: James A. Zagzebsdi. *Essentials of Ultrasound Physics* Pág. 3

1.2 Ultrasonido

Las ondas del sonido cuya frecuencia es mayor que 20 Kilohertz son llamadas ultrasónicas. El diagnóstico por ultrasonido involucra frecuencias en el rango de 1 a 20MHZ.

1.2.1 Definición

La frecuencia es el número de oscilaciones por segundo que hacen las partículas en el medio al vibrar desde su posición de reposo. La frecuencia es determinada por la fuente del sonido, es decir, por el número de oscilaciones por segundo que hace.

La unidad para la frecuencia es ciclos por segundo o hertzio (Hz). Normalmente se utilizan los múltiplos de 1Hz como sigue:

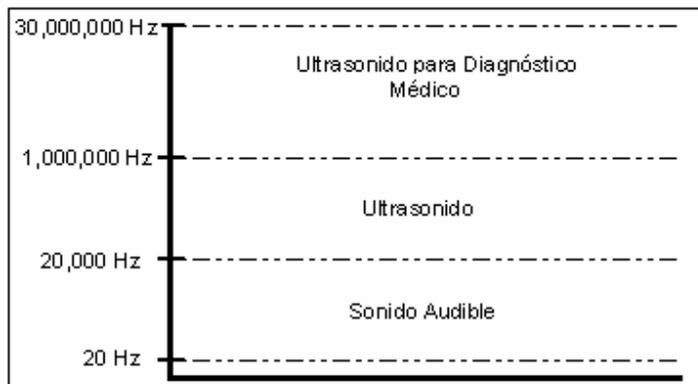
$$\begin{aligned} 1 \text{ ciclo/seg} &= 1\text{Hertz} = 1\text{Hz} \\ 1000 \text{ ciclos/seg} &= 1000\text{Hz} = 1\text{Kilohertz} = 1\text{KHz} \\ 1000000 \text{ ciclos/seg} &= 1,000,000\text{Hz} = 1\text{Megahertz} = 1\text{MHz} \end{aligned}$$

La mayoría de los humanos puede oír sonidos si tienen una frecuencia en el rango de 20Hz a aproximadamente 20 kHz. Este rango es llamado el rango de frecuencia audible.

Sonidos cuyas frecuencias sean mayores que 20KHz son llamados ultrasónicos. Las vibraciones mecánicas cuyas frecuencias están debajo del rango audible son llamadas infrasónicas. Ejemplos de transmisiones infrasónicas incluyen vibraciones introducidas por ductos aéreos, las olas del mar, y las ondas sísmicas.

Un esquema de la clasificación para las ondas acústicas según su frecuencia se muestra en figura 6.

Figura 6. Regiones del sonido



Así, un sonido no necesariamente debe ser audible de la misma forma que no todas las ondas luminosas son visibles (porciones infrarroja y ultravioleta del espectro).

El rango de frecuencia ultrasónico se usa extensivamente, en diferentes tipos de instrumentos y por animales. El diagnóstico ultrasónico involucra frecuencias principalmente en el rango de 1MHz a 20MHz .

1.2.2 Revisión histórica

Ciertos animales, como los murciélagos, delfines y algunas aves, ya dieron aplicaciones al eco ultrasonoro mucho antes de que lo hiciera el hombre (poco después de la Primera Guerra Mundial), de 1920 a 1945 se utilizó para medir profundidades y localizar submarinos y bancos de peces o algas.

Después de 1945 el eco ultrasonoro se utilizó ampliamente y se hicieron estudios de análisis no destructivos de materiales y en el diagnóstico médico.

El principio en que se basa este procedimiento es relativamente sencillo. Cuando se introduce una corriente eléctrica oscilante en un cristal piezoeléctrico, éste vibra y produce ondas ultrasónicas, y si se usa una corriente de mucha frecuencia y oscilante, el sonido generado rebasa los límites de la audición humana y pasa a la región de frecuencias del ultrasonido. Cada vez que un haz de esta energía cruza los límites o interfases entre dos estructuras o tejidos de densidad diferente, parte de ella se refleja fuera de la interfase, y los ecos son captados por el mismo cristal y ampliados como una señal eléctrica. Así es posible conocer gráficamente la profundidad o posición de una gran variedad de estructuras reflejantes, como se hace al trazar mapas del lecho de los océanos.

Tales ecos pueden verse inmediatamente para su interpretación en una pantalla osciloscópica, y aportan información para el diagnóstico médico. La primera publicación para usar ultrasonido para el diagnóstico médico apareció hasta 1942, cuando K.T. Dussik intentó usar ultrasonido transmitido a través del cráneo intacto al diagnosticar tumores del cerebro. El esfuerzo era, sin embargo, infructuoso. En 1949, G.D. Ludwig y F.W. el autor de Struthers la primera publicación en el uso del pulso (la técnica de eco para imaginología de diagnóstico médico).

Emitiendo el rayo ultrasónico como pulsos cortos en el cuerpo humano, el mismo cristal piezoeléctrico podría actuar como transmisor y “receptor” del ultrasonido, la duración y proporción de la repetición de los pulsos emitidos eran tales que se recibieran ecos pertinentes de un pulso antes de la emisión del próximo uno.

Al año siguiente, los mismos investigadores demostraron que ocurrían vibraciones en un cristal piezoeléctrico sometido a un potencial eléctrico oscilante, lo que representa el efecto piezoeléctrico inverso. Tales vibraciones mecánicas se transmitían al medio vecino en la forma de ondas, y por tener una frecuencia superior a 20KHz, excedían el límite audible, por lo que se les llamó ultrasonoras. Así un cristal piezoeléctrico puede actuar como generador y receptor de ondas ultrasonoras.

El descubrimiento hecho por los hermanos Curie de la doble propiedad de cristales piezoeléctricos, tales como el cuarzo, sales de Rochela o titanato de bario, constituye la base del ultrasonido de alta frecuencia usado en diagnóstico.

Sin embargo, quizá la primera mención corroborada del ultrasonido se deba a Gordon, quien en 1883 describió un dispositivo que podría considerarse precursor de los generadores de chorro utilizados en la industria. Hasta 1952, el empleo del ultrasonido en el diagnóstico clínico, se había limitado a la ecografía unidimensional, es decir, los métodos de transmisión y de ecos pulsátiles, que podrían compararse con la biopsia con agujas. Empleando un cristal pivote de 15MHz montado en una cámara acuática encerrada en una membrana de caucho, Wild y Reid, moviendo en línea recta el dispositivo de sondeo, en sentido perpendicular al haz de emersión, produjeron el primer ecograma bidimensional.

Con este método estudiaron muchos tumores palpables de los senos y pudieron diagnosticar en el preoperatorio 26 de 27 cánceres y 43 de 50 tumores benignos, confirmados por el diagnóstico histopatológico. Otra técnica ultrasonográfica de investigación que surgió en los últimos años se basa en el principio de Doppler. Al transmitir y recibir el ultrasonido, con base en el efecto Doppler, el instrumento detecta el movimiento de los órganos y la sangre dentro del cuerpo.

El transductor contiene un cristal transmisor y receptor y se coloca contra el tórax o el abdomen. De este modo, se transmite en forma continua en un haz de ultrasonido de baja intensidad, parte del cual se refleja en las estructuras internas.

El ultrasonido que se recibe de estructuras estáticas tiene la misma frecuencia que el sonido transmitido y no se escucha, el que emiten los órganos o la sangre en movimiento tiene una “desviación” mínima de frecuencias con relación con el sonido transmitido, diferencia que se transforma en una señal audible. Por ejemplo, en el útero ocupado por el feto se identifican algunos sonidos Doppler característicos de importancia clínica, el mejor escuchado es el latido fetal. Generado por el paso de sangre por arterias del nonato.

Según la estructura a la cual se oriente el haz ultrasonoro. También se identifica un sonido placentario bien definido, que se utiliza para localizar la placenta.

Con base en los cinco adelantos principales en el ultrasonido aplicado al diagnóstico, a saber, el efecto piezoeléctrico, el método de transmisión, el de ecos pulsátiles, las técnicas de exploración por barrido y las de Doppler, se han creado muy diversas técnicas de uso en medicina. El diagnóstico por ultrasonidos es una técnica inocua, indolora, segura y sin riesgos.

Los niveles de potencia promedio utilizados en este tipo de reconocimientos (análisis) son muy bajos, del orden de 0.01 a 0.04 W/cm². los exámenes con ultrasonido son totalmente cómodos para el paciente, de uso externo, repetibles cuantas veces se requiera, y no exponen el organismo a radiación ionizante, lo cual permite utilizarlos en situaciones en que es imposible recurrir a los rayos X.

1.2.3 La velocidad del sonido en tejidos

¿Qué determina la velocidad?

La velocidad de sonido en cualquier medio es determinada principalmente por las características de este [4]. (Hay pequeñas dependencias de otros factores, como la frecuencia ultrasónica, pero éstos son tan pequeños que generalmente pueden ignorarse.) Específicamente, para las ondas longitudinales en líquidos o tejidos del cuerpo, una expresión para la velocidad de sonido, c , es:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (1.1)$$

En esta ecuación B está que una propiedad del medio llamado el módulo de volumen. Es una medida de la tésura del material, es decir, la resistencia del material a ser comprimido. El símbolo ρ es la densidad, dada en gramos por centímetro cúbico (g/cm³) o en kilogramos por metro cúbico (Kg/m³).

La ecuación (1.1) dice que la velocidad de sonido en un medio depende tanto de lo "tieso" del medio como de su densidad.

La velocidad del sonido en tejidos biológicos es un parámetro importante en las aplicaciones de despliegue de imágenes. En la tabla I se dan valores que han sido medidos en diferentes tejidos humanos.

Tabla I. Velocidad del sonido en tejidos

Tejido	Velocidad del Sonido (m/s)
Pulmonar	600
Grasoso	1460
Humor Acuoso	1510
De Hígado	1555
Sangre	1560
De Riñon	1565
Muscular	1600
Ocular	1620
Huesos	4080

La velocidad del sonido más baja mostrada es que para el tejido pulmonar; el bajo valor es debido a los alvéolos llenos de aire que existen en este tejido. La mayoría de los tejidos que nos interesan (es decir, aquellos a través de los cuales el sonido puede propagarse prontamente en el rango de frecuencia de Megahertz), tienen valores de velocidad del sonido cercanos a 1500 o 1600 m/s. El tejido grasoso está en el extremo bajo del rango para el tejido suave y el tejido muscular en el extremo alto.

Las velocidades del sonido medidas en huesos resultan en valores de dos a tres veces aquellas obtenidas en la mayoría de los tejidos blandos. La velocidad promedio del sonido en tejidos blandos (excluyendo el tejido pulmonar) es 1540 m/s, y el rango de medición de los circuitos en la mayoría los instrumentos de diagnóstico por ultrasonido se calibran utilizando esta base.

Una inspección más a fondo de la lista de tejidos biológicos mencionados anteriormente revela que la velocidad de la propagación en cada tejido blando de nuestro interés en diagnóstico ultrasónico está dentro de unos pocos puntos porcentuales fuera de 1540 m/s.

Las unidades apropiadas para la velocidad son metros por segundo (m/s) o centímetros por segundo (cm/s). La velocidad del sonido en algunos materiales no biológicos se da en la tabla II.

Tabla II. Velocidad del sonido en materiales no biológicos

Material	Velocidad del Sonido (m/s)
Aire	330
Agua	1480
Plomo	2400
Aluminio	6400

Los valores siguientes son designaciones equivalentes de la velocidad media del sonido en tejido blando (suave):

1540 m/s

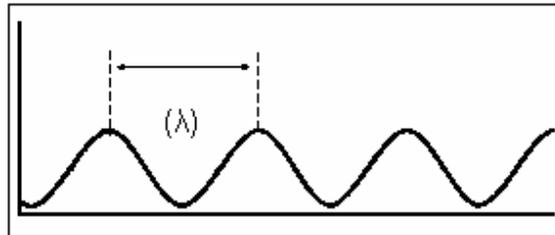
154,000 cm/s

1.54 mm/ μ s = 0.154 cm/ μ s

1.2.4 Longitud de onda

La longitud de onda es la distancia entre dos crestas, valles, o otros puntos correspondientes en la onda (fig. 7). Es la distancia que viaja la onda de sonido durante un ciclo completo de la misma. La longitud de onda normalmente es designada por el símbolo λ .

Figura 7. Longitud de onda



La longitud de onda acústica depende de la frecuencia, f , y de la velocidad del sonido en el medio, c . es mediante la siguiente relación:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1.2)$$

Así la longitud de onda simplemente es la velocidad de sonido dividida por la frecuencia ultrasónica. La relación importante para tener presente aquí es la relación inversa que existe entre la longitud de onda y la frecuencia del ultrasonido. Mientras más alta sea la frecuencia ultrasónica, más pequeña será la longitud de onda.

Hay una manera simple de calcular la longitud de onda en tejido blando, asumiendo que la velocidad de sonido es 1540 m/s.

Nombrando a la longitud de onda en tejido blando λ_{tb} . Si se expresa que la velocidad del sonido está dada en mm/ μ s y la frecuencia en MHz:

$$\lambda_{tb} = \frac{1.54mm}{f(MHz)} \quad (1.3)$$

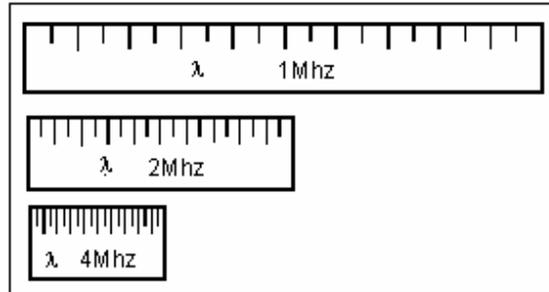
Esto significa que la longitud de onda (en milímetros), es igual a 1.54 dividido por la frecuencia (en Megahertz).

Los ultrasonógrafos, rutinariamente seleccionan la frecuencia del ultrasonido cuando ellos escogen un transductor. Cuando usted cambia frecuencias, la longitud de onda también cambia. Como la frecuencia se incrementa, la longitud de onda decrece.

Duplicando la frecuencia se divide por dos la longitud de la onda y si se divide por dos la frecuencia se duplica la longitud de onda, y así sucesivamente. La longitud de onda es importante en la física del ultrasonido porque se relaciona con los factores del despliegue de imágenes, tales como la resolución espacial.

Además, el tamaño físico de un objeto (ej., una superficie reflejada o la superficie del transductor) sólo es significativa cuando nosotros lo comparamos a la longitud de onda ultrasónica. Por ejemplo, un elemento en un transductor por arreglo, produce una emisión que se extiende hacia afuera si el elemento tiene un tamaño cercano al de la longitud de onda; un elemento en el transductor cuyas dimensiones son mucho más grandes que la longitud de onda produce una emisión bien definida y dirigida. Podría decirse entonces que la longitud de onda es nuestra "medida acústica".

Figura 8. Comparación frecuencia-longitud de onda



Los objetos son relativamente grandes o pequeños a la longitud de onda. En tejido blando, las longitudes de onda para el diagnóstico ultrasónico están en el orden de 1mm o menos, con longitudes de onda de 0.77mm para rayos de 2MHz y proporcionalmente más pequeñas para frecuencias más altas.

1.2.5 Principios físicos del ultrasonido

La Ultrasonografía (Ciencia que utiliza ultrasonido), está basada en el método de ecos pulsantes donde un transductor ultrasónico transmite pulsos breves de ultrasonido que se propaga dentro de los tejidos. Cada pulso viaja en un estrecho rayo de emisión ultrasónica, la forma por la cual se realiza está determinada por las dimensiones del transductor, la longitud de onda del ultrasonido y el grado mecánico o electrónico de enfoque. La velocidad de propagación (velocidad de sonido) de los pulsos del ultrasonido está determinada por la elasticidad y densidad del medio, y como anteriormente se mencionó, es casi constante en los tejidos suaves del cuerpo (aproximadamente 1 540 m/s).

Siempre que exista un cambio en impedancia acústica, alguno del ultrasonido se refleja o se dispersa de regreso al transductor en forma de ecos. La duración de cada pulso está en el orden de 1-2ms, y la frecuencia de repetición de pulso (PRF) es típicamente 1-5KHz .

Entre las transmisiones del pulso, es decir aproximadamente 99.7-99.9% del tiempo, el transductor sirve como un detector de los ecos. El intervalo de tiempo (t) de la transmisión del pulso a la recepción de un eco se usa para determinar la distancia del transductor-a-reflector o rango (r):

$$r = c \times \frac{t}{2} \quad (1.4)$$

En donde c es la velocidad de sonido (1 540 m/s). El factor 2 es incluido para considerar la distancia del viaje de ida y regreso, 2r.

Los ecos detectados pueden desplegarse en formatos unidimensionales como modo A o modo M, pero en radiología, el modo B de formato bidimensional se usa casi exclusivamente.

El transductor transmite el rayo de emisión ultrasónica que se barre a través de la región de interés por medios mecánicos o electrónicos. En un examen por arreglo electrónico el rayo del ultrasonido transmitido se dirige electrónicamente. Los ecos son detectados por el cristal piezoeléctrico del transductor, donde la deformación mecánica del cristal es convertida en señales electrónicas de radiofrecuencia (RF). Las señales electrónicas pasan por varios pasos de procesamiento: la preamplificación de las señales electrónicas en un rango más útil es regulado por el mando de ganancia usuario-ajustable.

La compensación de ganancia de tiempo TGC aumenta la amplificación de las señales electrónicas con tiempo de la transmisión del pulso, es decir la amplificación aumenta con la profundidad del reflector. La condensación se realiza para reducir el gran rango dinámico de las intensidades de las señales. Esto se hace para ajustar el rango pequeño de escala de grises del monitor.

La rectificación y detección de envoltura transforman la señal electrónica sinusoidal en un formato más sencillo para la conversión análogo-a-digital (ADC). El rechazo involucra la separación de señales de baja amplitud, incluido el ruido, y el proceso final de la señal se genera en el convertidor digital. Aquí, la señal es digitalizada por el ADC, y entonces guardada en la memoria del conversor, donde una imagen se construye a y se retiene durante el examen.

La posición vertical de las señales en la memoria de la imagen es determinada por los tiempos de retorno de eco, y las posiciones horizontales por la posición del eje del rayo emisor, cuando los ecos fueron descubiertos.

El rendimiento de la memoria de la imagen se genera a través de un conversor digital-a-análogo (DAC) y finalmente a un monitor donde la imagen del B-modo se despliega.

Para definir los conceptos importantes de frecuencia, es necesario revisar el concepto de onda sinusoidal. La frecuencia del seno se denomina F : el período de la onda sinusoidal se define como el menor intervalo en el cual la onda se repite. El período de este ejemplo es igual a 0.5 s. La frecuencia de esta onda se define como el recíproco del período, o $1/T$. En nuestro ejemplo, la frecuencia es la unidad (1) dividida entre 0.5 s es decir 2Hz.

Las ondas longitudinales se transmiten en líquidos, sólidos y gases, y dado que su propagación depende de compresiones y rarefacciones alternantes del medio, sólo viajarán en un medio elástico. A estas ondas se les llama compresivas o elásticas. En resumen, cualquier onda sonora, audible o no, es producida por el movimiento mecánico real del medio en el que se propaga. La velocidad de la onda sonora V_w es un parámetro totalmente distinto de la velocidad de la partícula V_p y depende de la densidad y elasticidad del medio en el cual viaja, y también del tipo de onda (longitudinal o transversal).

Cabría considerar al tejido de los mamíferos básicamente un líquido, por lo que la componente transversal de cualquier onda sonora que se propague en él es insignificante en comparación con la componente longitudinal. Por tanto, prácticamente, en relación con los tejidos del ser humano se consideran sólo las ondas longitudinales. La velocidad de la onda V_w de la onda longitudinal depende de las densidades del contenido elástico del líquido en el cual viaja, y se expresa por la ecuación 1.5

$$V_w = \frac{1}{\rho \times B} \quad (1.5)$$

donde ρ es la densidad del líquido y B es la compresividad total del líquido.

En los textos especializados se han informado las cifras siguientes para la velocidad del sonido en tejidos humanos: músculo refrigerado 1,568m/s; tejido hepático refrigerado 1,570m/s; tejido graso: 1, 476m/s. Así, la velocidad promedio de las ondas longitudinales en tejidos humanos, a la temperatura corporal, es de 1,540m/s y la velocidad del sonido en el cráneo del ser humano, a la temperatura corporal, es de 3,360 m/s.

La velocidad es independiente de la frecuencia de la onda sonora. Sin embargo, la frecuencia F , la velocidad V_w y la longitud de la onda λ de una determinada onda sonora guardan la interrelación mostrada en la ecuación 1.6.

$$F = V_w \times \lambda \quad (1.6)$$

Esto significa que la velocidad del sonido en el tejido humano a la temperatura corporal es bastante constante a 1,540m/s, sin importar si la frecuencia es de 200 o 2×10^6 Hz.

Sin embargo, la longitud de la onda λ diferirá considerablemente de : λ de 7.7m a 200Hz y λ de 0.77mm a 2MHz. En resumen, cuanto mayor sea la frecuencia de una onda sonora, menor será su longitud de onda, y viceversa.

