

# Ecodoppler

## Índice.

<b>1</b>	<b>ECODOPPLER. PROCESAMIENTO DE SEÑALES DOPPLER.....</b>	<b>1</b>
1.1	EL EFECTO DOPPLER.....	2
1.1.1	<i>Transmisor estacionario/receptor en movimiento.....</i>	2
1.1.2	<i>Transmisor en movimiento/receptor estacionario.....</i>	3
1.1.3	<i>Efecto de la frecuencia de transmisión sobre la Frecuencia Doppler (FD).....</i>	3
1.1.4	<i>Efecto de la velocidad del sonido en el medio sobre la Fd.....</i>	4
1.1.5	<i>Efecto del ángulo de incidencia sobre la FD.....</i>	5
1.1.6	<i>Reflexión.....</i>	6
1.2	LIMITACIONES CLÍNICAS DE LA ECUACIÓN DOPPLER.....	6
1.2.1	<i>Frecuencia de Emisión No Uniforme.....</i>	7
1.2.2	<i>Efecto de la dimensión finita del haz respecto al tiempo de transito.....</i>	7
1.3	EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL DOPPLER.....	8
1.3.1	<i>Demodulación Coherente.....</i>	9
1.3.2	<i>Demodulación No-coherente.....</i>	10
1.3.3	<i>Demodulación Direccional.....</i>	10
1.4	ANÁLISIS ESPECTRAL.....	12
1.5	EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS DEL FLUJO.....	13
1.5.1	<i>Autocorrelación.....</i>	13
<b>2</b>	<b>ECODOPPLER. INSTRUMENTACIÓN DOPPLER.....</b>	<b>14</b>
2.1	COMPARACIÓN DE LA INSTRUMENTACIÓN DOPPLER Y LOS DISPOSITIVOS ECOGRÁFICOS CONVENCIONALES	16
2.1.1	<i>Transmisión de señal.....</i>	16
2.1.2	<i>Atenuación de energía.....</i>	16
2.1.3	<i>Interacción señal-partículas.....</i>	17
2.1.4	<i>Factores que afectan la sensibilidad.....</i>	18
2.2	ECODOPPLER ESPECTRAL.....	18
2.2.1	<i>Instrumentos de onda continua.....</i>	18
2.2.2	<i>Instrumentos de onda pulsada.....</i>	20
2.2.3	<i>Representación Espectral.....</i>	21
2.3	ECODOPPLER COLOR.....	22
2.3.1	<i>Principio de funcionamiento.....</i>	23
2.3.2	<i>Instrumentación.....</i>	23
2.3.3	<i>Visualización del Ecodoppler Color.....</i>	25
2.3.4	<i>Doppler de Potencia (Power Mode).....</i>	26
<b>3</b>	<b>COMPARACIÓN DE LAS DIFERENTES TÉCNICAS.....</b>	<b>27</b>

## 1 Ecodoppler. Procesamiento de Señales Doppler.

La técnica de ecografía Doppler es la segunda técnica más importante utilizada en ecografía. La ecografía Doppler se basa en un cambio de frecuencia de la onda de sonido ocurrido cuando este incide sobre un objeto en movimiento. A partir de esta frecuencia, un instrumento puede determinar las características del flujo (presencia, velocidad, etc.) dentro del corazón o de los vasos.

La utilidad clínica y la aceptación que ha tenido el ecodoppler se deben a dos avances importantes de la ingeniería. Por un lado el desarrollo de analizadores de espectro de tiempo real, y por otro, la combinación de dispositivos Doppler junto con sistemas de ecografía convencional.

La ecocardiografía Doppler se complementa con la ecografía convencional cubriendo aspectos diferentes. Esto contribuye a que mediante las técnicas de ultrasonido sea posible realizar un diagnóstico cardiovascular relativamente completo.