La impedancia característica R es igual al producto de la densidad ρ multiplicado por la velocidad de la onda V_w .

La resistencia acústica es el parámetro relacionado con la disipación de la energía sonora o acústica: es de gran utilidad al cuantificar algunas características físicas de las ondas ultrasónicas.

La intensidad de una onda sonora (I) se mide en términos de la cantidad de energía que para cada segundo por 1cm^2 de área perpendicular a la dirección de la propagación del sonido. La intensidad acústica I se expresa como sigue:

$$I \equiv \frac{\rho V_w V_p^2}{2} \quad (1.7)$$

Donde

ρV_w = impedancia acústica

V_p = velocidad de la partícula

V_w = velocidad de la onda

ρ = densidad del medio

El nivel promedio de intensidad acústica utilizado en procedimientos de Ultrasonografía diagnóstica es de $0.04\text{W}/\text{cm}^2$. Se utilizan intensidades de 1 a $3\text{W}/\text{cm}^2$ para fisioterapia a base de ultrasonido. Las aplicaciones quirúrgicas para la destrucción de tejidos o la soldadura de una retina desprendida requieren intensidades de hasta $1\ 500\text{W}/\text{cm}^2$.

Cuando una onda sonora choca con una interfase entre dos medios de diferente impedancia o resistencia acústica característica, la onda se refleja en parte y es transmitida en parte por el segundo medio.

Si la onda choca con la interfase en sentido perpendicular, el coeficiente de reflexión K , que representa una constante de proporcionalidad, se dá por la siguiente ecuación.

$$K \equiv \frac{\rho_1 V_{w1} - \rho_2 V_{w2}}{\rho_1 V_{w1} + \rho_2 V_{w2}} \quad (1.8)$$

Donde

ρ_1 = densidad del medio 1

ρ_2 = densidad del medio 2

V_{w1} = velocidad de onda del sonido en el medio 1

V_{w2} = velocidad de onda del sonido en el medio 2

La porción reflejada de la onda sonora recibe el nombre de eco y cuanto mayor sea la diferencia de resistencia acústica en los dos medios, mayor será el coeficiente de reflexión, con lo cual aumenta el tamaño o amplitud del eco. Con una incidencia normal se refleja la mayor cantidad de energía sonora o el eco de mayor tamaño.

Cuando una onda sonora choca con la interfase entre dos medios, en dirección oblicua, la reflexión y refracción características del sonido se rigen por la ley de Snell. Al atravesar la onda la interfase entre dos medios con distinta impedancia acústica. Se producen una reflexión y una refracción.

Es posible que la onda sonora que llega a una interfase en un medio no sea reflejada en absoluto. El físico francés Fresnel demostró en 1818 que el hecho de que una onda fuera reflejada o no dependía del tamaño comparativo de la longitud de onda λ y del obstáculo.

Cuando el tamaño del obstáculo es igual o menor que la longitud de onda, no hay reflexión, sino que el haz se desvía y rodea el obstáculo, fenómeno físico llamado difracción. Si el obstáculo es considerablemente mayor que la longitud de onda, ésta se refleja, lo cual significa que con una longitud de onda de 0.5mm del haz ultrasonoro incidente, cualquier obstáculo en los tejidos mayor de unos 2mm generará reflexiones detectables o ecos.

Conforme una onda sonora pasa por un medio homogéneo, su intensidad disminuye progresivamente como resultado de la absorción, que suele ser causada por la viscosidad o fricción interna del medio, y también por la conducción térmica. El coeficiente de absorción es proporcional al cuadrado de la frecuencia. Sin embargo, en experimentos se ha demostrado que, en lo referente a tejidos blandos. Dicho coeficiente es directamente proporcional a la frecuencia y quizá dependa de la naturaleza compleja de las proteínas tisulares. Se ha demostrado que el 80% de la absorción que ocurre en los tejidos se debe a las proteínas presentes en ellos.

1 SISTEMAS DE ULTRASONIDO DOPPLER

En este capítulo se dará a conocer detalladamente cómo se emplea el principio de Doppler en ultrasonido, se comenzará por las físicas y descripción matemática del principio Doppler. Luego se hará una introducción a los sistemas Doppler aplicados a la medicina para finalizar con la descripción de los sistemas Doppler de onda continua, y se abordará con suma importancia el tema de la discriminación de la dirección de flujo de estos sistemas, debido a que a partir de la demodulación en cuadratura de la señal Doppler se inicia la aplicación de la técnica de separación de la dirección que se presenta en este trabajo y que constituye la parte más importante del mismo.

2.1 Físicas del ultrasonido Doppler

La frecuencia de Doppler es la diferencia entre la frecuencia de la emisión incidente del ultrasonido y los ecos recibidos. Con equipo de ultrasonido Doppler, se transmiten y se reciben frecuencias del rango de megahertz (MHz) por el transductor; Las frecuencias Doppler, Sin embargo, normalmente están en el rango de frecuencias audibles.

El efecto Doppler se usa en ultrasonido médico para cuantificar y crear imágenes del flujo de sangre y para descubrir el movimiento del corazón fetal. Un modo Doppler normalmente está presente en la actualidad en los instrumentos de ultrasonido de multimodalidad.

2.1.1 El principio de Doppler

Siempre que hay un movimiento relativo entre una fuente de sonido y un oyente, la frecuencia escuchada por el oyente difiere de la producida por la fuente. La frecuencia percibida o es mayor o menor de la transmitida por la fuente y depende si estos se están acercando o alejando. Este cambio entre la frecuencia percibida y la frecuencia transmitida se llama cambio Doppler. En general, un cambio Doppler puede ocurrir para una fuente en movimiento y un oyente estacionario, o para un oyente en movimiento y una fuente estacionaria, o para fuente y oyente en movimiento.

La mayoría de personas está familiarizada con el efecto Doppler que ocurre cuando un automóvil pasa cerca de un espectador. Si la bocina suena continuamente, su frecuencia parece caer abruptamente conforme el auto pasa. Mientras el vehículo se acerca al oyente, el cambio Doppler resulta en la percepción de que la frecuencia de la bocina se hace más alta que la transmitida actualmente. De manera semejante, la frecuencia percibida es más baja que la transmitida cuando el vehículo se aleja.

Otra manera de experimentar un cambio Doppler es siendo un oyente viajando hacia una fuente sonora estacionaria o alejándose de ella. Un oyente que se mueve hacia una fuente sonora estacionaria escucha una frecuencia más alta, mientras que un oyente que se aleja escucha una frecuencia más baja que la frecuencia transmitida.

2.1.2 La ecuación de Doppler

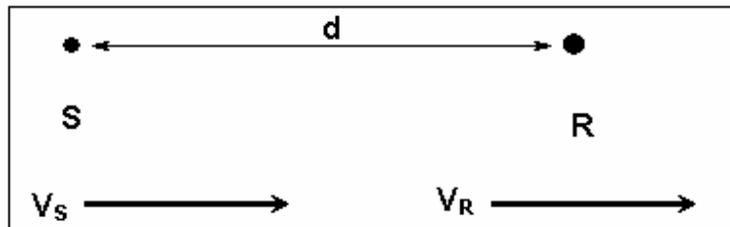
La base de la Ultrasonografía Doppler es el hecho de que las ondas ultrasónicas esparcidas y reflejadas en una interfaz en movimiento sufrirán un cambio de frecuencia.

En general la magnitud y la dirección de este cambio proporcionarán información con respecto al movimiento de esta interfaz. Para apreciar este hecho muy general es necesario considerar la relación entre la frecuencia, f_S , de ondas producidas por una fuente en movimiento, y la frecuencia, f_R , de las ondas recibidas por un receptor en movimiento.

Para simplicidad se puede asumir que la fuente y receptor están siguiendo la misma línea. El argumento que sigue, se generalizará a tres dimensiones si la velocidad de la onda es isotrópica y la fuente produce ondas esféricas.

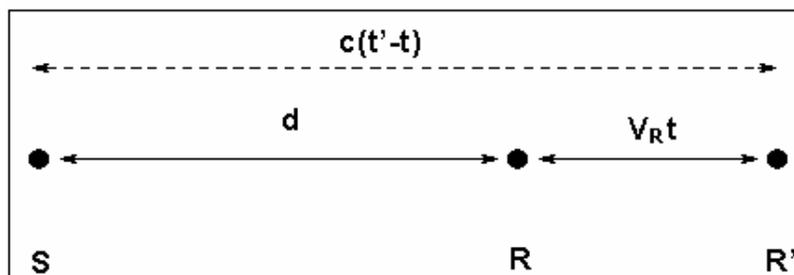
En $t=0$, dejando la fuente, S, y el receptor, R, separados por una distancia d

Figura 9. Fuente y receptor separados por distancia “d”



En $t = 0$ dejando a S emitir una onda que localiza más tarde a R en un momento t

Figura 10. Onda viajando a velocidad c



En este tiempo t el receptor se habrá movido una distancia $v_R t$ y la onda, propagada con una velocidad c habrá viajado una distancia ct .

Así,

$$ct = d + v_R t$$

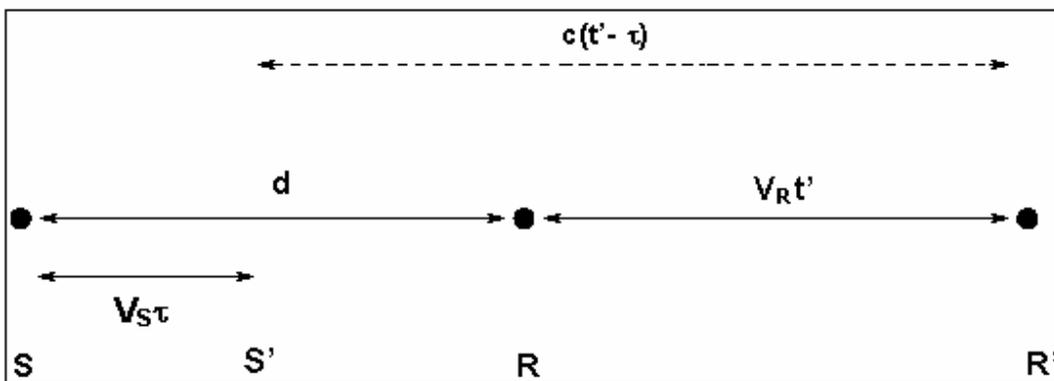
ó

$$t = \frac{d}{c - v_R} \quad (2.1)$$

Ahora a un tiempo τ , la fuente se habrá movido una distancia $v_S \tau$. Dejando a la onda emitida a ese instante sea recibida a un tiempo t' por R.

En este tiempo R debería haber viajado una distancia total de $v_R t'$, y así

Figura 11. Onda recibida en un tiempo t'



Así para el receptor el intervalo entre las ondas ha sido

$$\tau' = t' - t = \frac{c - v_S}{c - v_R} \tau \quad (2.2)$$

Considerando que para la fuente el intervalo entre las ondas ha sido τ . Ahora el número de ondas emitido en τ por la fuente debe ser igual al número de ondas recibidas por el receptor en τ' es decir,

$$f_R \tau' = f_S \tau \quad (2.3)$$

Así

$$f_R = \frac{c - v_R}{c - v_S} f_S \quad (2.4)$$

Para $v_S, v_R \ll c$ se puede desarrollar la aproximación siguiente,

$$\begin{aligned} f_R &= \frac{1 - v_R/c}{1 - v_S/c} f_S \\ &= \left(1 - \frac{v_R}{c}\right) \left(1 - \frac{v_S}{c}\right)^{-1} \end{aligned} \quad (2.5)$$

El último término en el lado derecho puede ser extendido usando la expansión binomial

$$(1+x)^n = 1 + nx + \frac{n(n-1)}{2!} X^2 \dots$$

así para $x \ll 1$, los términos de más alto orden resultan ser sin importancia y así

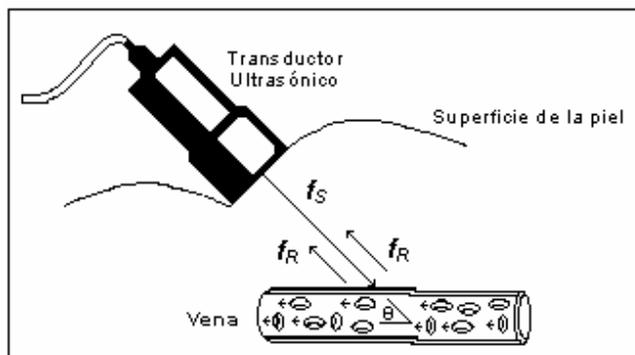
$$\begin{aligned}
 f_R &\approx \left(1 - \frac{v_R}{c}\right) \left(1 - \frac{v_S}{c}\right) \\
 &= \left(1 - \frac{v_{RS}}{c}\right) f_S
 \end{aligned}
 \tag{2.6}$$

donde $v_{RS} = v_R - v_S$ es la velocidad relativa del receptor a la fuente. Así el cambio Doppler es

$$f_R - f_S = f_D = -\frac{v_{RS}}{c} f_S
 \tag{2.7}$$

Así la frecuencia medida por un receptor que se marcha de una fuente será menor que la frecuencia medida en la fuente, considerando que la frecuencia medida por un receptor que se mueve hacia la fuente será mayor que la frecuencia medida en la fuente. Normalmente se usa equipo de ultrasonido Doppler para detectar y evaluar el flujo de sangre en arterias y venas. Un arreglo típico se muestra en la figura 12.

Figura 12. Arreglo para la detección de señales Doppler



Fuente: James A. Zagzebsdi. *Essentials of Ultrasound Physics* Pág. 3

El transductor ultrasónico se pone en contacto con la superficie externa de la piel y el rayo ultrasónico dirigido hacia la vena.

El rayo está en un ángulo θ con respecto al eje de la vena. Los glóbulos rojos que fluyen en el vaso reflejan las ondas del ultrasonido y producen ecos. En la mayoría de los instrumentos los ecos son detectados por el mismo transductor que produce el rayo incidente. Debido a que el área de reflexión está en movimiento, la frecuencia de los ecos de retorno sufre cambio Doppler. La frecuencia de Doppler se da por la ecuación siguiente.

$$f_D = -\frac{2f_R v \cos\theta}{c} \quad (2.8)$$

Donde

f_o	es la frecuencia del ultrasonido transmitido
v	es la velocidad del reflector
c	es la velocidad del sonido, y
$\cos\theta$	es el coseno del ángulo entre el rayo transmitido y la ubicación del reflector

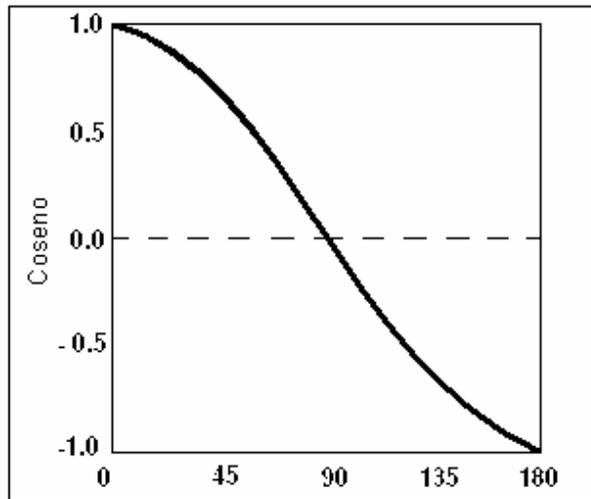
2.1.3 El ángulo Doppler

El ángulo θ en figura 12, se llama ángulo Doppler. Con equipo de ultrasonido Doppler, la frecuencia de Doppler detectada no sólo es proporcional a la velocidad del reflector sino también al coseno de ángulo de Doppler. Mirando detenidamente la figura 2.4, un ángulo Doppler de 0° corresponde a que los reflectores se mueven directamente hacia el transductor, mientras un ángulo de 180° significa que los reflectores están alejándose del transductor.

Si el ángulo de Doppler es 90° , los reflectores están moviéndose perpendicularmente al rayo ultrasónico

La función del coseno se traza en figura 13 para los ángulos de 0 a 180 grados. Varía de 1 para un ángulo 0° , a 0 para un ángulo de 90° , a -1 para un ángulo de 180° .

Figura 13 La función coseno para ángulos de 0 a 180°



Un ejemplo textual para visualizar el efecto de ángulo Doppler en la frecuencia Doppler por una velocidad del reflector dada, podría ser el siguiente: el ejemplo asume que los reflectores están moviéndose a una velocidad de 1 m/s y que la frecuencia del ultrasonido es 5 MHz. Frecuencias Doppler para los diferentes ángulos Doppler determinados por la ubicación del transductor, son presentadas.

Para un ángulo Doppler de 0 grados, la frecuencia Doppler señalada es 6.49 kHz, o si redondeamos, 6.5 kHz. Esta frecuencia se detectaría si fuera posible "interrogar" el flujo a un ángulo de 0° .

Para otros ángulos, la frecuencia Doppler es más baja. Aplicando el término coseno Θ para los ángulos ilustrados, vemos que la frecuencia Doppler disminuye a 5.6 kHz para un ángulo de 30° y a 3.3 kHz para un ángulo de 60° . Finalmente, a 90 grados, cuando el rayo ultrasónico emitido es perpendicular a la dirección del reflector, la frecuencia detectada es 0 Hz. En este ángulo no existe cambio Doppler.

Si el ángulo del rayo incidente es mayor que 90° respecto al flujo, el coseno del ángulo es negativo. Esto corresponde al caso en que el flujo se dirija lejos del transductor; la frecuencia de los ecos provenientes de los reflectores en movimiento es ahora más baja que la frecuencia transmitida f_0 . La mayoría de equipos detecta la magnitud de la frecuencia de Doppler, para que la señal Doppler parezca igual a las señales del flujo dirigiéndose hacia el transductor.

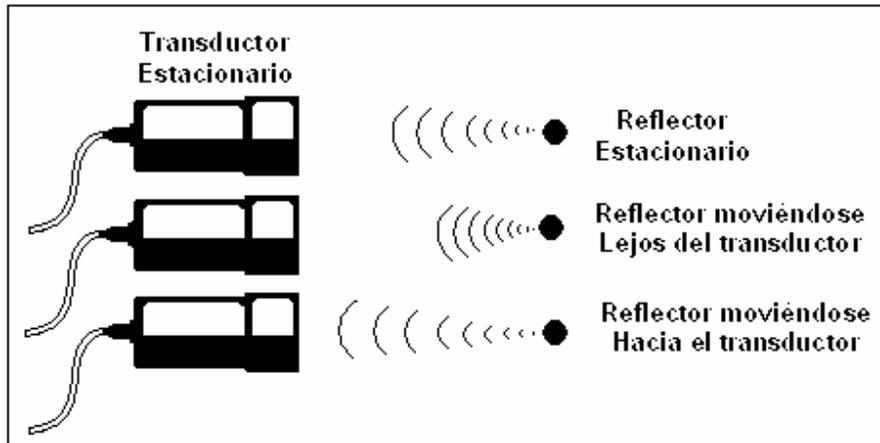
Los instrumentos Doppler "direccionales" detectan si la frecuencia recibida es mayor o menor que la frecuencia transmitida y, despliega si el flujo se dirige hacia o lejos del transductor.

2.2 Sistemas Doppler ultrasónicos en medicina

En ultrasonido para diagnóstico médico se tienen cambios Doppler cuando las señales de eco son recogidas de reflectores en movimiento. En la figura 14 un transductor estacionario está enviando ondas ultrasónicas hacia la derecha, y recibiendo ecos de un reflector. El patrón de eco surgiendo del reflector varía y depende si el reflector es estacionario o se encuentra en movimiento.

Se reciben frecuencias ligeramente más altas de un reflector que mueve hacia el transductor que de un reflector estacionario, mientras el opuesto es verdad para un reflector que se marcha del transductor.

Figura 14. Cambio Doppler en ultrasonido médico



Fuente: James A. Zagzebski. Essentials of Ultrasound Physics Pág. 89

El efecto Doppler es actualmente manifestado dos veces en la producción de un eco proveniente de un reflector en movimiento. Primero el reflector juega el papel de un "oyente" en movimiento cuando viaja hacia o lejos del transductor ultrasónico. En las ondas ultrasónicas que el reflector encuentra sufren así inicialmente un cambio Doppler. El reflector seguidamente actúa como una "fuente" en movimiento cuando envía los ecos atrás de vuelta al transductor. Esto produce un cambio adicional en la frecuencia de las ondas comparada con la frecuencia transmitida. La frecuencia de Doppler es la diferencia entre la frecuencia del rayo ultrasónico incidente y la de los ecos recibidos. Supongamos que los reflectores se están moviendo a una velocidad de 1m/s hacia el transductor, como en figura 14.

Si la frecuencia de la rayo ultrasónico incidente es 5 MHz [5,000,000 Hz], las ondas reflejadas tendrán una frecuencia de 5,006,490 Hz, sólo una diminuta cantidad más alta que la del rayo incidente. El cambio Doppler en la frecuencia en este caso es 6490 Hz, o 6.49 kHz. Esto está en el rango de frecuencia audible.

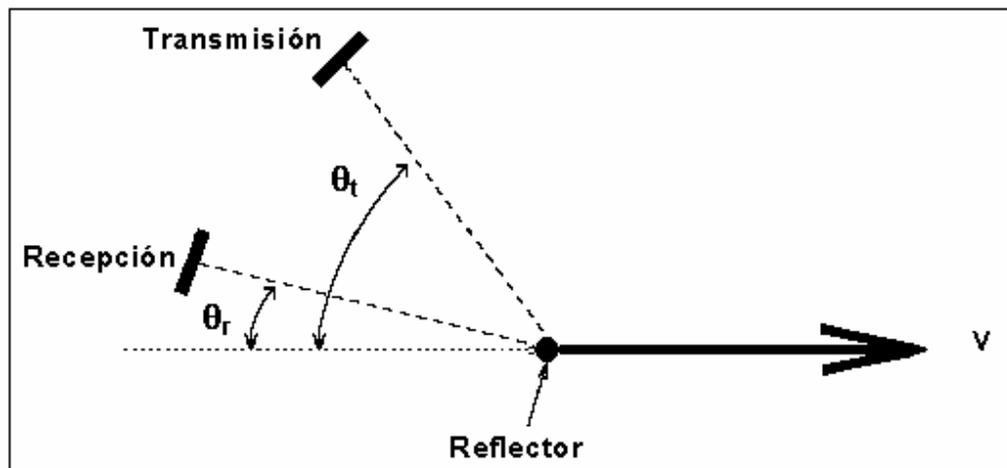
Con equipo de ultrasonido Doppler, se transmiten y se detectan frecuencias del rango de MHz por el transductor; sin embargo, las frecuencias de Doppler normalmente están en el rango de frecuencia audible.

2.3 Sistemas Doppler de onda continua (CW)

Los instrumentos Doppler de onda continua (CW por sus siglas en inglés) son los más simples y a menudo los dispositivos Doppler de menor costo disponible.

En el campo de ultrasonido Doppler de onda continua la fuente y el receptor son estacionarios. Además el transductor transmisor y el receptor pueden no estar en línea como se muestra en la figura 15 (debe recordarse que los sistemas modernos de ultrasonido Doppler utilizan un solo transductor para enviar y recibir las señales), dejando que θ_t sea el ángulo del rayo de transmisión a la dirección del movimiento y que θ_r sea el ángulo de la señal de recepción a la dirección de movimiento.

Figura 15. Ángulos con respecto al área de dispersión



Entonces la velocidad relativa del área de dispersión del reflector al transmisor será

$$v \cos(\theta_t) \quad (2.9)$$

y la velocidad relativa del área de dispersión del reflector al receptor será

$$v \cos(\theta_r) \quad (2.10)$$

El cambio Doppler originado por un reflector o un área de dispersión en movimiento, puede ser calculado asumiendo que

- El reflector / área de dispersión es un receptor que se aleja de la fuente con velocidad $v \cos(\theta_t)$.
- Que el receptor está alejándose del reflector / área de dispersión (fuente) con velocidad $v \cos(\theta_r)$

Esto es equivalente al receptor que se aleja de la fuente con una velocidad $v \cos(\theta_t) + v \cos(\theta_r)$ aunque el receptor y el transductor sean estacionarios.

Así de la ecuación 2 se tiene que

$$\begin{aligned} f_D &= -\frac{f_s v}{c} \{ \cos(\theta_t) + \cos(\theta_r) \} \\ &= -\frac{2f_s v}{c} \cos\left(\frac{\theta_r + \theta_t}{2}\right) \cos\left(\frac{\theta_r - \theta_t}{2}\right) \end{aligned} \quad (2.11)$$

para $\theta_t \approx \theta_r$ tenemos

$$f_D = -\frac{2f_S v}{c} \cos(\theta) \quad (2.12)$$

donde $v \cos \theta_t$ es la velocidad del reflector relativa al receptor / transmisor.

2.3.1 Operación básica

Esta sección describe los requerimientos para la instrumentación utilizada para detectar cambios Doppler en ultrasonido recibido. Si dejamos que la señal transmitida sea de la siguiente forma

$$x_t(t) = \xi_t \cos(\omega_s t) \quad (2.13)$$

y la señal correspondiente recibida por un reflector este dada como

$$x_r(t) = \xi_r \cos([\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) \quad (2.14)$$

donde

$$\omega_S = 2\pi f_S$$

$$\omega_R = 2\pi f_R$$

θ_1 es un término de fase dependiente de la distancia del reflector del transductor y los cambios de fase producidos dentro del receptor.

Multiplicando las señales de las ecuaciones 2.13 y 2.14 se obtiene

$$\begin{aligned}
 x_i(t)x_r(t) &= \xi_i \xi_r \cos(\omega_s t) \cos([\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) \\
 &= \frac{\xi_i \xi_r}{2} \cos(\omega_D t + \theta_1) + \cos([2\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) \quad (2.15)
 \end{aligned}$$

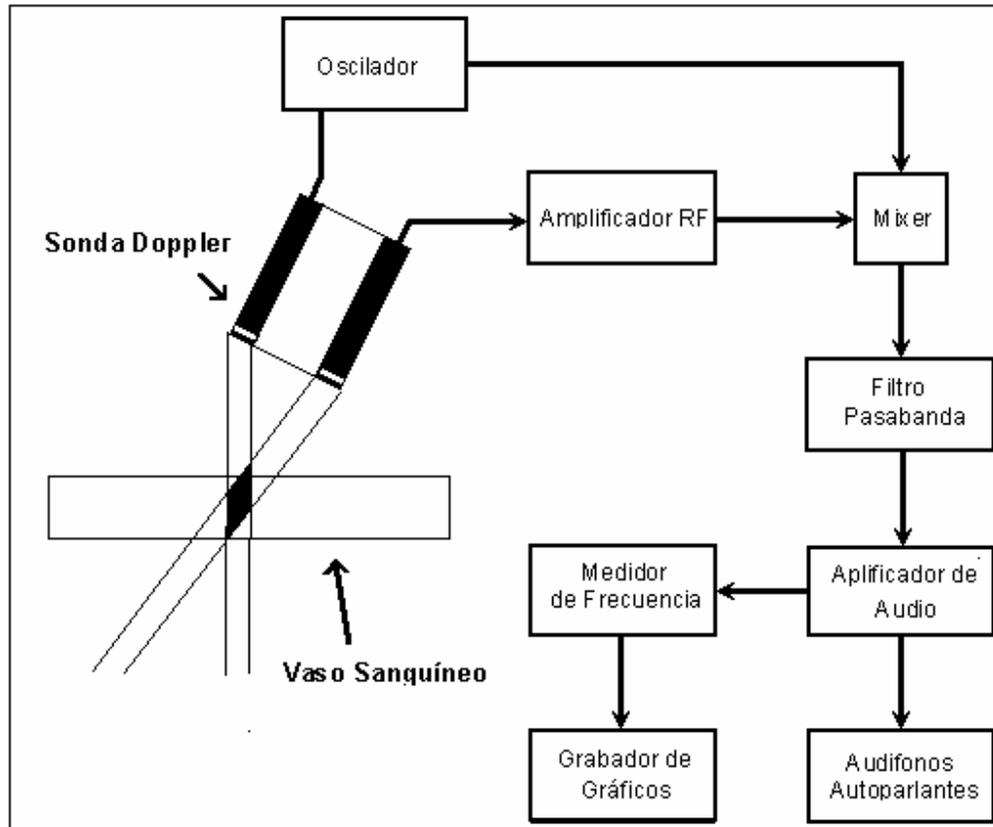
la señal resultante es entonces introducida a un filtro paso-bajo para quitar todos los términos $2f_s$ de la frecuencia de la fuente dejando la señal Doppler

$$x_D(t) = \frac{\xi_i \xi_r}{2} \cos(\omega_D t + \theta_1) \quad (2.16)$$

Sin embargo, un procesamiento exhaustivo de la señal análoga puede requerirse porque la señal recibida del ultrasonido también consiste de ultrasonido reflejado de amplitud mucho mayor ($\geq 40 - 50\text{dB}$ que la señal escaneada de regreso de un reflector en movimiento como la sangre). De esta manera el ultrasonido reflejado exhibe un cambio Doppler de baja frecuencia debido al movimiento de los tejidos reflejados como por ejemplo las arterias pulsando y al movimiento de la sonda (si es sostenida con la mano). Por esta razón alguna forma de filtro paso-alto puede requerirse para sobrellevar este problema.

En este procedimiento, será inevitable las pérdidas de señales Doppler de baja frecuencia por el lento movimiento de la sangre, lo cual puede ser de significancia clínica.

Figura 16. Instrumentación genérica Doppler de onda continua



2.3.2 Discriminación de la dirección de flujo

Los instrumentos Doppler descritos hasta ahora son incapaces de proporcionarnos cualquier información con respecto a la dirección de movimiento. En casos donde el ultrasonido Doppler se usa para evaluar el flujo de sangre, la dirección del flujo de sangre puede tener importancia en el diagnóstico. Por ejemplo, en venas con válvulas incompetentes o A-V malformaciones / fístulas. La información direccional puede conservarse de varias maneras.

Algunas maneras de conservar esta información son las siguientes:

- Filtrado de banda lateral
- Demodulación por compensación de la portadora
- Demodulación en fase / cuadratura

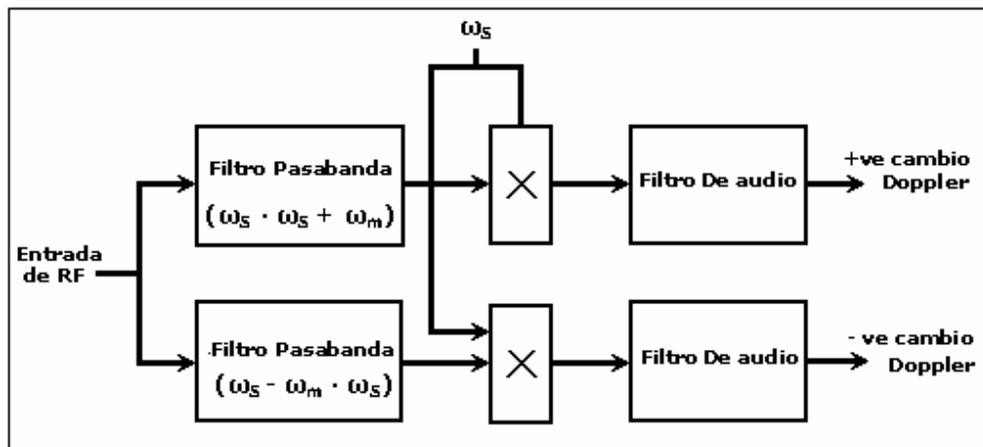
En las descripciones que siguen, debe recordarse que

- $\omega_D > 0$ implica que los componentes del vector de velocidad a lo largo del rayo emitido se dirigen hacia la sonda.
- $\omega_D < 0$ implica que los componentes del vector de velocidad a lo largo del rayo emitido se dirigen lejos de la sonda.

2.3.2.1 Filtrado de banda lateral

Este método probablemente es el más simple. Como se muestra en la figura 17 a señal de rf recibida es pasada por dos filtros, uno dejando pasar frecuencias por encima del rango $\omega_S < \omega < \omega_S + \omega_m$ y el otro dejando pasar frecuencias por encima del rango $\omega_S - \omega_m < \omega < \omega_S$.

Figura 17 Filtrado de banda lateral



2.3.2.2 Demodulación por desplazamiento de la portadora

En este método de determinar la dirección del flujo la señal recibida es multiplicada por una señal de referencia $\omega_1 + \omega_S$. Así como anteriormente la señal recibida está dada por

$$x_r(t) = \xi_r \cos([\omega_S + \omega_D]t + \theta_1) \quad (2.17)$$

a señal de referencia es dada por

$$x_1(t) = \xi_1 \cos([\omega_S + \omega_1]t) \quad (2.18)$$

multiplicando las dos señales tenemos

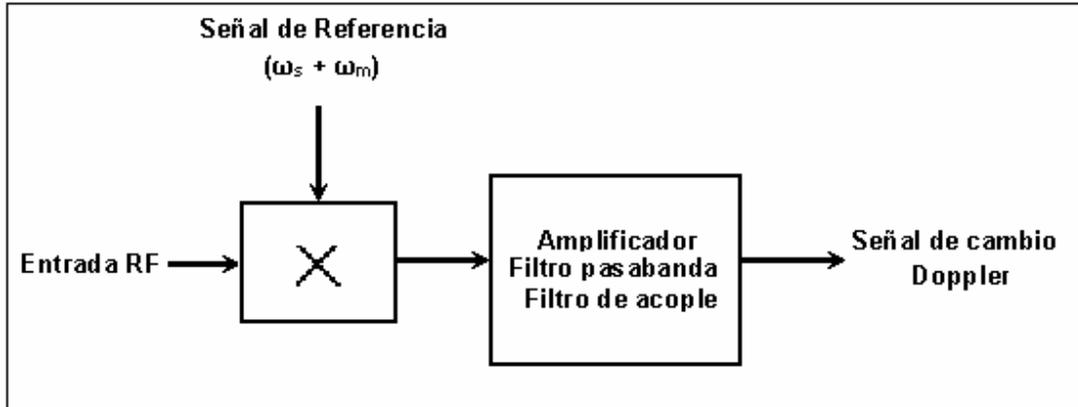
$$x_1(t)x_r(t) = \frac{\xi_1 \xi_r}{2} \{ \cos([\omega_1 + \omega_D]t + \theta_1) + \cos([2\omega_S + \omega_1 + \omega_D]t + \theta_1) \} \quad (2.19)$$

donde ω_1 es escogida tal que $\omega_1 \geq |\omega_{D,max}|$. Como anteriormente esta señal multiplicada es pasada por un filtro paso bajo para retirar el componente $> 2\omega_S$ componente. Así

$$\begin{array}{ll} \omega_1 + \omega_D > \omega_1 & \text{mayor cambio Doppler} \\ \omega_1 + \omega_D < \omega_1 & \text{menor cambio Doppler} \end{array}$$

Nótese que el filtro de rechazo del movimiento de tejidos es ahora un filtro de banda fija con una frecuencia central de ω_1 .

Figura 18. Demodulación por desplazamiento de la portadora



2.3.2.3 Demodulación en fase / cuadratura

La señal recibida es pasada por dos multiplicadores separados, uno, el de referencia de fase, multiplica la señal por

$$x_{ip}(t) = \xi_t \cos(\omega_s t) \tag{2.20}$$

si se considera que el segundo, con una referencia cambiada en fase por $+\pi/2$ multiplica la señal por

$$\begin{aligned} x_{ps}(t) &= \xi_t \cos(\omega_s t + \pi/2) \\ &= -\xi_t \sin(\omega_s t) \end{aligned} \tag{2.21}$$

La señal en fase, $D(t)$, es dada como

$$\begin{aligned} D(t) &= x_r(t)x_{ip}(t) \\ &= \frac{\xi_r \xi_t}{2} \{ \cos(\omega_D t + \theta_1) + \cos([2\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) \} \end{aligned} \tag{2.22}$$

y la señal en cuadratura, $Q(t)$, se da por

$$Q(t) = x_r(t)x_{ps}(t) = \frac{\xi_r \xi_t}{2} \{ \sin(\omega_D t + \theta_1) - \sin([2\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) \} \quad (2.23)$$

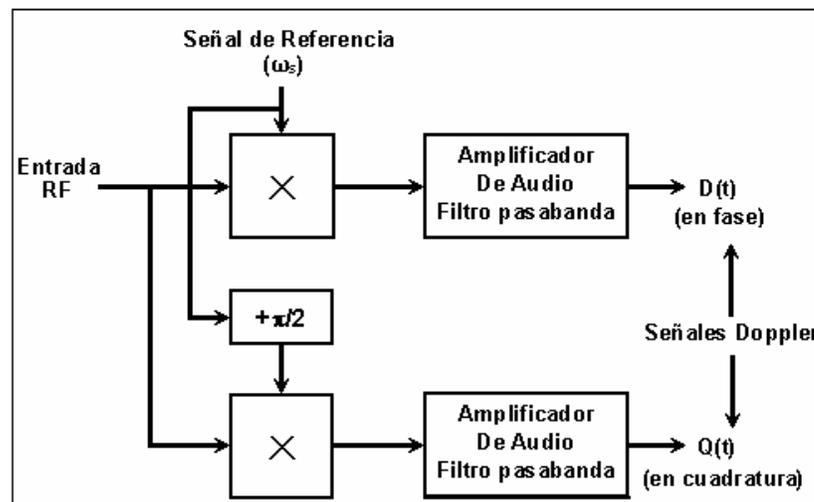
Ambas señales, $i(t)$ y $q(t)$ son pasadas por un filtro pasabanda y amplificadas como sigue para dar

$$D_f(t) = \cos(\omega_D t + \theta_1) \\ Q_f(t) = \sin(\omega_D t + \theta_1) \quad (2.24)$$

La dirección del cambio de Doppler, y de la dirección de flujo, son determinadas, notando la relación de la fase entre $D_f(t)$ y $Q_f(t)$,

- $\omega_D > 0$ entonces $Q_f(t)$ está retardada $\pi/2$ en fase con respecto a $D_f(t)$.
- $\omega_D < 0$ entonces $Q_f(t)$ está adelantada $\pi/2$ fase con respecto a $D_f(t)$.

Figura 19. Demodulación en fase / cuadratura



2.4 Detectores de flujo Doppler pulsado

Con instrumentos Doppler de onda continua, los reflectores que se encuentren en cualquier parte de la región que cubre el rayo del transductor, contribuyen a la señal Doppler.

Hay problemas asociados con la instrumentación Doppler convencional para onda continua (CW), particularmente cuando se utiliza como detector de flujo. El más importante es que CW es incapaz de proporcionar un rango de resolución.

En otras palabras CW no puede separar señales Doppler que provienen de dos puntos diferentes a lo largo del rayo de emisión del ultrasonido transmitido.

Así, si dos vasos de sangre intersecan el rayo ultrasónico, no es posible separar las velocidades en puntos diferentes a lo largo de este. El uso de Doppler pulsado puede superar este problema. El Doppler pulsado proporciona la capacidad de seleccionar señales Doppler de profundidades específicas. La región de la cual se seleccionan las señales es llamada el volumen de muestra. Cuando es combinada rayos Doppler guiados en escáneres dobles, el Doppler pulsado habilita la selección precisa de la profundidad y ángulo del volumen de la muestra. Las diferencias significativas entre CW Doppler y Doppler pulsado son:

- Que un solo transductor se usa para la transmisión y recepción y están en separadas en tiempo.
- El Doppler pulsado está a menudo incorporado como un paso en el procesamiento adicional de señales en ultrasonido de eco pulsante convencional (a menudo conocido como escanéo doble).
- Ráfagas periódicas de ultrasonido (ej. Unos cuantos ciclos) son usadas. En general Doppler pulsado es sólo sensible al flujo dentro del volumen de muestra.

El rango de resolución en Doppler pulsado es logrado transmitiendo un corto impulso de ultrasonido. A continuación de esto la señal recibida es mezclada con una versión retardada del impulso transmitido como una señal de referencia. El tiempo de transición del pulso transmitido hacia la región de interés y de regreso de esta, es igual a este retardo.

Entonces, el volumen de muestreo puede moverse a diferentes posiciones a lo largo del rayo ultrasónico, alterando este retardo. Las implicaciones de esto están claras: El flujo a diferentes profundidades o puntos, dentro de una vena puede ser monitoreado selectivamente.

La anchura del volumen de muestreo será proporcional a la anchura del rayo ultrasónico transmitido, considerando que la longitud de este volumen de muestreo será proporcional a la duración del impulso de ultrasonido transmitido.

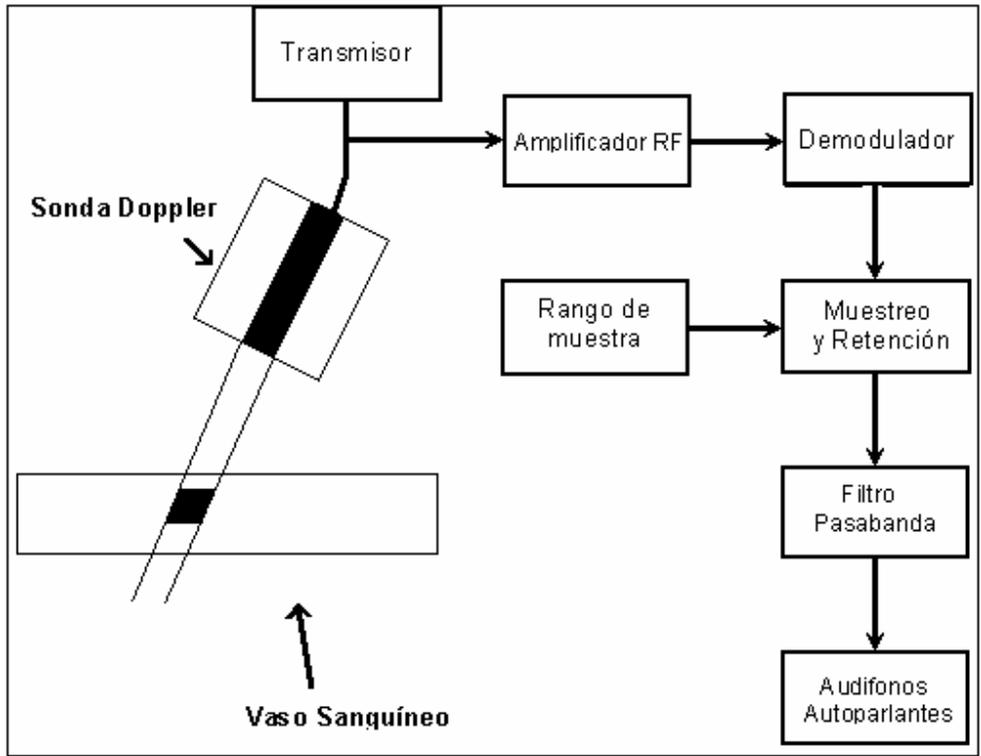
2.4.1 Operación básica

El Doppler pulsado es un poco parecido al ultrasonido de eco pulsante ya que pulsos sonoros son producidos por el transductor a intervalos regulares. Un transmisor (figura 2.12) aplica un pulso transmisor al transductor; este pulso tiene una frecuencia bien definida.