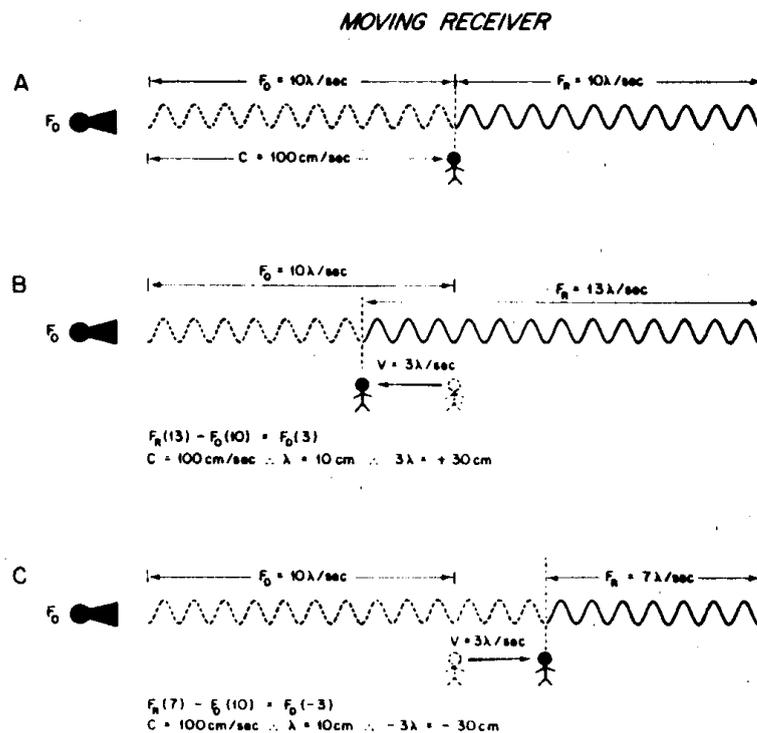
### 1.1 El efecto Doppler.

El efecto Doppler, descubierto por Christian Johann Doppler en 1842, establece en su forma más básica que si un receptor se desplaza en relación a una fuente sonora estacionaria, la frecuencia detectada por el primero no será la misma que la transmitida. Esta diferencia de frecuencias, o desplazamiento, está directamente relacionada a la velocidad del receptor. Para comprender mejor este efecto se analizarán dos casos: transmisor estacionario/receptor en movimiento y viceversa.

#### 1.1.1 Transmisor estacionario/receptor en movimiento.

El efecto Doppler puede ser ilustrado en forma simple usando la configuración de un transmisor estacionario y un receptor en movimiento. En la Figura 1 se observa el caso de una onda de desplazamiento que es emitida a 10 Hz. Si el receptor está estacionario (Figura 1a) entonces la frecuencia recibida  $F_r$  será la misma que la transmitida  $F_o$ . Es decir que, en un segundo, éste recibirá 10 ciclos. Sin embargo, si el receptor se desplaza hacia el transmisor (Figura 1b) en un segundo recibirá los 10 ciclos como si estuviera estacionario más un número adicional (3 en el ejemplo) debido al movimiento realizado. La frecuencia recibida en este caso será 13 Hz. La diferencia entre la  $F_r$  y la  $F_o$  se conoce como desplazamiento de frecuencia Doppler.

Conociendo la velocidad del sonido en el medio (100cm/s en el ejemplo) es posible calcular la longitud de onda como  $\lambda = C/F_o$ . Si en el ejemplo  $\lambda = 10\text{cm}$  y existe diferencia de 3 ciclos por segundo, entonces la velocidad de desplazamiento del receptor es de 30cm/s.



**Figura 1: El caso de un transmisor estacionario y un receptor en movimiento. a) receptor estacionario, b) receptor con movimiento hacia el transmisor, c) receptor con movimiento en sentido opuesto al transmisor.**

A partir del ejemplo anterior se puede afirmar que el desplazamiento en frecuencia Doppler ( $F_d$ ) varía directamente con la velocidad. Por lo tanto, si se conoce este desplazamiento y la longitud de onda  $\lambda$  es posible calcular la velocidad del receptor. En otras palabras

$$F_d \propto V.$$

Finalmente se analiza el caso inverso (Figura 1c) dónde el receptor se aleja del transmisor. En este caso, la cantidad de ciclos recibidos en un segundo serán los 10 ciclos del caso estacionario, menos 3 ciclos debido al movimiento. Es decir que la frecuencia recibida  $F_r$  será de 7Hz y la  $F_d$  será de  $-3\text{Hz}$ .

### 1.1.2 Transmisor en movimiento/receptor estacionario.

Si bien el principio es el mismo, es conveniente explicar de forma diferente para comprender cómo el movimiento del transmisor afecta a la distancia entre picos de la onda. En el ejemplo de la Figura 2 se observa el caso de una fuente de sonido puntual emitiendo frentes de onda esféricos y dos receptores 1 y 2 situados en extremos opuestos. Si la fuente es estacionaria (Figura 2a) se emitirán sucesivas ondas de sonido esféricas centradas sobre la misma fuente y los receptores ubicados a ambos lados de la misma escucharán exactamente la misma frecuencia.

Si el transmisor se mueve (Figura 2b) emitirá ondas esféricas cuyos centros estarán centrados desplazados en función de la ubicación del transmisor en el momento de la emisión de dicha onda. En función de la ubicación del receptor, la distancia entre frentes de onda será diferente y por tanto la frecuencia también variará. En el ejemplo, el receptor 2 recibirá una frecuencia mayor que el receptor 1.