Algunos instrumentos de Doppler pulsado, permiten la variación de la duración del pulso, es decir, el número de los ciclos en el pulso para variar la sensibilidad.

Más ciclos en el pulso da como resultado una mejora en la sensibilidad y el mejor funcionamiento de la circuitería Doppler. El precio que se paga por esto, es una exposición acústica del paciente un poco mayor y una resolución axial más pobre.

Figura 20. Instrumentación genérica Doppler pulsado



La amplificación y demodulación de las señales de eco ocurren, de forma análoga a CW Doppler. El rendimiento de un demodulador de Doppler no sólo depende de la amplitud de los ecos provenientes de los reflectores, sino también de la fase precisa de los ecos. Un ajuste de operación aísla las señales de la profundidad deseada. Éstas señales aisladas se guardan temporalmente en la unidad de muestreo y retención y en espera de la salida de otro pulso de transmisión.

Si los reflectores dentro del volumen analizado están en movimiento, los ecos recibidos durante la siguiente secuencia de ecos pulsados están ligeramente desfasados. Esta diferencia de fases se presentará durante el procesamiento Doppler.

Si se repite este procedimiento una y otra vez, la señal Doppler obtenida del volumen analizado es construida gradualmente en la unidad de muestreo y retención.

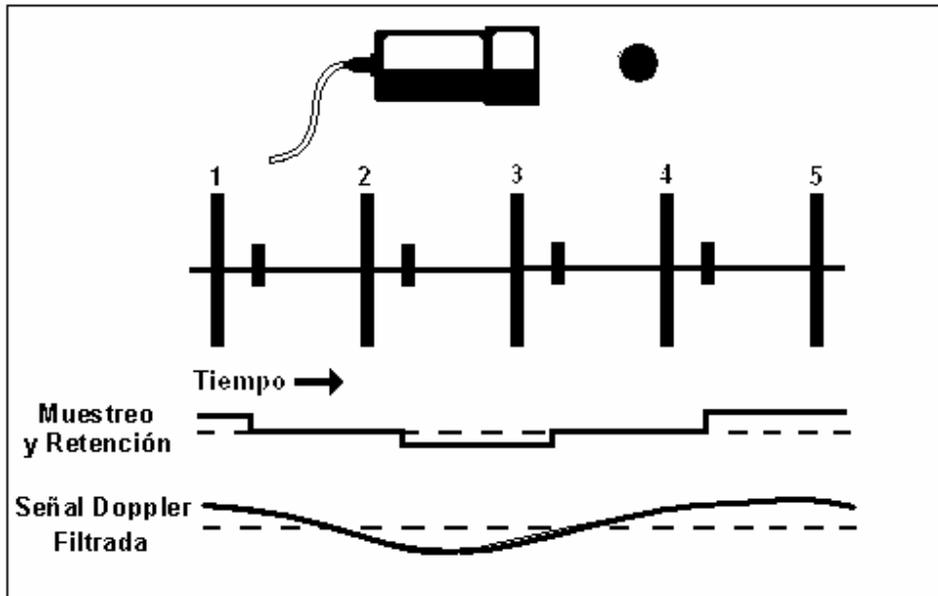
2.4.2 Construcción de la señal Doppler

El eco amplificado muestra sólo la señal del reflector; se muestran cuatro formas de onda que corresponden a cuatro sucesivas secuencias de ecos pulsantes. Debido al movimiento del reflector, el tiempo de retorno para cada eco al acorta de un pulso al próximo. La salida del demodulador depende de la fase de la señal de eco amplificada comparada con la del oscilador de transmisión. Está es mayor cuando las fases son iguales y menor cuando difieren en 180° . Debido a que la fase de la señal del eco varía entre pulsos, la salida del demodulador también varía. La unidad de muestreo y retención mantiene la salida del demodulador entre secuencias de pulsos. La versión filtrada de esta señal mantenida es la señal Doppler.

Una vista más detallada de la construcción de la señal Doppler se puede obtener observando la figura 21, en ella, se asume que un reflector simple se está moviendo hacia el transductor. Señales amplificadas de ecos que provienen del reflector se muestran para cuatro secuencias de pulsos sucesivas. También se muestra la salida del dispositivo de muestreo y retención: esta señal varía debido a que la fase del eco que viene del reflector cambia cuando este se mueve.

El trazo final es una versión filtrada (suavizada) de la señal, la cual es la señal Doppler.

Figura 21. Construcción de la señal Doppler pulsada



Fuente: James A. Zagzebsdi. *Essentials of Ultrasound Physics* Pág.

2 TÉCNICAS DE SEPARACIÓN DE SEÑALES DE FLUJO SANGUÍNEO

El método de detección en cuadratura, visto en el capítulo anterior, se emplea en la mayoría de los sistemas Doppler ultrasónicos. Este se basa en analizar las componentes de fase y cuadratura de la señal, que provienen del demodulador además del cambio de frecuencia del efecto Doppler, sin embargo para obtener la información clínica de esta señal, las señales en cuadratura Doppler se deben decodificar principalmente en dos componentes, la componente de flujo directo o hacia adelante y la del flujo inverso o en reversa y un proceso adicional es necesario para esta separación.

En este capítulo se analizarán las técnicas de separación de la señal en cuadratura y nos centraremos en el detalle de la técnica propuesta para este trabajo.

3.1 Conceptos básicos

Se analizarán ahora, los conceptos básicos que servirán para entrar al detalle de los métodos utilizados par la separación de señales Doppler, y en específico del método utilizado en este trabajo en donde se utiliza la transformada de Hilbert.

3.1.1 Frecuencias positivas y negativas

Para explicar estos conceptos se consideran las siguientes identidades:

$$\cos(\theta) = \frac{e^{j\theta} + e^{-j\theta}}{2} \quad (3.1)$$

Suponiendo que $\theta = \omega t + \phi$, se observa que tanto el *seno* como el *coseno* (y por lo tanto todas las sinusoidales reales) consisten de una suma que depende de un movimiento circular igual pero opuesto. Dicho de otra manera, cada sinusoidal real consiste de una contribución igual de componentes de frecuencia positivas y negativas. Esto es verdad para todas las señales reales.

Cuando se obtiene el análisis espectral, se encuentra que cada señal real contiene igual cantidad de frecuencias positivas que negativas, por ejemplo si $X(\omega)$ denota el espectro de una señal real $x(t)$ siempre se tendrá que $|x(-\omega)| = |x(\omega)|$.

Hay que notar que, matemáticamente, la sinusoidal compleja

$$Ae^{j(\omega t + \phi)} \quad (3.2)$$

es realmente más simple y más básica que la sinusoidal real

$$A \sin(\omega t + \phi)$$

debido a que $e^{j\omega t}$ consiste de una frecuencia ω mientras que $\sin(\omega t)$ realmente consiste de dos frecuencias ω y $-\omega$.

Se puede pensar en una sinusoidal real como la suma de una frecuencia positiva y una sinusoidal compleja de frecuencia negativa, por lo tanto en ese sentido las sinusoidales reales son “el doble de complicadas” que las sinusoides complejas. Las sinusoidales complejas además tienen un módulo constante.

Los detectores de envolvente de amplitud (demoduladores en amplitud) para las sinusoidales complejas son casi triviales: sólo hay que evaluar la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las partes real e imaginarias para obtener el pico de amplitud instantánea en cualquier instante de tiempo. Los demoduladores en frecuencia son iguales de triviales: solo basta diferenciar la fase de una sinusoides compleja para obtener su frecuencia instantánea.

Por ello en muchos procesos se prefiere convertir una sinusoidal real en sinusoidales complejas antes de darles un proceso posterior.

3.1.2 Componentes sinusoidales en fase y en cuadratura

A partir de la siguiente identidad trigonométrica

$$\sin(A + B) = \sin(A) \cos(B) + \cos(A) \sin(B) \quad (3.3)$$

se tiene

$$\begin{aligned} x(t) &= A \sin(\omega t + \phi) = A \sin(\phi + \omega t) \\ &= [A \sin(\phi)] \cos(\omega t) + [A \cos(\phi)] \sin(\omega t) \\ &= A_1 \cos(\omega t) + A_2 \sin(\omega t) \end{aligned} \quad (3.4)$$

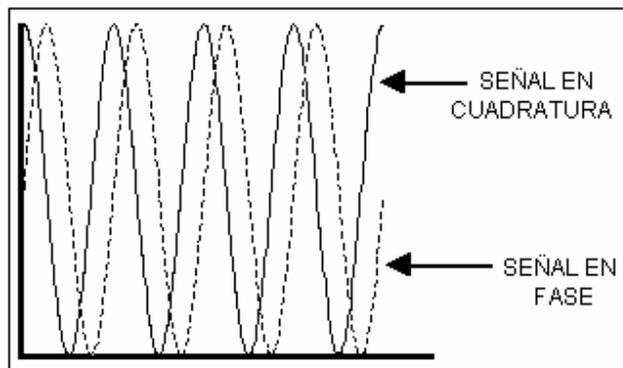
De esto se concluye, que cada señal sinusoidal puede ser expresada como la suma de una función seno (fase cero) y una función coseno (fase $\pi/2$).

Si la parte seno es llamada la componente “en fase”, la parte coseno es llamada la componente “fase en cuadratura”.

En general “la fase en cuadratura” significa “a 90° grados de la fase”, es decir $\pm \pi/2$.

En la figura 22 se muestran las componentes en fase y en cuadratura solapadas. Nótese que solo difieren en la fase de 90° ya que es la misma señal en amplitud y forma.

Figura 22. Componentes en fase y en cuadratura



3.1.3 Señal analítica

Las señales, en la naturaleza, son reales; sin embargo, con frecuencia el definir una señal compleja representa ciertas ventajas, que de una forma u otra corresponde a la señal real.

Uno de los motivos para definir una señal compleja es que permite definir la fase, de la cual se puede obtener la frecuencia instantánea.

Ahora se busca una señal compleja $z(t)$, compuesta por su parte real es la “señal real” $S_r(t)$, y parte imaginaria $S_i(t)$. Esta última se selecciona para realizar una descripción física y matemática, de la señal

$$z(t) = S_r + jS_i \quad (3.5)$$

Si se puede definir la parte imaginaria entonces se puede definir la amplitud y la fase por medio de las siguientes expresiones,

$$A(t) = \sqrt{S_r^2 + S_i^2} ; \varphi(t) = \arctan(S_i/S_r) \quad (3.6)$$

El interés por dar a la frecuencia instantánea una definición propia, se dio con el advenimiento de la Modulación en Frecuencia (FM) para la transmisión por radio en los años 20. Históricamente han existido dos métodos, el método de “en cuadratura” y el método de la “señal analítica”.

Antes de la introducción del método en cuadratura la principal idea que permitía formar una señal compleja estaba basada en el principio simple de que para una señal de la forma

$$S(t) = A(t) \cos \varphi(t)$$

La contraparte compleja podría ser $A(t)e^{j\varphi(t)}$. En 1946 el tema principal fue cristalizado por Gabor con la introducción de señal analítica. El Procedimiento de la Señal Analítica resulta en una señal compleja que tiene un espectro idéntico al de la señal real para frecuencias positivas y cero para las frecuencias negativas.

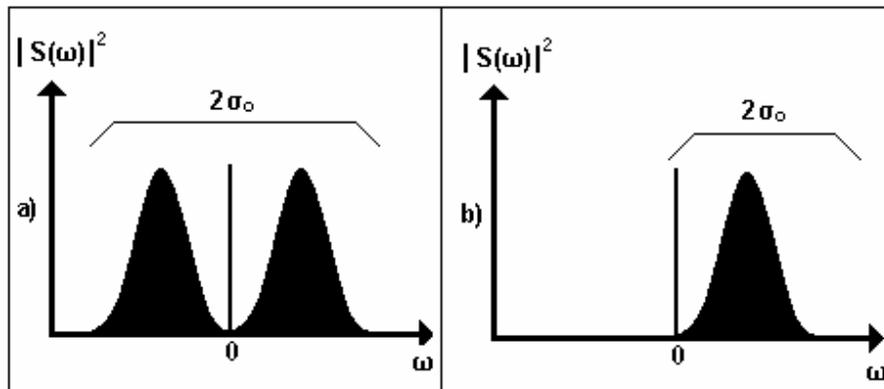
Debido a este hecho existió una tendencia a introducir la señal analítica, argumentando que “las frecuencias negativas de todas maneras no existen, así que hay que deshacernos de ellas”. Sin embargo, el “vamos a deshacernos de ellas”, no es la razón histórica ni física, para buscar una señal compleja. Las razones para hacer esto, es que la señal compleja ofrece una manera de vencer dificultades que se presentan cuando se consideran solo señales reales.

De manera similar últimamente ha habido una tendencia por definir la frecuencia instantánea como la derivada de la fase de la señal analítica. Sin embargo la frecuencia instantánea es un concepto primitivo y no sólo una cuestión de definición matemática.

3.1.3.1 Señal compleja

La primera razón y más importante, es que el espectro de una señal real satisface que $S(-\omega) = S^*(\omega)$ y por lo tanto el espectro de densidad de energía $|S(\omega)|^2$ es siempre simétrico con respecto al origen. En la figura 23 (a) se muestra simbólicamente la densidad espectral de potencia de señal real; en la (b) se muestra la densidad espectral de potencia de la señal analítica.

Figura 23. Densidades espectrales de potencia



Como se puede observar, debido a la simetría, la frecuencia promedio siempre resulta ser cero, esto no es lo que se quiere, porque no da un sentido real de lo que está pasando.

Se requiere que la respuesta esté en algún lugar en medio del lóbulo de la derecha. También, que la dispersión o distribución de la frecuencia, sea aproximadamente la distancia entre los dos lóbulos, mientras que lo que se quiere es el esparcimiento de uno de los lóbulos.

¿Qué se puede hacer para obtener un valor de la frecuencia promedio que está aproximadamente centrada en la mitad del lóbulo derecho?.

Se puede lograr esto, simplemente eliminando el lóbulo izquierdo en el promedio, así:

$$\langle \omega \rangle = \int_0^{\infty} \omega |S(\omega)|^2 d\omega \quad (3.7)$$

Ahora hay dos aproximaciones que se pueden tomar. Primero, se continúan considerando señales reales y cuando se tienen promedios espectrales se integra de cero a infinito en lugar de menos infinito a infinito ó se puede definir una nueva señal que tenga el mismo espectro para las frecuencias positivas y un espectro cero, para las frecuencias negativas.

La ventaja de la segunda aproximación, es que se puede calcular las frecuencias promedio directamente de la señal, y por lo tanto constituye una ventaja tener la señal de una vez por todas.

En particular, la nueva señal $z(t)$, todavía desconocida, asegura que

$$\langle \omega \rangle = \int_0^{\infty} \omega |S(\omega)|^2 d\omega = \int z^*(t) \frac{1}{j} \frac{d}{dt} z(t) dt \quad [z(t) = ?] \quad (3.8)$$

La segunda razón para formar una señal compleja, es que permite obtener una expresión para la frecuencia instantánea.

3.1.3.2 La señal analítica

Si la señal real $s(t)$ tiene el espectro $S(\omega)$ entonces la señal compleja $z(t)$, cuyo espectro está compuesto de frecuencias positivas de $S(\omega)$ solamente, está dada por la transformada inversa de $S(\omega)$ donde la integración va solo sobre las frecuencias positivas.

$$z(t) = 2 \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^{\infty} S(\omega) e^{j\omega t} dt \quad (3.9)$$

El factor de 2 se inserta para que de esta manera la parte real de la señal analítica sea $s(t)$, de lo contrario será la mitad de ella en amplitud. Ahora puede obtener la forma explícita para $z(t)$ en términos de la señal real $s(t)$. La transformada de Fourier

$$S(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} s(t) e^{-j\omega t} dt \quad (3.10)$$

utilizando la ecuación 3.9

$$z(t) = 2 \frac{1}{2\pi} \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(t') e^{-j\omega t'} e^{j\omega t} dt' d\omega \quad (3.11)$$

$$= \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(t') e^{j\omega(t-t')} dt' d\omega \quad (3.12)$$

y usando la ecuación 3.13

$$\int_0^{\infty} e^{j\omega x} d\omega = \pi\delta(x) + \frac{j}{x} \quad (3.13)$$

se obtiene

$$z(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} s(t') \left[\pi\delta(t-t') + \frac{j}{t-t'} \right] dt' \quad (3.14)$$

llegando a

$$A[s] = z(t) = s(t) + \frac{j}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(t')}{t-t'} dt' \quad (3.15)$$

Se usa la notación $A[s]$ para denotar la señal analítica correspondiente a la señal s .

La razón para el nombre analítico es que este tipo de funciones complejas satisfacen las condiciones de Cauchy-Riemann para la diferenciabilidad y han sido llamadas tradicionalmente señales analíticas.

La segunda parte de la ecuación (3.15) es la transformada de Hilbert de la señal y denotada como $H[s(t)]$.

$$H[s(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(t')}{t - t'} dt' \quad (3.16)$$

3.1.3.3 Energía de la señal analítica

Debido a que se ha insistido en que la parte real de la señal compleja sea la señal original, no se conserva la normalización. Recuerde que el espectro de la señal real satisface $|S(\omega)| = |S(-\omega)|$ y por lo tanto la energía de la señal original es

$$E_s = \int_{-\infty}^{\infty} |S(\omega)|^2 d\omega = 2 \int_0^{\infty} |S(\omega)|^2 d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} 2|S(\omega)|^2 d\omega = \frac{1}{2} E_z \quad (3.17)$$

Esto es, la energía de la señal analítica es dos veces la energía de la señal; además, la energía de la parte real es igual a la energía de la parte imaginaria.

$$E_s = E_{H[s]} \quad (3.18)$$

lo cual puede observarse considerando $|z(t)|^2 = |s(t) + jH[s]|^2$

3.1.3.4 Cálculo de la señal analítica

El punto principal a recordar, es que la señal analítica está formada de la parte positiva del espectro de la señal real y multiplicada por 2. Considere $e^{j\omega t}$ cuyo espectro es una función delta en ω . Si ω es negativa entonces no existen frecuencias positivas que manejar y la respuesta es cero. Si es posible entonces se multiplica por 2.

Por lo tanto

$$A[e^{j\omega t}] = \begin{cases} 0 & \text{si } \omega < 0 \\ 2e^{j\omega t} & \text{si } \omega > 0 \end{cases} \quad (3.19)$$

Este simple resultado es muy importante debido a que se puede expresar la señal en términos de exponenciales, entonces todo lo que se tiene que hacer para formar la señal analítica es eliminar los dos términos con frecuencia negativa y multiplicar los términos de frecuencia positiva en la expansión por dos.

Ejemplo

La señal analítica de $\cos |\omega| t$

Se escribe $\cos |\omega| t$ en términos de exponenciales y usando la ecuación (3.19) se tiene:

$$A[\cos |\omega| t] = \frac{1}{2} A[e^{j|\omega|t} + e^{-j|\omega|t}] \quad (3.20)$$

$$= \frac{1}{2} A[e^{j\omega t}] + \frac{1}{2} A[e^{-j\omega t}] \quad (3.21)$$

$$= \frac{1}{2} A[e^{j\omega t}] \quad (3.22)$$

$$= e^{j\omega t} \quad (3.23)$$

De manera similar

$$A[\sin |\omega| t] = \frac{1}{2j} A[e^{j\omega t} - e^{-j\omega t}] = -je^{j\omega t} \quad (3.24)$$

La señal analítica es $s(t) = \cos \omega_1 t \cos \omega_2 t$ siendo $0 \leq \omega_1 \leq \omega_2$.

Rescribiendo $s(t)$ en términos de exponenciales

$$s(t) = \cos \omega_1 t \cos \omega_2 t \quad (3.25)$$

$$= \frac{1}{4} (e^{j\omega_2 t} + e^{-j\omega_2 t}) (e^{j\omega_1 t} + e^{-j\omega_1 t}) \quad (3.26)$$

$$= \frac{1}{4} (e^{j(\omega_2 + \omega_1)t} + e^{j(\omega_2 - \omega_1)t} + e^{-j(\omega_2 + \omega_1)t} + e^{-j(\omega_2 - \omega_1)t}) \quad (3.27)$$

Los dos últimos términos tienen frecuencias negativas y por lo tanto sólo los primeros dos términos permanecen, dando así como resultado

$$z(t) = 2 \frac{1}{4} (e^{j(\omega_2 + \omega_1)t} + e^{j(\omega_2 - \omega_1)t}) = \frac{1}{2} (e^{j\omega_1 t} + e^{-j\omega_1 t}) e^{j\omega_2 t} \quad (3.28)$$

$$= \cos(\omega_1 t) e^{j\omega_2 t} \quad (3.29)$$

* Nótese que el procedimiento de la señal analítica escoge la frecuencia más alta para la frecuencia instantánea.

3.1.3.5 Interpretación física de la señal analítica

Ya que la señal analítica es siempre compleja, se puede representar de manera polar

$$A[s(t)] = A(t) e^{j\phi(t)} \quad (3.30)$$

Ahora, la pregunta es, ¿qué ha hecho el procedimiento de la señal analítica en términos de escoger la amplitud particular y la fase?, o bien, ¿qué hay de especial acerca de la amplitud y fase para hacerla una señal analítica?.

Generalmente, la respuesta es que el contenido espectral de la amplitud es más bajo que el contenido de $e^{j\varphi(t)}$. Esto se ilustra primero con un caso simple donde

$$s(t) = A(t)e^{j\omega_0 t} \quad (3.31)$$

Se llama al espectro de amplitud $S_A(\omega)$

$$S_A(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} A(t)e^{-j\omega t} \quad (3.32)$$

El espectro de $s(t)$ es entonces $S_A(\omega - \omega_0)$. Para que $S_A(\omega - \omega_0)$ sea analítica; esto es, cero para las frecuencias negativas, $S_A(\omega)$, debe ser cero para $\omega \leq \omega_0$. Por lo tanto $A(t)e^{j\omega_0 t}$ es analítica si el espectro de $A(t)$ está contenida dentro de $(-\omega_0, \omega_0)$.

Por ello todas las bajas frecuencias están en la amplitud, y las altas frecuencias están en el coseno. Se puede generalizar este resultado de la siguiente manera: sea $S_\varphi(\omega)$ el espectro de $e^{j\varphi(t)}$

$$S_\varphi(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} e^{j\varphi(t)} e^{-j\omega t} \quad (3.33)$$

El espectro de $A(t)e^{j\varphi(t)}$ es entonces

$$S(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} S_A(\omega - \omega') S_{\varphi}(\omega') d\omega' \quad (3.34)$$

Se puede considerar que la suma del espectro movido de $A(t)$ con coeficientes $S_{\varphi}(\omega')$. Ahora suponiendo $S_A(\omega)$ que está limitada en banda en el intervalo $(-\omega_1, \omega_1)$. Una condición suficiente para mover $S(\omega)$ al eje positivo es, si el valor más bajo del rango ω' es más grande que ω_1 . Esto es, $S_{\varphi}(\omega')$ es cero para valores menores que ω_1 .

$A(t)e^{j\varphi(t)}$ es analítica y el espectro de $A(t)$ está contenida en $(-\omega_1, \omega_1)$ y el espectro de $e^{j\varphi(t)}$ es cero para $\omega \leq \omega_1$. Por lo tanto lo que el procedimiento analítico hace, por lo menos para las señales que resultan en las formas anteriormente mencionadas, es poner el contenido de la baja frecuencia en la amplitud y el contenido de la alta frecuencia en el termino $e^{j\varphi(t)}$ [7].

3.2 Transformada de Hilbert

La transformada de Hilbert es útil para calcular el contenido en frecuencia de una señal de energía o de potencia. Así, se pueden analizar y diseñar filtros selectivos en frecuencia para poder separar señales según su contenido en frecuencia.

El proceso mencionado en el parrafo anterior se denomina discriminación en frecuencia. Otro criterio para separar señales es el que está basado en la selectividad en fase, o también llamado discriminación en fase, que desfasa las señales pertinentes de modo que se puedan separar fácilmente.

El caso más sencillo consiste en desfasar una señal 180° , lo que se consigue invirtiendo la polaridad o multiplicando por -1 . El desfasar todas las componentes 180° requiere el uso de un transformador ideal. Otro desfase de interés es el de $\pm 90^\circ$.

En particular, cuando las componentes angulares de una señal han sido desfasadas $\pm 90^\circ$, la función resultante se denomina **transformada de Hilbert** de la señal.

3.2.1 El espacio de Hilbert

El espacio de Hilbert es un espacio infinito dimensional funcional. Esto es, un espacio vectorial compuesto de una serie infinita de funciones ortogonales. La ortogonalidad del espacio de Hilbert está definida por la integral sobre el intervalo apropiado del producto de dos funciones del espacio con un factor de peso. Si esta integral es igual a la delta de Kronecker, el espacio es ortogonal; usualmente el factor de peso es un factor de normalización también. Debido a la centralidad de esta relación, algunas veces el espacio de Hilbert es llamado un espacio de productos inherentemente completos. La mayoría de las demostraciones concernientes al espacio de Hilbert usan extensivamente la propiedad de ortogonalidad.

Como espacio funcional, el espacio de Hilbert puede tener operaciones lineales efectuadas en el mismo espacio. Por tanto el espacio infinito puede ser invertido. Este resultado algunas veces produce otro espacio de Hilbert y algunas veces sólo produce un interesante grupo de funciones, dependiendo de que operador lineal es usado. Uno de los usos más comunes del espacio de Hilbert es para propósitos de transformación. Una función arbitraria puede ser expresada como la suma de las componentes del espacio de Hilbert con cada componente que tiene un factor de peso global.

La famosa transformación de Fourier, esencial en muchas partes de la ingeniería y la física, es exactamente este tipo de transformación.

La condición de ortogonalidad es usada para determinar los coeficientes generalizados de las integrales de cada función del espacio de Hilbert, con la función original siendo transformada. Mientras que las funciones seno y coseno usadas en la transformación de Fourier son comunes, las expansiones polinomiales de funciones y muchas otras transformaciones funcionales útiles funcionan de esta manera.

3.2.2 Kernel y características de la transformada de Hilbert

La señal analítica tiene la característica de que sus componentes real e imaginaria se encuentran en cuadratura, es decir existe entre la señal de la parte real y la señal de la parte imaginaria un desfase de 90° .

Por lo tanto, en el tiempo continuo, toda señal analítica $z(t)$ puede representarse como:

$$z(t) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{\infty} Z(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (3.35)$$

donde $Z(\omega)$ es el coeficiente complejo (que determina la amplitud y la fase) de una senoide compleja de frecuencia positiva $e^{j\omega t}$ a la frecuencia ω .

La transformada de Hilbert se define como

$$H[s(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(t')}{t - t'} dt' \quad (3.36)$$

Cualquier senoide $A\cos(\omega t + \phi)$, puede ser convertida a una sinusoidal compleja de frecuencia positiva $Ae^{j(\omega t + \phi)}$, a través de generar simplemente una componente de fase en cuadratura $Asin(\omega t + \phi)$ que servirá como parte imaginaria:

$$Ae^{j(\omega t + \phi)} = A\cos(\omega t + \phi) + jA\sin(\omega t + \phi) \quad (3.37)$$

La componente en cuadratura puede ser generada a partir de la componente en fase, por medio de un retardo en $\frac{1}{4}$ de ciclo en el tiempo. Para señales más complicadas, que pueden ser expresadas como la suma de muchas sinusoidales, puede construirse un filtro, que cambia cada componente sinusoidal en su fase en un cuarto de ciclo. Este filtro es llamado **filtro transformador de Hilbert**. Denotando por $H_t\{x\}$ la salida en el tiempo t del “filtro transformador Hilbert” aplicado a la señal $x(t)$. Idealmente este filtro tiene magnitud **1** para todas las frecuencias e introduce un cambio de fase de $\pi/2$ para cada componente de frecuencia positiva y $\pi/2$ para cada componente de frecuencia negativa.

Cuando una señal real $x(t)$ y su transformada de Hilbert $y(t) = H_t\{x\}$ son usadas para formar una señal compleja nueva $z(t) = x(t) + jy(t)$, la señal $z(t)$ es la señal analítica compleja que corresponde a la señal real $x(t)$. En otras palabras, para cualquier señal real $x(t)$, su señal analítica correspondiente es $z(t) = x(t) + jH_t\{x\}$ y esta tiene la propiedad de que todas las frecuencias negativas han sido filtradas. Para entender como trabaja esto, recordemos que este cambio en fase puede ser aplicado en una senoide compleja a través de multiplicarla por $e^{j(\pm\pi/2)} = \pm j$.

Considerando las componentes de frecuencia positivas y negativas en la frecuencia particular ω_0 :

$$\begin{aligned}x_+(t) &= e^{j\omega_0 t} \\x_-(t) &= e^{-j\omega_0 t}\end{aligned}\quad (3.38)$$

Ahora, aplicando un cambio de fase de -90° a la componente de frecuencia negativa:

$$\begin{aligned}y_+(t) &= e^{-j\pi/2} e^{j\omega_0 t} = -j e^{j\omega_0 t} \\y_-(t) &= e^{j\pi/2} e^{-j\omega_0 t} = j e^{-j\omega_0 t}\end{aligned}\quad (3.39)$$

sumando los términos de las ecuaciones 3.38 y 3.39 se tiene

$$\begin{aligned}z_+(t) &= x_+(t) + jy_+(t) = e^{j\omega_0 t} - j^2 e^{j\omega_0 t} = 2e^{j\omega_0 t} \\z_-(t) &= x_-(t) + jy_-(t) = e^{-j\omega_0 t} + j^2 e^{-j\omega_0 t} = 0\end{aligned}\quad (3.40)$$

Como se puede observar, se demuestra que la componente de frecuencia negativa es filtrada. Existe también una ganancia de 2 en las frecuencias positivas, las cuales pueden ser removidas a través de la definición de la transformada de Hilbert para que tenga una magnitud de $\frac{1}{2}$ en todas las frecuencias en vez de 1.

Para un ejemplo concreto, comenzando con una sinusoidal real

$$x(t) = 2 \cos(\omega_0 t) = e^{j\omega_0 t} + e^{-j\omega_0 t}\quad (3.41)$$

Aplicando el cambio de fase ideal, la transformada de Hilbert es:

$$y(t) = e^{j(\omega_0 t - \pi/2)} + e^{-j(\omega_0 t - \pi/2)} = -j e^{j\omega_0 t} + j e^{-j\omega_0 t} = 2 \sin(\omega_0 t)\quad (3.42)$$

La señal analítica es entonces

$$z(t) = x(t) + jy(t) = 2 \cos(\omega_0 t) + j2 \sin(\omega_0 t) = 2e^{j\omega_0 t} \quad (3.43)$$

Por lo tanto, en la suma $x(t) + jy(t)$, las componentes de frecuencia negativa de $x(t)$ y $jy(t)$ se cancelan en la suma, dejando sólo las componentes de frecuencia positiva.

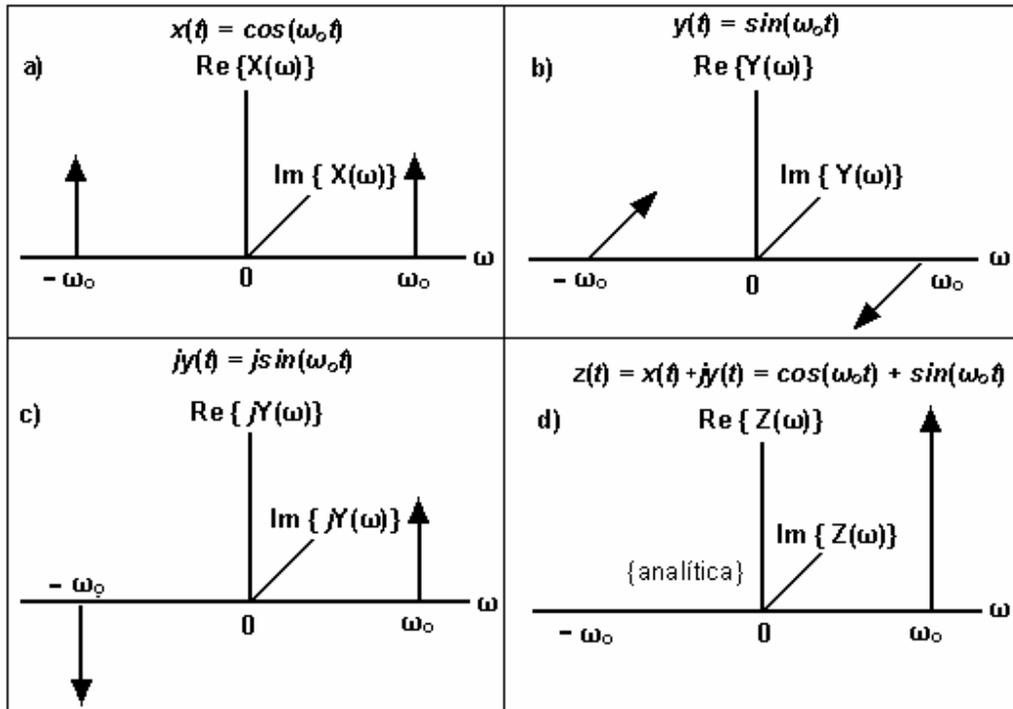
Esto sucede para cualquier señal real $x(t)$, no sólo para las sinusoidales como el del ejemplo aquí mostrado.

La figura 24 ilustra lo que sucede en el dominio de la frecuencia. Antes de tener el análisis de Fourier se sabía que el espectro de una senoide compleja $e^{j\omega t}$, consistiría de un solo impulso en la frecuencia $\omega = \omega_0$ y cero para las demás frecuencias. A partir de la identidad $2\cos(\omega_0 t) = e^{j\omega_0 t} + e^{-j\omega_0 t}$, se observa que el espectro es de amplitud unitaria con impulsos en $\omega = \omega_0$ y $\omega = -\omega_0$.

De manera análoga la identidad $2\sin(\omega_0 t) = [e^{j\omega_0 t} - e^{-j\omega_0 t}]/j = -je^{j\omega_0 t} + je^{-j\omega_0 t}$, nos dice que tenemos un impulso de amplitud -1 en el eje j en $\omega = \omega_0$ y una espiga de amplitud $+1$ en el eje j en $\omega = -\omega_0$. Multiplicando a $y(t)$ por j resulta en $jsin(\omega_0 t) = e^{j\omega_0 t} - e^{-j\omega_0 t}$, para la cual tiene una amplitud unitaria “espiga hacia arriba” en $\omega = \omega_0$ y una unidad “espiga hacia abajo” $\omega = -\omega_0$.

En la figura 24 se muestra la creación de la señal analítica $z(t) = e^{j\omega_0 t}$ a partir de la señal real $x(t) = \cos(\omega_0 t)$ y la senoide derivada en fase de cuadratura $y(t) = \sin(\omega_0 t)$ visto en el dominio de la frecuencia. a) Espectro de “x”. b) Espectro de “y”. c) Espectro de “jy”. d) Espectro de “z = x + jy”.

Figura 24. Creación de la señal analítica



Finalmente, sumando las figuras (a) y (c) de la figura 24 que correspondan a $z(t) = x(t) + jy(t)$, observamos que las dos espigas hacia arriba sumadas en fase para dar una amplitud de 2 y la espiga hacia arriba en la frecuencia negativa en el coseno es cancelada por la espiga hacia abajo en j veces el seno de la frecuencia $-\omega_0$. Esta secuencia de operaciones ilustra como la componente de frecuencia negativa $e^{-j\omega_0 t}$ queda filtrada por la suma de $2\cos(\omega_0 t)$ y $j2\sin(\omega_0 t)$.

3.3 Procesamiento en el dominio del tiempo

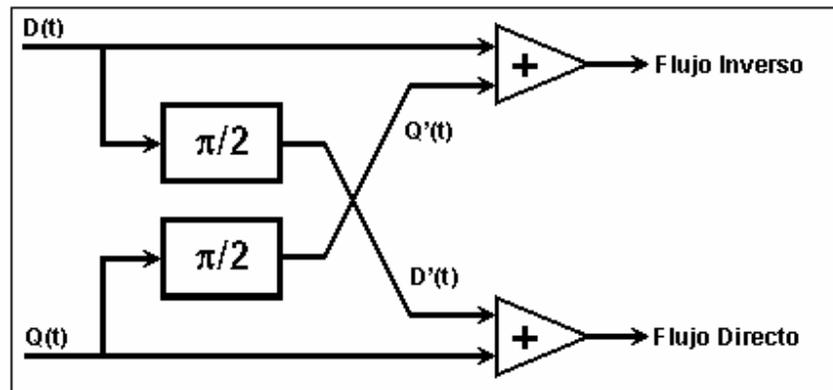
Para generalizar los métodos, serán consideradas un par de señales discretas Doppler en cuadratura, que contienen la información respecto al canal hacia delante $S_f(n)$ y el canal en reversa $S_r(n)$.

Debido a que los retrasos introducidos por los filtros digitales no tienen impacto sobre el resultado, estos pueden obviarse en el análisis.

3.3.1 Técnica *phasing-filter* (PFT)

Las ecuaciones 3.44 y 3.45 pueden resolverse simultáneamente para extraer la componente directa e inversa, y este es en esencia el método por el cual la técnica de *phasing-filter* tiene la capacidad de separar los dos canales de flujo. En la figura 25 se ilustra la forma básica en que este método es implementado. Cada canal (el directo y el de cuadratura) es desfasado en 90° y sumado al otro canal sin desfase, esto da como resultado dos canales de flujo completamente separados.

Figura 25. Diagrama de bloques de la técnica *phasing-filter*

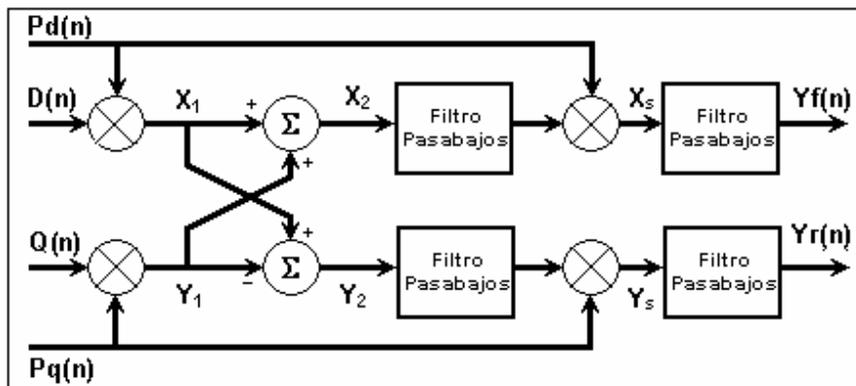


En el siguiente capítulo se detalla más detenidamente esta técnica y específicamente el algoritmo desarrollado para implementarla, ya que esta ha sido seleccionada para realizar la separación de las señales.

3.3.2 Técnica de recepción de Weaver extendida (EWRT)

En la figura 26, se muestra el diagrama a bloques de la técnica de recepción de Weaver extendida (EWRT). Este método hace uso de la técnica de conversión de frecuencia o modulación. Los resultados en las etapas X_1 , Y_1 y X_2 son las mismas que para la técnica de recepción de Weaver. Adicionalmente este método utiliza una etapa con filtros paso bajas (LPF) y una etapa extra de mezcla (multiplicación). La última etapa de filtrado es opcional ya que la reconstrucción y los filtros *anti-aliasing* proveen suficiente atenuación de las componentes de frecuencias no deseadas, las cuales usualmente están más allá de la frecuencia de corte. Si se usa la etapa adicional, no necesita de una pendiente rápida en la caída para la frecuencia de corte.

Figura 26. Diagrama de bloques de la técnica extendida de Weaver



3.4 Procesamiento en el dominio de la frecuencia.

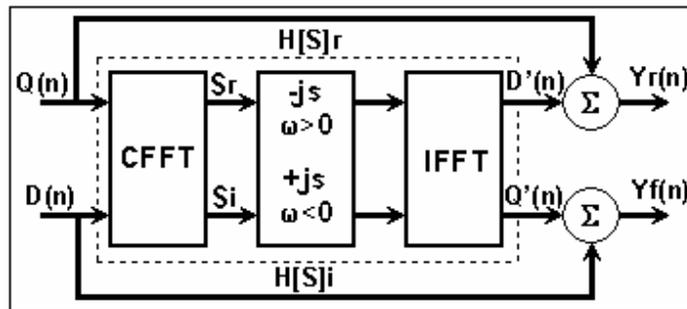
En el procesamiento en el dominio de la frecuencia se describen los métodos de la transformada de Hilbert (HT) y de la transformada rápida de Fourier (FFT).

Cabe mencionar que para facilitar la descripción teórica de la transformada de Hilbert, ésta se basará totalmente en expresiones que están en el dominio del tiempo.