Cuando la fuente de sonido se está moviendo, la frecuencia de viaje realmente cambia de acuerdo a la posición del receptor respecto a la dirección y sentido de movimiento del transmisor.

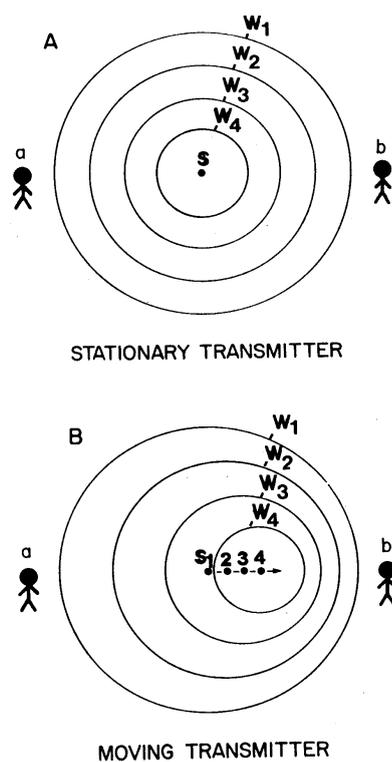


Figura 2: El caso de un transmisor en movimiento y dos receptor estacionario. a) transmisor estacionario, b) transmisor con movimiento.

### 1.1.3 Efecto de la frecuencia de transmisión sobre la Frecuencia Doppler (FD).

El efecto de un cambio de la frecuencia de transmisión sobre la frecuencia Doppler  $F_d$  se observa en la Figura 3 donde de transmisión es incrementada de 10 a 20 Hz. Este incremento en la frecuencia, para un receptor que se desplace a 30 cm/s en un medio donde la velocidad del sonido es de 100cm/s, producirá una frecuencia Doppler igual al doble de la frecuencia obtenida

con 10Hz (Ver Figura 3b). En la Figura 3c se observa el mismo caso anterior pero con una frecuencia de transmisión de 5Hz. En este caso la Fd será la mitad de la obtenida para 10Hz.

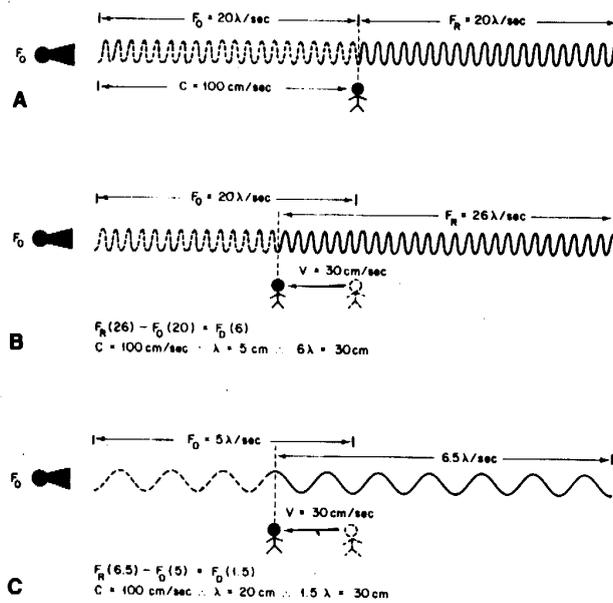


Figura 3: Efecto del cambio de la frecuencia del transmisor.

Del análisis descrito en el párrafo anterior se concluye que la frecuencia Doppler varía directamente con la frecuencia de transmisión:

$$F_d \propto V \times F_0.$$

Esto tiene un importante efecto para determinar el rango de las velocidades a medir. Para un intervalo de muestreo fijo, una frecuencia de transmisión baja producirá una frecuencia Doppler baja, y por lo tanto, permitirá detectar altas velocidades sin producir efectos de “aliasing”. Desde el punto de vista de la física del sonido, la frecuencia de transmisión tendrá un efecto directo en la penetración, la amplitud de los ecos producidos los dispersores, el ancho de banda y el tamaño del volumen de muestra.

#### 1.1.4 Efecto de la velocidad del sonido en el medio sobre la Fd.

El efecto de un cambio en la velocidad del sonido en el medio sobre la Fd se ilustra en la Figura 4. La variación en la velocidad de propagación del sonido tiene un efecto inverso sobre la frecuencia Doppler. Por ejemplo, comparando la Figura 4b con Figura 4c se observa que cuando el sonido tiene mayor velocidad, se incrementa la distancia entre los picos de amplitud, es decir, aumenta la longitud de onda. Finalmente la frecuencia Doppler es inversamente proporcional a la velocidad del sonido C:

$$F_d \propto V \times F_0 / C.$$

Sobre los tejidos blandos, la velocidad de propagación del sonido es relativamente constante, por lo tanto, este término puede ser despreciado en los cálculos.