3.4.1 Método de la transformada de Hilbert (HTM)

A diferencia de la técnica *phasing-filter*, este método utiliza una transformada de Hilbert compleja en el dominio de la frecuencia. Como se muestra en la figura 27, el método requiere de la transformada rápida de Fourier compleja (CFFT) y por lo tanto de su inversa.

Figura 27. Diagrama de bloques del método de la transformada de Hilbert en dominio de la frecuencia



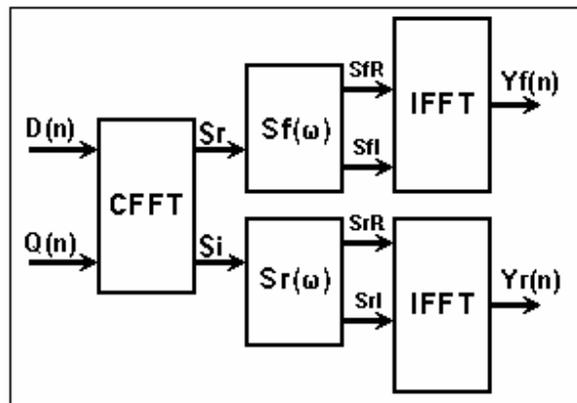
La respuesta ideal en frecuencia de la transformada de Hilbert, está dada por la ecuación (3.46), lo que implica que la implementación de la transformada de Hilbert es relativamente simple en el dominio de la frecuencia.

3.4.2 Transformada rápida de Fourier compleja (CFFT)

La transformada rápida de Fourier compleja, se usa para separar la información de la señal direccional proveniente de las señales en cuadratura, por medio de la cual se estima y se despliega el espectro de las señales direccionales en forma de sonograma (como se describe en el capítulo anterior).

En esta aplicación se utiliza, sólo la información de la magnitud proveniente de la transformada rápida de Fourier compleja y puede demostrarse que la información de fase de las señales direccionales se preserva y se usa para separar las señales “*forward*” y “*reverse*”. El método se muestra en la figura 28.

Figura 28. Diagrama de bloques del método de la transformada rápida de Fourier compleja (CFFT)



3 DISEÑO Y DESARROLLO DE LA TÉCNICA DE SEPARACIÓN UTILIZADA EN ESTE TRABAJO

Este capítulo se inicia con un breve recordatorio de los puntos importantes de la técnica seleccionada para realizar la separación de la señales directa e inversa, enseguida, se tiene una descripción detallada del algoritmo por el cual se implementa dicha técnica, en la que se presenta el desarrollo lógico y matemático en el que se basa este, finalizando con la implementación del algoritmo y los resultados y las señales que se van obteniendo durante el procesamiento de la señal en cuadratura de entrada.

4.1 Técnica de separación

Como se mostró en el capítulo anterior, existen varios métodos para realizar la conversión de señales en cuadratura $D(n)$ y $Q(n)$ a señales direccionales de flujo directo $Yf(n)$ y flujo inverso $Yr(n)$, la técnica seleccionada es la denominada *phasing-filter*.

En esta técnica, para llevar a cabo la separación, los canales en fase y en cuadratura son desfasados en 90° para luego sumarse al otro canal sin desfase. En este trabajo se ha tomado como base la transformada de Hilbert de banda ancha para implementar la técnica, ya que esta responde al requerimiento del desfase en 90° de las señales, como se puede observar a continuación.

La transformada de Hilbert en tiempo discreto, es un sistema lineal e invariante en el tiempo para el cual la respuesta en frecuencia $H(\omega)$, está dada por

$$H(\omega) = \begin{cases} -j & 0 \leq \omega < \pi \\ +j & -\pi \leq \omega < 0 \end{cases} \quad (4.1)$$

La respuesta ideal correspondiente al impulso (Función de Transferencia) está dada por:

$$h(n) = \begin{cases} \frac{2 * \sin^2\left(\frac{\pi * n}{2}\right)}{\pi * n} & n \neq 0 \\ 0 & n = 0 \end{cases} \quad (4.2)$$

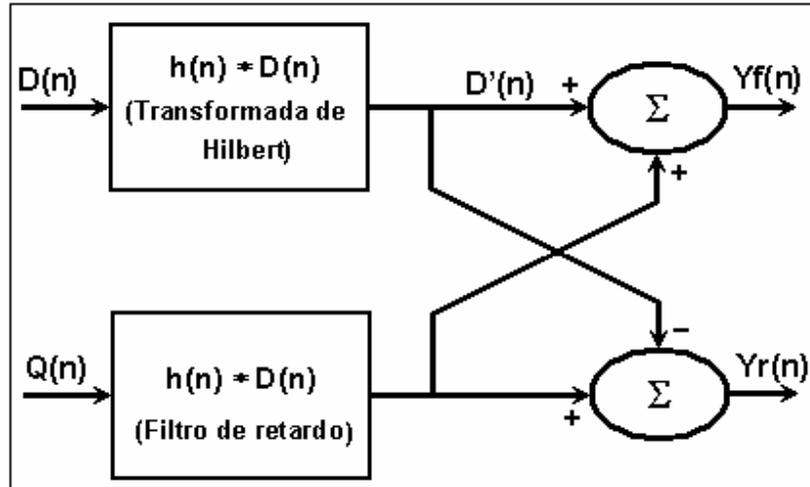
donde n pertenece a los enteros.

Existe una serie de métodos equivalentes para llevar a cabo la separación de las señales en fase y en cuadratura utilizando la técnica de *phasing-filter*.

El algoritmo del método utilizado en este trabajo, se basa en la transformada de Hilbert (HT) de banda ancha, en este caso implementada por una convolución; es decir, la transformada de Hilbert se efectúa a partir de un filtro, cuya respuesta es la función de transferencia de dicha transformada. Como resultado de aplicar este operador Hilbert a una señal analítica de banda limitada, se obtiene la misma señal desfasada en 90° .

En la figura 29 se muestra un diagrama de bloques de este algoritmo.

Figura 29. Utilización de la transformada de Hilbert para implementar la técnica *phasing-filter*



4.2 Descripción del algoritmo

El método digital presentado en este trabajo para la detección de la dirección del flujo sanguíneo en sistemas Doppler ultrasónicos como se mencionó anteriormente, está basado en la transformada de Hilbert.

Este método presenta la ventaja de un tiempo de procesamiento reducido, del orden de los micro-segundos.

La separación es efectuada como sigue. La señal Doppler puede ser modelada como una señal compleja (analítica), y expresarse como:

$$X(n) = D(n) + jQ(n) \quad (4.3)$$

Donde $D(n)$ y $Q(n)$ son las señales reales en fase y en cuadratura de tiempo discreto. Bajo las condiciones del flujo estable o pulsátil, las componentes de flujo directo e inverso pueden ser expresadas de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} D(n) &= x_{forward}(n) + H[x_{reverse}(n)] \\ Q(n) &= H[x_{forward}(n)] + x_{reverse}(n) \end{aligned} \quad (4.4)$$

Donde $x_{forward}(n)$ y $x_{reverse}(n)$ son las señales de los flujos directo e inverso respectivamente y, $H[x_{forward}(n)]$ y $H[x_{reverse}(n)]$ son sus transformadas Hilbert [7].

Considerando que la señal $D(n)$, contiene la información de ambas componentes de flujo (directo e inverso), podemos convertir la señal $D(n)$ en analítica.

$$D_a(n) = D_r(n) + jD_i(n) \quad (4.5)$$

Donde

$$D_r(n) = x_{forward}(n) + H[x_{reverse}(n)] \quad (4.6)$$

$$D_i(n) = H[x_{forward}(n) + H[x_{reverse}(n)]] \quad (4.7)$$

Al desarrollar la ecuación (4.5), se obtiene:

$$D_i(n) = H[x_{forward}(n)] - x_{reverse}(n) \quad (4.8)$$

Al definir las señales de flujo directo [$Yf(n)$] y flujo inverso [$Yr(n)$] como la suma y la resta respectivamente de $Q(n)$ en la ecuación (4.4), con la ecuación (4.8) se obtienen:

$$Yf(n) = Q(n) + D_i(n) = 2H[x_{forward}(n)] \quad (4.9)$$

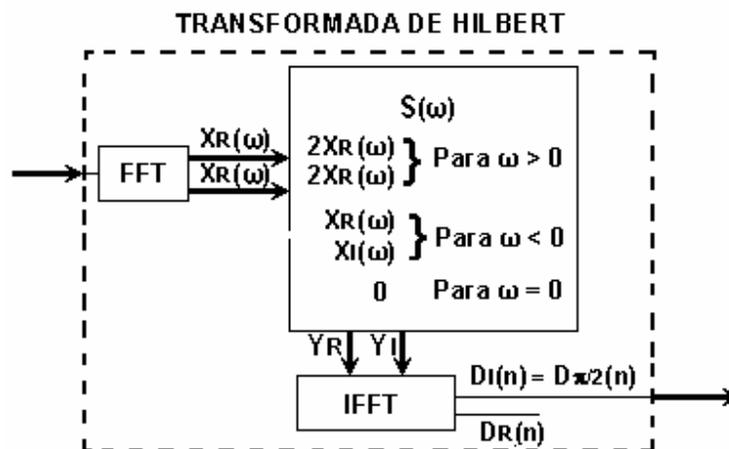
$$D_i(n) = Q(n) - D_i(n) = 2x_{reverse}(n) \quad (4.10)$$

Donde se puede observar que las salidas son totalmente independientes, obteniendo la separación eficientemente.

Para acelerar el procesamiento en el algoritmo *phasing-filter* seleccionado, la transformada de Hilbert es implementada en el dominio de la frecuencia usando la FFT.

La figura 30 muestra la implementación de la transformada de Hilbert que aparece en el diagrama de bloques de la figura 4.1, al utilizar la FFT.

Figura 30. Transformada de Hilbert utilizando la FFT



El algoritmo que se desarrolló para ser ejecutado con el programa MATLAB versión 6.1 o superior, obtiene los canales DIRECTO e INVERSO a partir de las señales 'D' y 'Q', obtenidas mediante la demodulación en cuadratura de la señal RF Doppler ultrasónica para su posterior procesamiento y despliegue. Las señales 'D' y 'Q' son extraídas de un archivo de audio en formato WAV del cual también se obtiene la frecuencia de muestreo 'Fs'.

Los parámetros de entrada son:

Archwav : es el archivo que contiene la señal RF Doppler ultrasónica, demodulada en cuadratura.

Seg : es la cantidad de tiempo en segundos que desea extraerse para la separación de señales.

Los parámetros de salida son:

directo : es el vector del canal FORWARD

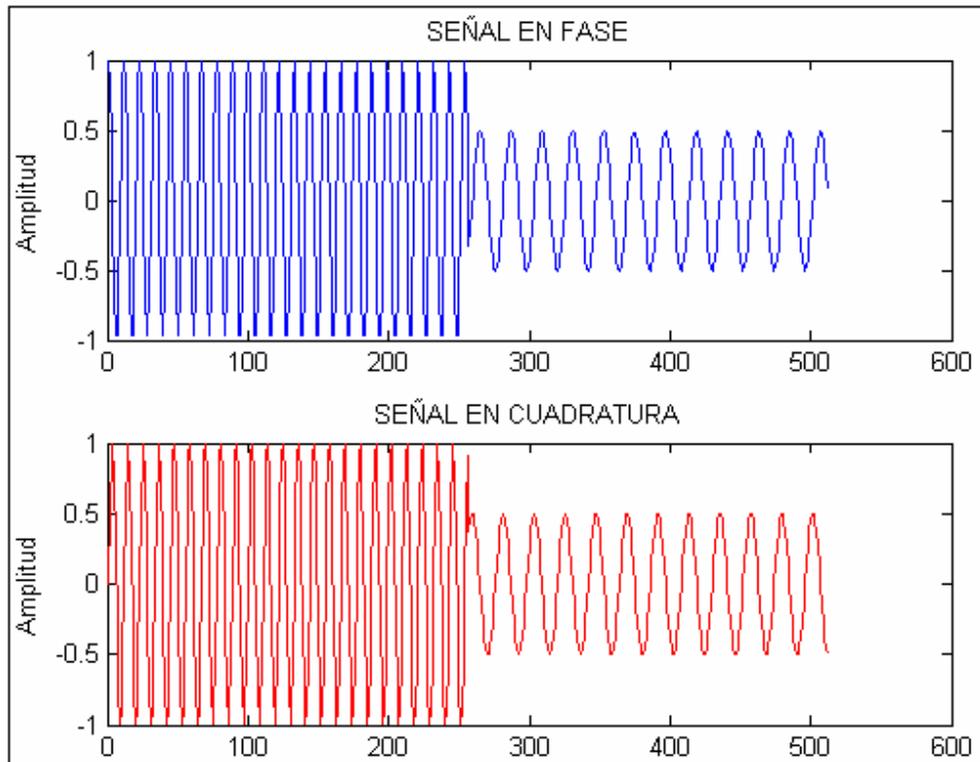
inverso : es el vector del canal REVERSE

4.3 Implementación del algoritmo

Para hacer una presentación ilustrativa de la implementación de este algoritmo, se utilizó un simulador implementado en matlab que genera las señales Doppler ultrasónicas en fase y en cuadratura, llamado "**DOP**" el cual fue desarrollando en el Departamento de Ingeniería en Sistemas Computacionales (DISCA), y en el Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y Sistemas (IIMAS) en la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM).

Estas señales simuladas nos serán útiles para demostrar el funcionamiento del algoritmo y comprobar que la separación de los flujos directo e inverso ha sido implementada correctamente. En la figura 31 se muestra señales D y Q simuladas con el programa DOP.

Figura 31. Señales en fase y en cuadratura obtenidas del simulador “DOP”



Estás señales han sido simuladas con las siguientes características:

- Frecuencia directa = 2000 Hz, Frecuencia cuadratura= 1000 Hz
- Frecuencia de muestreo = 22000 Hz
- Número de muestras = 512
- Amplitud de la señal forward= 1
- Amplitud de la señal reverse = 0.5

A continuación se presenta y se describe línea a línea el algoritmo para implementarse en Matlab, el archivo fuente ha sido nombrado `func_phasing.m`. Todas aquellas líneas que comiencen con el símbolo “%” son reconocidas por Matlab como explicaciones o descripciones y se incluyen dentro de la ayuda del archivo a la cual se puede acceder tecleando en la pantalla de Matlab **help func_phasing**, no generan código fuente alguno

ALGORITMO DE SEPARACIÓN

```
function[directo,inverso]=func_phasing(archwav,seg);

% FUNCTION [DIRECTO,INVERSO] = FUNC_PHASING2(archwav,seg);
% Obtiene los canales FORWARD y REVERSE a partir de un archivo wav
% que contenga la demodulación en cuadratura de la señal RF Doppler
% ultrasónica, y grafica cada uno de los canales.
%
% Parámetros de entrada:
% archwav : archivo wav que contiene las señales en fase (D) y en
%           cuadratura (Q) y la frecuencia de muestreo (fs).
% seg     : cantidad de segundos que se extraerán del archivo wav.
% Parametros de salida:
% directo : vector del canal FORWARD
% inverso : vector del canal REVERSE
%
% Bibliografía
%
%[1]"Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation and Signal Processing."
%   David H. Evans and W. Norman McDicken.
%   John Wiley & Sons, LTD, Second Edition 2000.
%[2]"DBP: "Toolbox para Matlab destinado al analisis de señales de un
%   sistema Doppler Bidireccional."
```

```

% Victor Castro Castillo y Alejandro Sotomayor Ortega.
% Memorias del III Simposio de Ultrasonica, 3er. Congreso CIMAFA'99.
% Ciudad de la Habana, Cuba.
%
%[3]"Sistema Doppler Ultrasonico Bidireccional con Deteccion de
% Cuadratura Digital para Medicion de Flujo Sanguineo."
% Miguel Israel Barragan Ocampo.
% Tesis para obtener el titulo de IngenieroElectrico Electronico
% Facultad de Ingenieria, UNAM, 2002

% ----- Chequeo de Rangos -----

if (nargin<1)|(nargin>2) %Corroborando cantidad de parámetros
    %correcta
help func_phasing2 %Si la cantidad de parámetros es
    % incorrecta se genera un error.
    error('Parametros erroneos')
end
n = length(D);
m = length(Q);
if (n==m)&(n>1) % Comparando longitudes de D y Q.
    N=n;
Else % Si las longitudes no son iguales se
    % genera un error.
error('ERROR! La longitud de D y Q tienen que ser iguales y mayores que 1')
    help func_phasing
end;
% -----Declaración de variables-----

n=N/2 + 1;

```

```

%-----
%
%                               ALGORITMO
%-----

fd10 = fft(D);                % 1ro. Se halla la FFT de la ventana de datos
                                % de la señal D

fd10(n:N) = 0;                % 2do. Se hace cero la parte imaginaria de la
                                % FFT.

hd1 = imag(iff(fd10));        % 3ro. Se halla la inversa de la nueva señal y
                                % se extrae su parte imaginaria (es una señal
                                % analítica por lo que esta en cuadratura).

    hd10 = hd1 * 2;            % Para devolverlo a su magnitud original.

    forward = Q + hd10;        % Creando el canal de la señal directa.
    reverse = Q - hd10;       % Creando el canal de la señal inversa.

% ----- Resultados -----

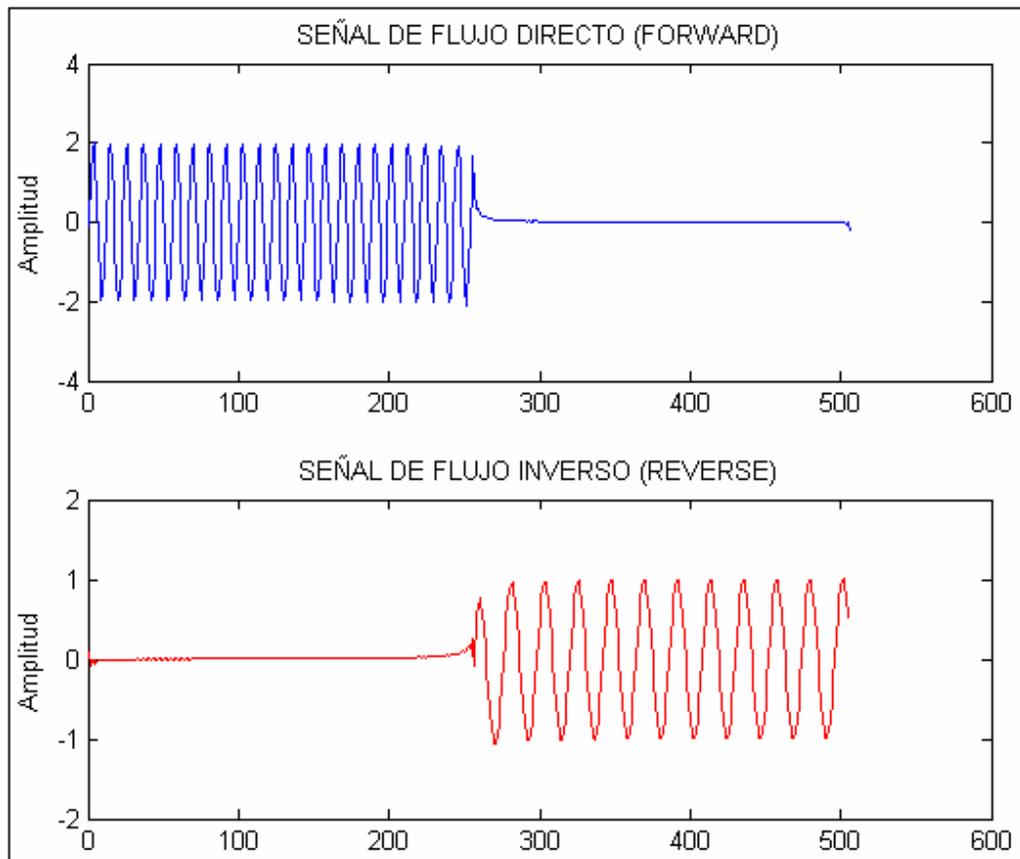
    directo=forward;          % Vector de la señal directa.
    inverso=reverse;         % Vector de la señal inversa.
wavstereo=[directo,inverso]; % Vector con ambas señales para generar un
                                % archivo wav estereo.

```

Los resultados obtenidos de la separación de las señales utilizando la función `fun_pahsing` se pueden observar en la figura 32 en donde se distingue perfectamente el momento en el que existe un cambio en la dirección de la señal original.

Esto confirma el funcionamiento correcto del algoritmo que se ha implementado en este trabajo, ya que tenemos como resultado las señales de flujo Directo e Inverso completamente separadas. El cambio se produce alrededor de la muestra 250 en el eje X.

Figura 32. Señales de flujo directo e inverso, de las señales generadas por “DOP”



4 PRUEBAS Y RESULTADOS CON SEÑALES SIMULADAS DE LAS ARTERIAS CARÓTIDA Y FEMORAL

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos al utilizar el algoritmo de separación que se describió en el capítulo anterior con señales que de forma similar a la señal generada con la función DOP han sido creadas por un simulador, pero a diferencia de esta, las simulaciones que se utilizan aquí, representan señales semejantes a las que se obtienen de mediciones de flujo sanguíneo reales y las funciones de estas.

Además se utiliza una función llamada ESPECTRO desarrollada por el mismo autor de la función DOP la cual nos ayudará a calcular y visualizar los espectrogramas de las señales Doppler en cuadratura y posteriormente de los canales directo e inverso.

En principio se describen las señales simuladas, sus parámetros importantes y su implementación, para luego dar paso a los resultados visuales obtenidos con el algoritmo de separación *fun.-phasing* y con la función ESPECTRO.

Con los resultados que se obtengan de las pruebas y la utilización de las funciones de apoyo, se terminará de confirmar el funcionamiento óptimo del algoritmo que se ha implementado para este trabajo.

5.1 Descripción de las señales simuladas

Las señales utilizadas para demostrar el funcionamiento del algoritmo implementado, son señales Doppler que simulan el flujo sanguíneo de las arterias carótida y femoral, y fueron construidas utilizando MATLAB.

La construcción de estas señales se realizó a partir de una curva de velocidad (frecuencia) media de una persona adulta sana. Para ello se generó una señal de ruido blanco gaussiano y de acuerdo a la curva de velocidad media de una arteria femoral o carótida se fue filtrando cada señal (el ruido blanco) con un filtro gaussiano y cuya frecuencia central se varió de acuerdo a la curva de frecuencia media, el ancho de banda de la señal se dejó fija a 100 Hz. Las señales presentadas son ideales porque no tienen ningún ruido, es decir su relación señal a ruido (SNR) es infinita. La señal que simula la función de la arteria carótida es unidireccional y la que simula la función de la arteria femoral es bidireccional.

Con estas pruebas se podrá apreciar de manera muy precisa la separación que el algoritmo realiza de los canales directo e inverso. Estas señales se obtuvieron en el DISCA, IIMAS, UNAM mediante la técnica descrita anteriormente.

5.2 Pruebas y resultados obtenidos

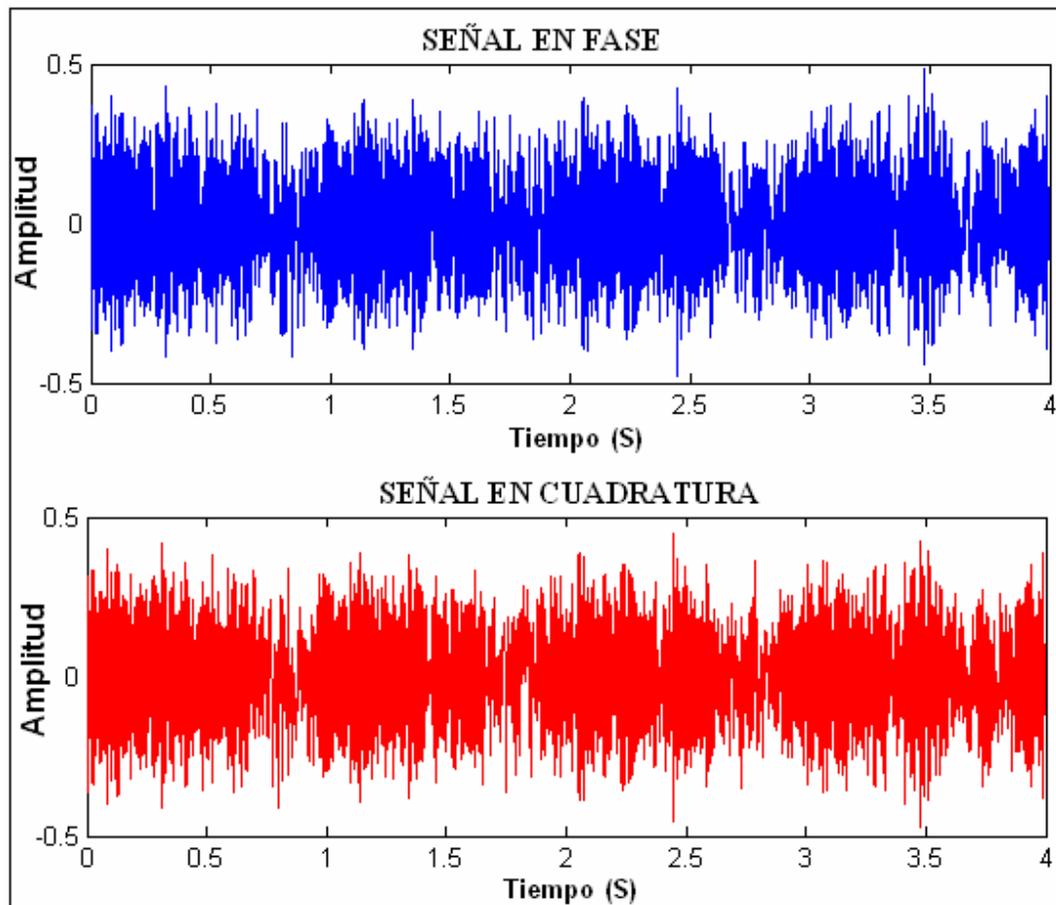
Se presenta ahora la utilización del algoritmo “FUNC_PHASING” para realizar la separación de los canales directo e inverso de las señales simuladas, luego de aplicar el algoritmo a las señales originales, se podrá observar visualmente por medio de las imágenes obtenidas, los momentos en los que el flujo cambia de dirección y la independencia que presentan estos cambios.

5.2.1 Señal femoral

Esta señal simula la función de la arteria femoral. Para su análisis se tomó una muestra de 4seg de la señal creada y a esta muestra se le aplicó algoritmo.

Esta es la prueba más importante, debido a que como se mencionó anteriormente, el flujo sanguíneo en esta arteria es bidireccional, lo que permitirá apreciar de forma más exacta el momento en el que el flujo de la señal cambia de dirección.

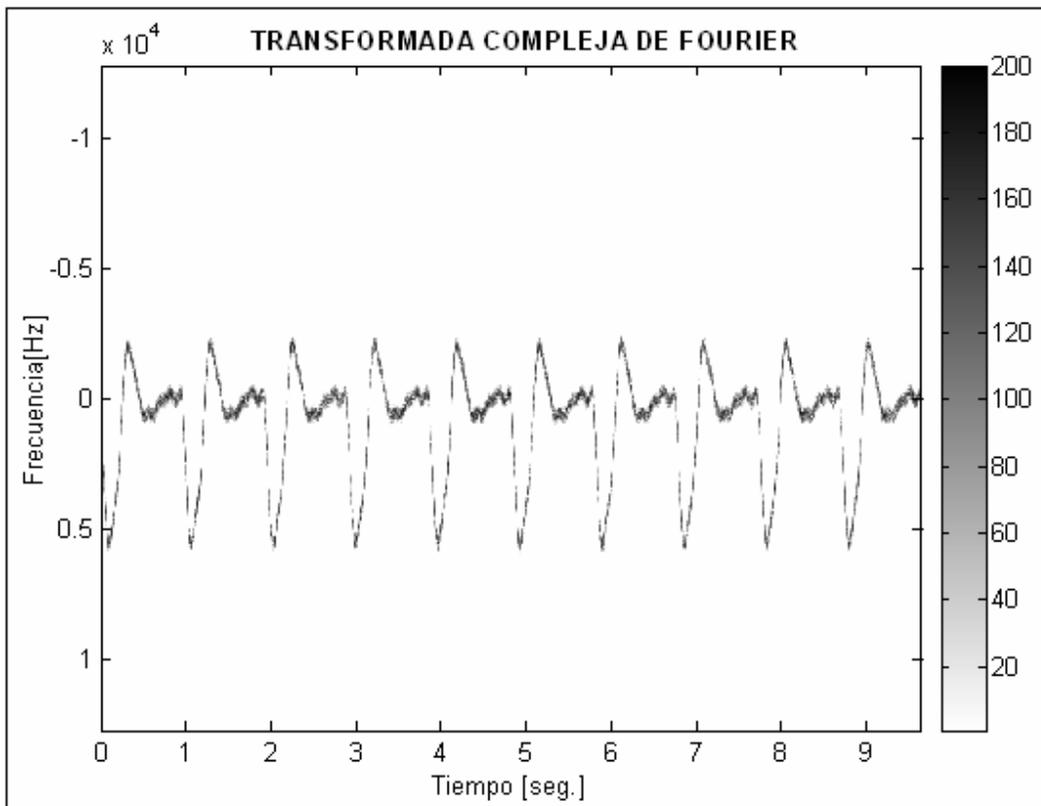
Figura 33. Canales en fase y en cuadratura de la señal femoral



En esta figura, pareciera que las señales en fase y en cuadratura son iguales, pero debemos recordar que ambas contienen la información de los canales directo e inverso.

A continuación se muestra el espectro de frecuencias de esta señal en cuadratura obtenido con la función ESPECTRO. Para el despliegue del espectro, se utilizó el tiempo completo de duración del archivo original.

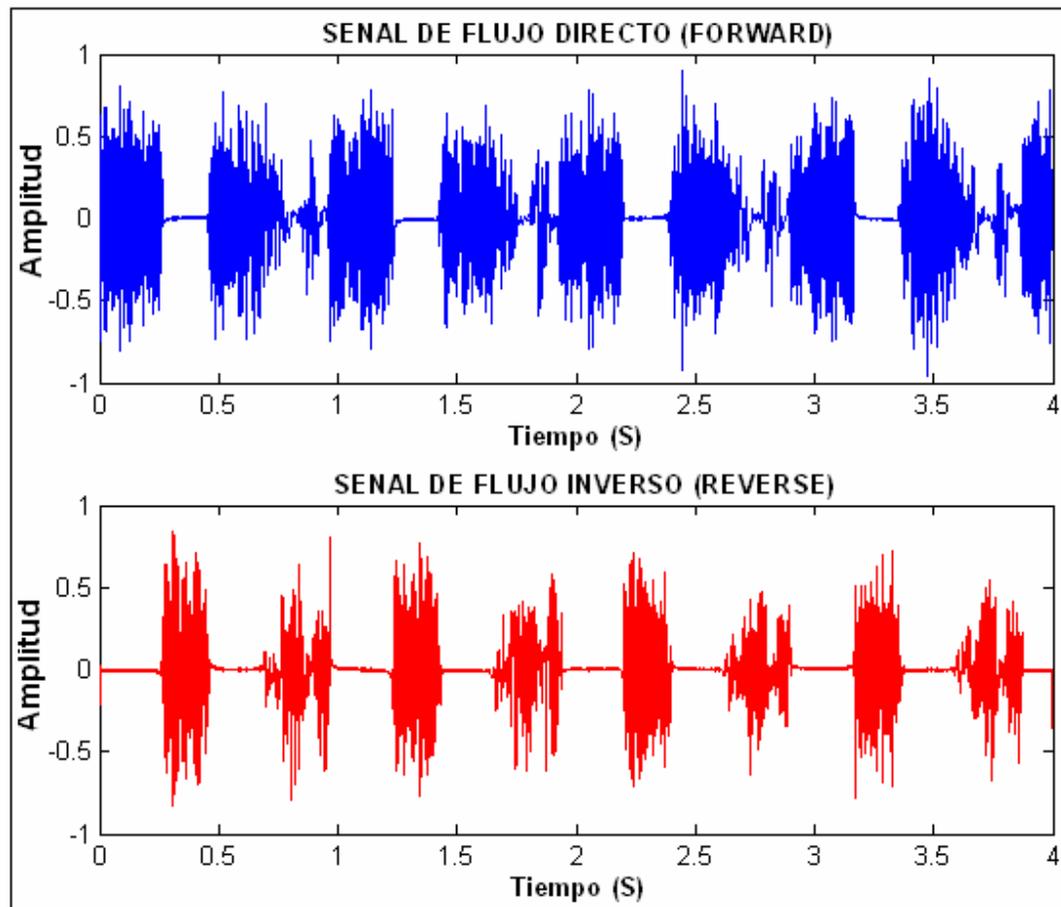
Fig. 34 Espectrograma de la señal femoral



Esta imagen nos servirá posteriormente para compararla con las de los espectros de los canales directo e inverso obtenidos.

Luego de pasar la señal original en cuadratura por la función *FUNC_PHASING* los vectores directo e inverso que se obtienen, se grafican en la figura 35.

Figura 35. Canales de flujo directo e inverso de la señal femoral



En esta gráfica se aprecia perfectamente los momentos en los que el flujo cambia de dirección como por ejemplo entre $t=0.5\text{seg}$ y $t=1\text{seg}$ y se ratifica el funcionamiento correcto del algoritmo implementado.

Ahora después de aplicar la función *FUNC_PHASING*, veamos el detalle de los espectrogramas que se obtienen de los canales directo e inverso.

Para crear estas imágenes, se tomó una muestra más pequeña (2 segundos) de la señal original, esto se hizo para apreciar mejor el momento del cambio de la dirección del flujo. La figura 36 muestra el espectro del canal Directo y la figura 37 muestra el espectro del canal Inverso.

Figura 36. Espectrograma del canal directo de la señal femoral

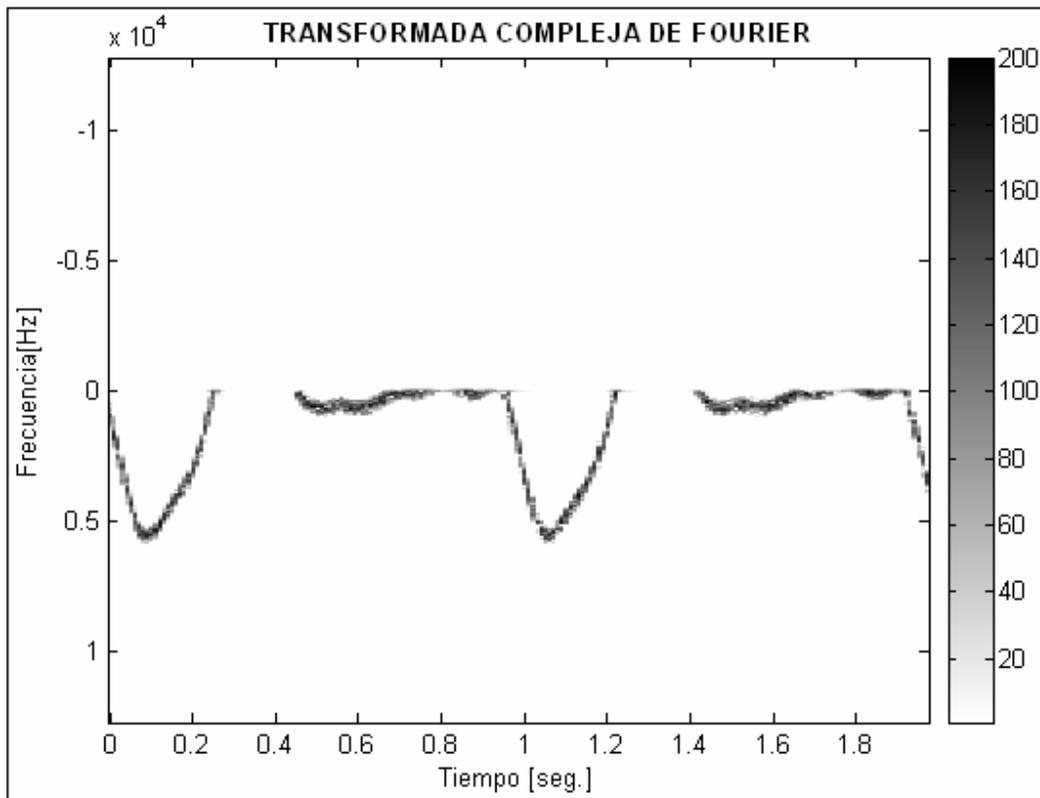
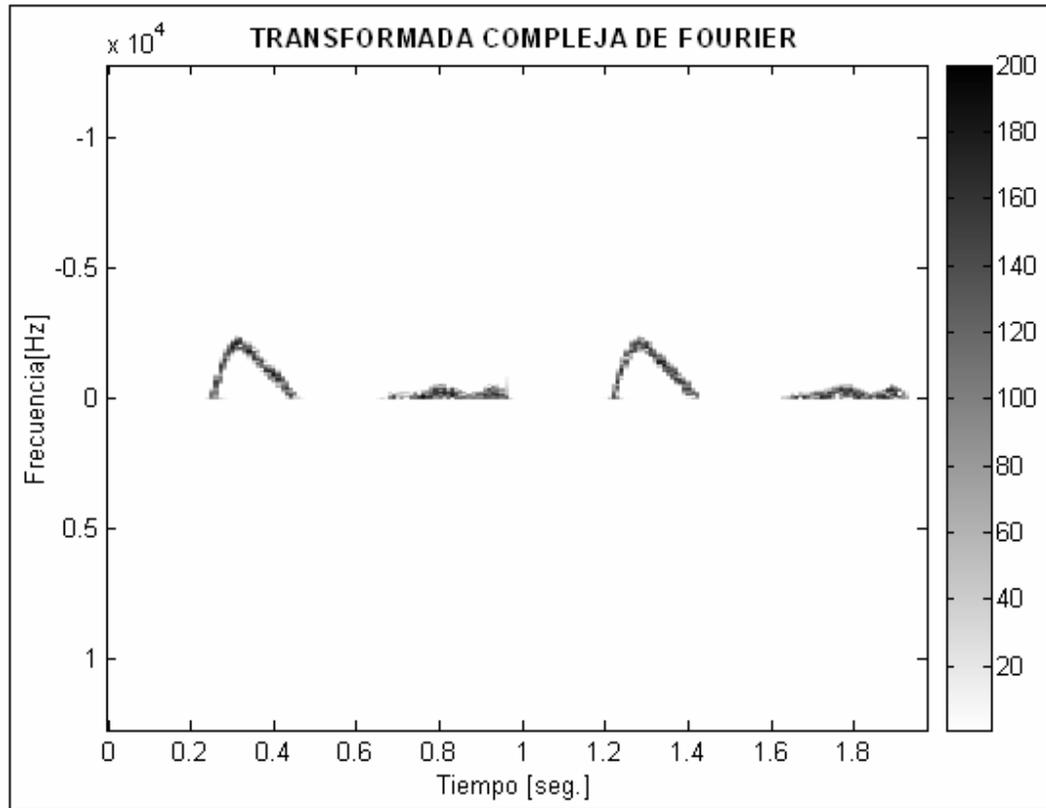


Figura 37. Espectrograma del canal inverso de la señal femoral



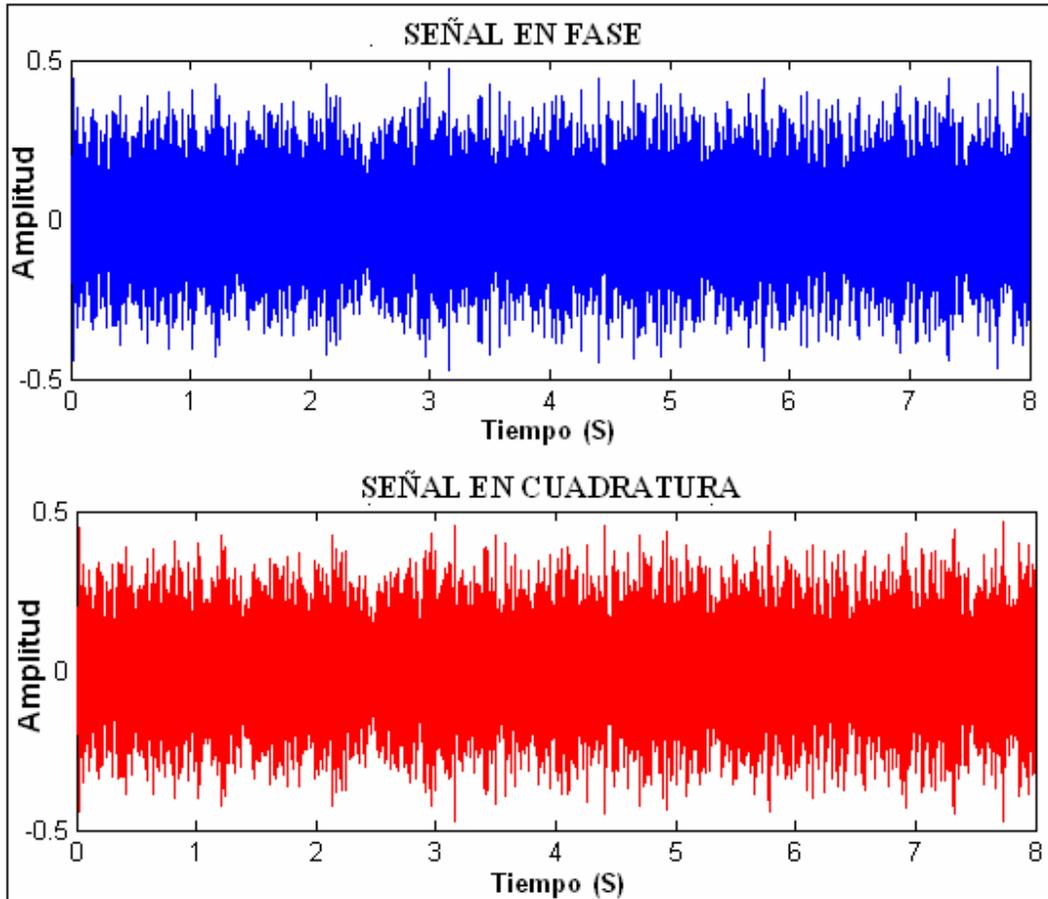
Se puede observar claramente en las imágenes de las figuras 5.4 y 5.5 que los canales están separados y comparando estas con la figura 5.2 se distingue que al sobreponer estas imágenes se genera el espectro mostrado en dicha figura.

5.2.2 Señal carótida

Esta señal simula la función de la arteria carótida. Para el análisis se tomó una muestra de 8seg de la señal simulada, y luego se aplicó el algoritmo.

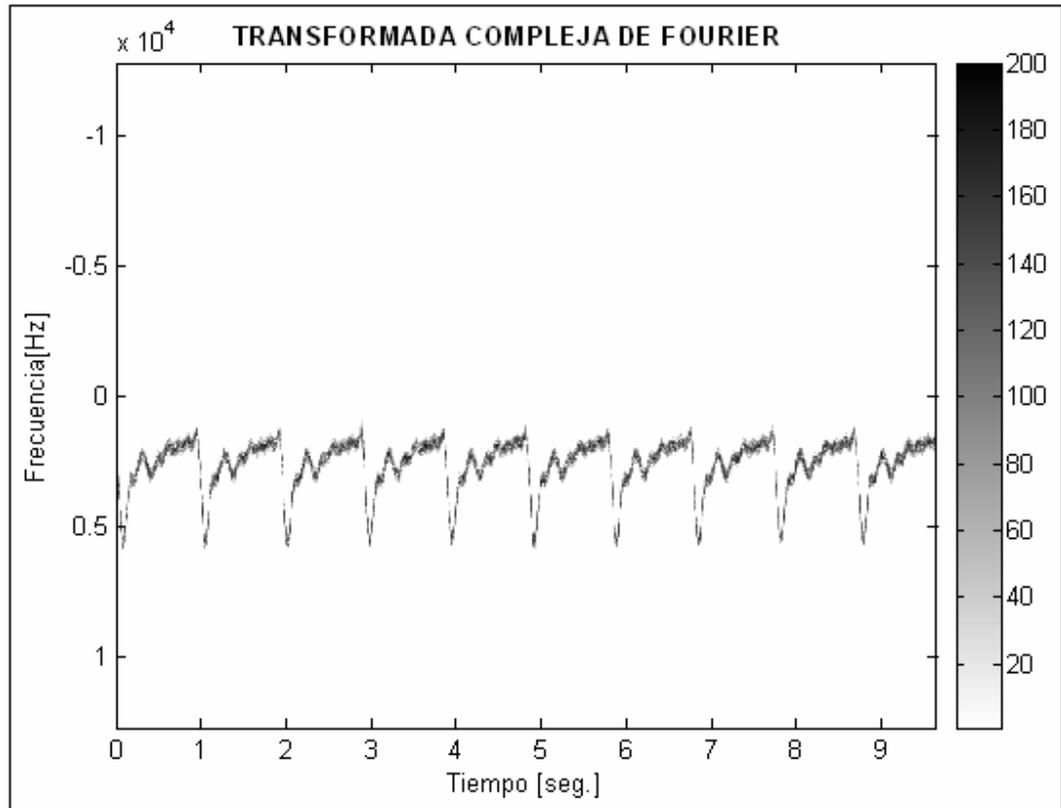
El flujo de esta arteria es unidireccional (contiene solamente flujo directo), por lo que el resultado en el canal inverso luego de aplicar el algoritmo de separación, debería ser una señal muy débil, casi nula.

Figura 38. Canales en fase y en cuadratura de la señal de carótida



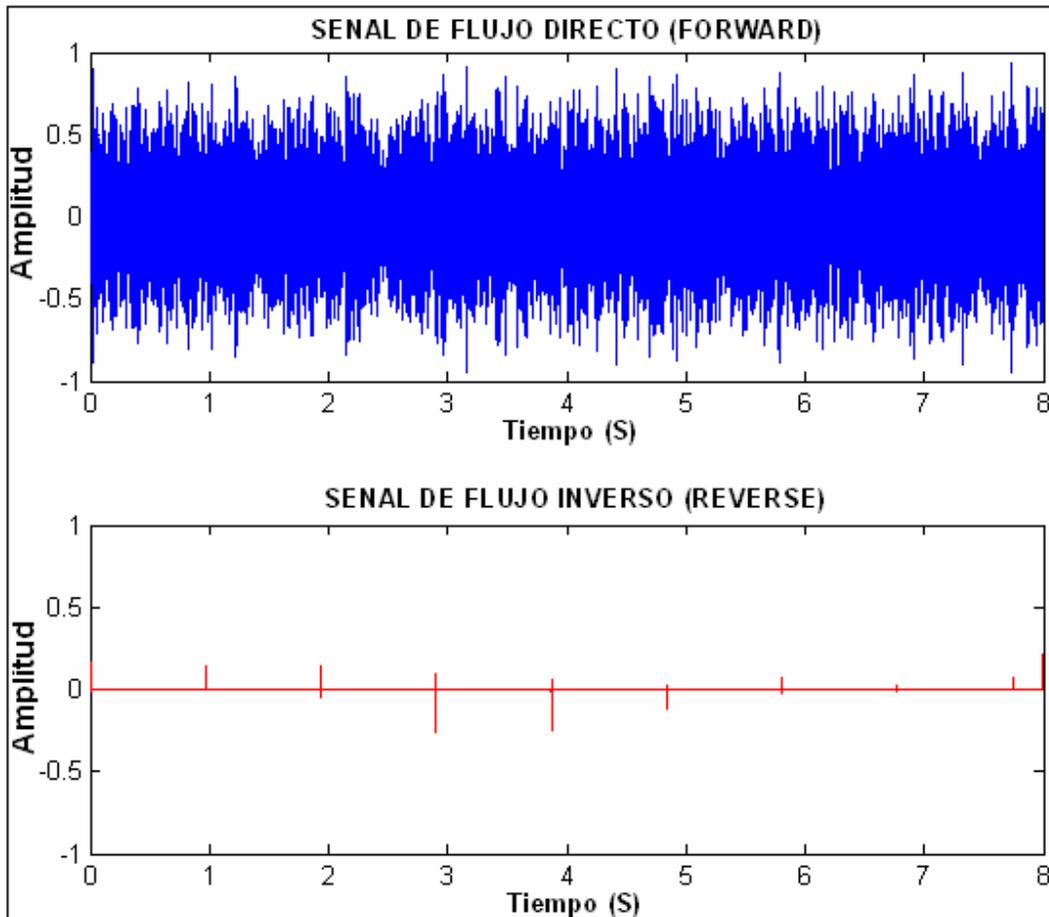
A continuación se muestra el espectro de frecuencias de esta señal. Al igual que con la señal femoral para el despliegue del espectro, se utilizó el tiempo completo de duración del archivo original.

Figura 39. Espectrograma de la señal carótida



Nuevamente y en la figura 40 se grafican los vectores directo e inverso obtenidos al utilizar el algoritmo de separación en la señal carótida.

Figura 40. Canales de flujo directo e inverso de la señal carótida



Se confirma lo anteriormente mencionado, luego de la separación se aprecia que el canal de flujo Inverso no contiene una mínima parte de la información, mientras que la mayoría de esta se concentra en el canal de flujo directo.

Al finalizar, se puede ver el detalle el detalle de los espectrogramas que se obtienen de los canales directo e inverso de la función carótida.

La figura 41 muestra el espectro del canal directo y la figura 5.10 muestra el espectro del canal Inverso.

Figura 41. Espectrograma del canal directo de la señal carótida

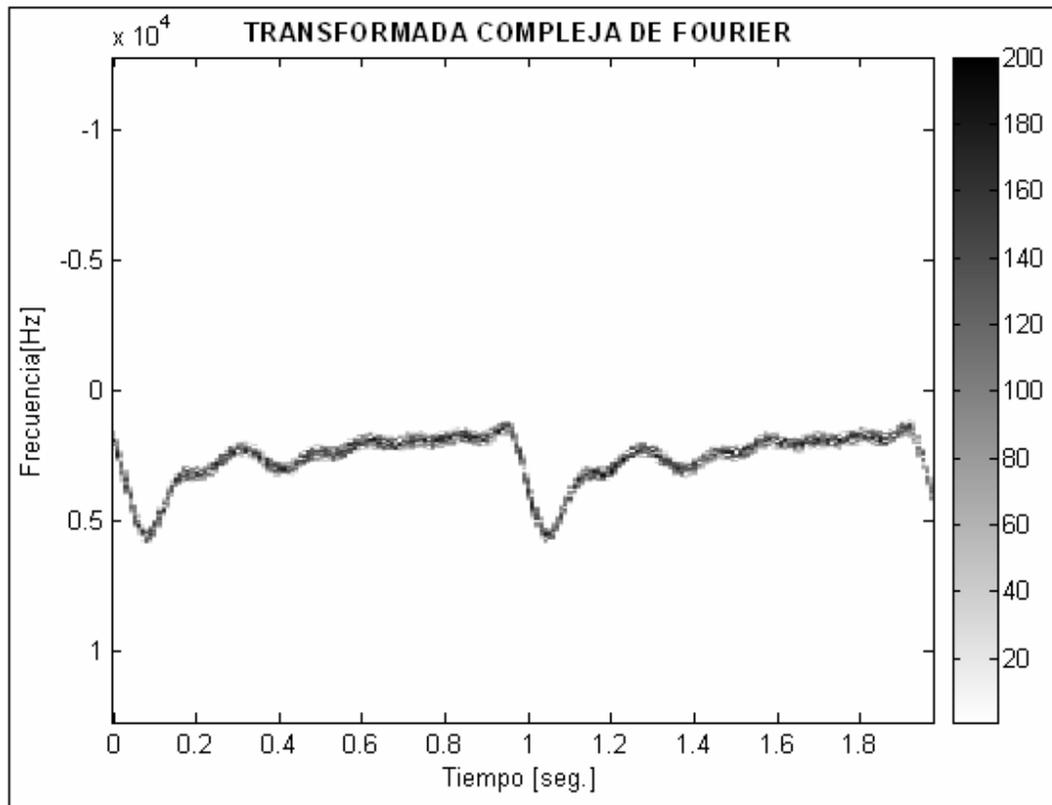
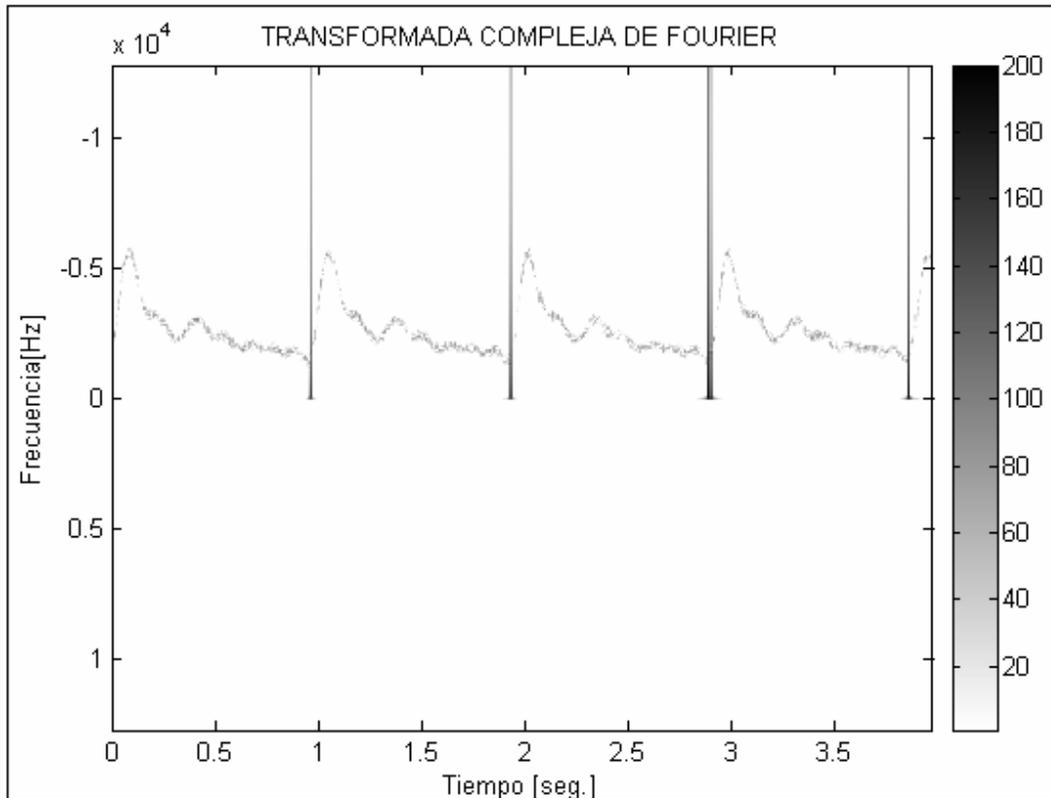


Figura 42. Espectrograma del canal inverso de la señal carótida



Los resultados que muestran las imágenes mostradas en las figuras 41 y 42 sirven para confirmar que en el canal de flujo inverso se tiene una señal mínima casi nula, que se puede determinar por el color gris tenue con que se presenta.

Se ha demostrado entonces el funcionamiento correcto del algoritmo implementado.

CONCLUSIONES

- 1 Se presentó en este trabajo de graduación un método digital para realizar la separación de señales Doppler en cuadratura provenientes de un transductor ultrasónico, en señales direccionales de flujo directo e inverso y se obtuvieron resultados satisfactorios de las pruebas realizadas.
- 2 Los resultados obtenidos demuestran el correcto funcionamiento del algoritmo de separación al obtener las señales de flujo directo e inverso separadas.
- 3 La eficiencia demostrada por el algoritmo desarrollado utilizando al Transformada de Hilbert, demuestra la funcionabilidad de las técnicas digitales para la separación de señales Doppler en cuadratura.
- 4 Es importante hacer mención del grado de separación que se obtuvo de las señales de flujo directo e inverso, esto puede observarse de las gráficas presentadas en las pruebas y resultados.
- 5 En trabajos posteriores puede agregársele al algoritmo algún tipo de procesamiento de señales en tiempo real o bien llevar a cabo el diseño de un transductor con demodulación en cuadratura.

RECOMENDACIONES

- 1 Impartir en la Facultad de Ingeniería dentro del curso de física 3 el tema del efecto Doppler generalizado, en dónde se presente una explicación y detalles del mismo.
- 2 Promover exposiciones y conferencias con la finalidad de mostrar las aplicaciones de la ingeniería electrónica en sistemas para diagnóstico médico específicamente en Ultrasonografía.

BIBLIOGRAFÍA

- 1 Evans David H., McDicken W. Norman, ***Doppler ultrasound, physics, instrumentation, and signal processing***. 2^a ed. Estados Unidos: John Wiley & Sons Ltd., 2000. 456pp.
- 2 Zagzebski, James A. ***Essentials of ultrasound physics***. Estados Unidos: Mosby, 1996. 220pp.
- 3 Cavaye M.D, White R.A. ***Arterial imaging modern and developing technology***. Inglaterra: Chapman & Hall, 1993. 160pp.
- 4 Krestel Erich, ***Imaging systems for medical diagnostics***. Alemania: Siemens Aktiengesellschaft, 1988. 636pp.
- 5 Nizamettin Aydin, Evans David H. "A fast frequency domain algorithm for decoding quadrature doppler signals". ***18th Annual Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society***. (Amsterdam) (18): 993-994. 1996.
- 6 Miguel Israel Barragan Ocampo Sistema Doppler Ultrasonico Bidireccional con Deteccion de Cuadratura Digital para Medicion de Flujo Sanguineo. Tesis Ingenieria Electrónica. México, Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingenieria, 2002.
- 7 Nizamettin A., Lingke F., Evans D. H. *Quadrature-to-directional format conversion of Doppler signals using digital methods*. ***Physiol. Meas.*** (Inglaterra) (15): 181-1991994.
- 8 Nizamettin Aydin, Evans David H. *Implementation of Directional Doppler Techniques Using a Digital Signal Processor*. ***Electrocardiography, Myocardial Contraction and Blood Flow Supplement***, (32): 157-164. 1994.

- 9 Leon Cohen. **Time-Frequency Analysis**. Estados Unidos: Prentice-Hall, 1995.

- 10 Castro Castillo Victor y Sotomayor Ortega Alejandro. DBP: Toolbox para Matlab destinado al analisis de señales de un sistema Doppler Bidireccional. **Memorias del III Simposio de Ultrasonica, 3er. Congreso CIMAFA 1999**. Cuba.

APÉNDICE

ARCHIVO FUENTE FUNC PHASING. M

```
function[directo,inverso]=func_phasing(archwav,seg);
```

```
%FUNCTION [DIRECTO,INVERSO] = FUNC_PHASING(archwav,seg);  
%Obtiene los canales FORWARD y REVERSE a partir de un archivo wav que  
%contenga la demodulacion en cuadratura de la señal RF Doppler ultrasonica.  
%  
% Parametros de entrada:  
% archwav :archivo wav que contiene las señales en fase (D) y en cuadratura (Q)  
%          y la frecuencia de muestreo (fs).  
% seg      :cantidad de segundos de la señal a mostrar.  
%  
% Parametros de salida:  
% directo  : vector del canal FORWARD  
% inverso  : vector del canal REVERSE  
%  
% Bibliografía  
%  
% [1]. "Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation and Signal Processing."  
%      David H. Evans and W. Norman McDicken.  
%      John Wiley & Sons, LTD, Second Edition 2000.  
%  
% [2]. "DBP: "Toolbox para Matlab destinado al analisis de señales de un sistema  
%      Doppler Bidireccional."  
%      Victor Castro Castillo y Alejandro Sotomayor Ortega.  
%      Memorias del III Simposio de Ultrasonica, 3er. Congreso CIMAFA'99.  
%      Ciudad de la Habana, Cuba.  
%  
% [3]. "Sistema Doppler Ultrasonico Bidireccional con Detección de Cuadratura  
%      Digital para Medición de Flujo Sanguineo."  
%      Miguel Israel Barragan Ocampo.  
%      Tesis para obtener el título de Ingeniero Eléctrico Electrónico  
%      Facultad de Ingeniería, UNAM, 2002
```

```

% -----Adquisición de datos-----%

global fs
[sennal,fs,bits]=wavread(archwav); %Adquiriendo el archivo creando una matriz
                                   %que contiene las señales D y Q y
                                   % un archivo con la frecuencia fs.

if length(sennal)<(seg*fs)
help func_phasing
error('El tiempo de muestra de la señal es menor que el tiempo solicitado intente
con uno menor')
end
global D Q t
D=sennal(1:(seg*fs),1); %Extrayendo el vector de la señal en fase de
                        %la matriz.
                        %Q=sennal(1:(seg*fs),2);
                        %Extrayendo el vector de la señal en
                        %cuadratura.
t=(0:(1/fs):(seg-(1/fs))); %Creando el vector de tiempo para las 2
                            %señales.

% ----- Despliegue visual de las señales en fase y en cuadratura -----%

figure(1);

subplot (2,1,1);
plot(t,D,'k');
title('SEÑAL EN FASE (Color azul) SEÑAL EN CUADRATURA (Color rojo)');
xlabel('Tiempo (S)');
ylabel('Amplitud');
subplot(2,1,2);
plot(t,Q,'k');
title('SEÑAL EN CUADRATURA');
xlabel('Tiempo (S)');
ylabel('Amplitud');

%----- Chequeo de Rangos -----%

if (nargin<1)|(nargin>3)
help func_phasing2
error('Parametros erroneos')
end

```

```

n = length(D);
m = length(Q);

if (n==m)&(n>1)
    N=n;
else
    error('ERROR!!! La Longitud de D y Q tienen que ser iguales y mayores que 1')
    help func_phasing
end;

% ----- Declaracion de variables. -----%

n=N/2 + 1;

%-----%
%
% ALGORITMO
%-----%

fd10 = fft(D);           % 1ro. Se halla la FFT de la ventana de datos de la
                        % señal D
fd10(n:N) = 0;          % 2do. Se hace cero la parte imaginaria de la FFT
hd1 = imag(iffd(fd10)); % 3ro. Se halla la inversa de la nueva señal y se extrae
                        % su parte imaginaria (es una señal analitica por lo que
                        % esta en cuadratura).
hd10 = hd1 * 2;         % Para devolverlo a su magnitud original.

forward = Q + hd10;
reverse = Q - hd10;

% ----- Resultados -----%

global directo inverso wavstereo
directo=forward;
inverso=reverse;
wavstereo=[directo,inverso];

% ----- Despliegue visual de Resultados -----%

figure(2);
subplot (2,1,1);
plot(t,directo,'k');
title('SEÑAL DE FLUJO DIRECTO (FORWARD)');

```

```
xlabel('Tiempo (S)');  
ylabel('Amplitud');  
axis([0 seg -1 1]);  
subplot(2,1,2);  
plot(t,inverso,'k');  
title('SEÑAL DE FLUJO INVERSO (REVERSE)');  
xlabel('Tiempo (S)');  
ylabel('Amplitud');  
axis([0 seg -1 1]);
```