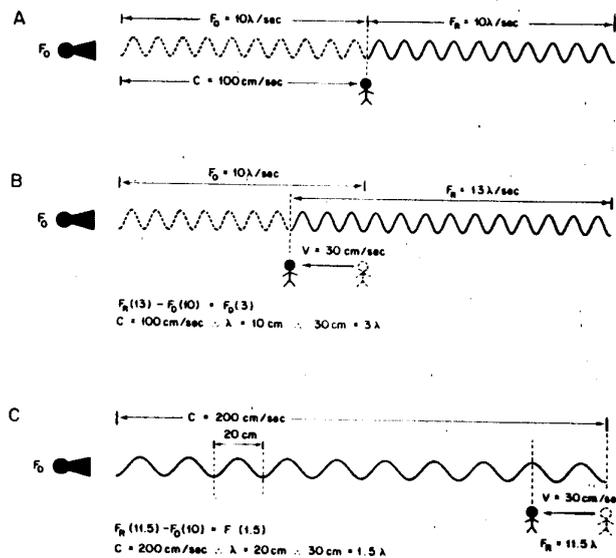


Figura 4: Efecto del cambio en la velocidad del sonido.

### 1.1.5 Efecto del ángulo de incidencia sobre la FD.

Para analizar el efecto de este ángulo se analizará el ejemplo de la Figura 5. En la Figura 5a se observa el caso de un receptor estacionario donde las consideraciones son las mismas que las analizadas anteriormente. En la Figura 5b el movimiento se realiza directamente hacia la fuente y la frecuencia Doppler se calcula del mismo modo que en ejemplos previos. En la Figura 5c, el receptor se desplaza con una cierta velocidad en sentido radial a la fuente, y debido a que no encontrará picos adicionales, la frecuencia Doppler será cero.

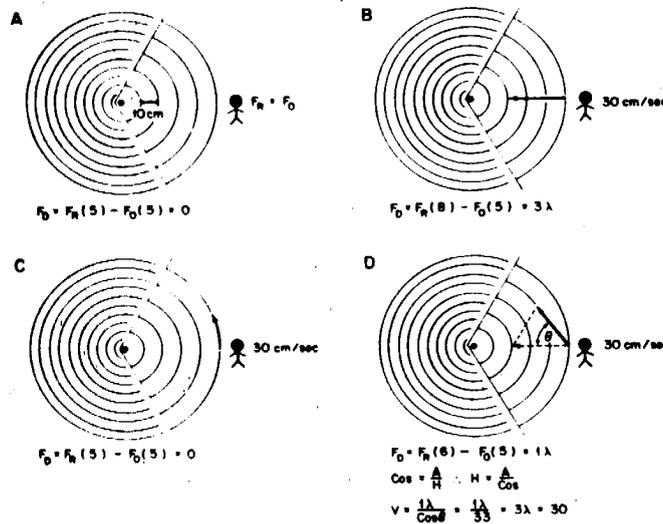


Figura 5: Efecto del cambio en el ángulo de incidencia.

Finalmente en la Figura 5d el receptor se desplaza hacia la fuente con un ángulo  $\theta$  determinado y se registrarán sólo algunos ciclos adicionales. Si sólo se utiliza la Fd para la determinación de la velocidad, esta estará subestimada. Sin embargo, si se conoce el ángulo entre la dirección del movimiento y la dirección de propagación del sonido, es posible determinar la velocidad real por un simple relación trigonométrica. Así, la Fd puede ser calculada del siguiente modo:

$$F_d = V \times F_0 \times \cos\theta / C.$$

En la Figura 6 se observa el efecto del ángulo sobre la velocidad registrada para un rango de ángulos incidentes de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ . Cuando las variaciones angulares son menores a  $20^\circ$  existirá un cambio menor al

6% en la velocidad registrada, y por lo tanto, es común despreciar el coseno de la expresión anterior. Sin embargo, cuando el movimiento es perpendicular al camino del haz de sonido, no existirá desplazamiento Doppler alguno debido a que el coseno de  $90^\circ$  es 0. A partir del análisis anterior, la velocidad o flujo registrado es teóricamente óptimo cuando el haz es paralelo al vector de flujo.

En la práctica, sin embargo, aunque el transductor esté orientado en la dirección óptima, no todos los glóbulos rojos dentro del vaso viajarán exactamente por el mismo camino, y por tanto, algunos de estos dispersores se moverán hacia el transductor o alejándose de este. El desplazamiento en frecuencia Doppler tendrá la misma amplitud, indicando que existe un flujo presente, pero el valor de la velocidad no podrá ser resuelto.

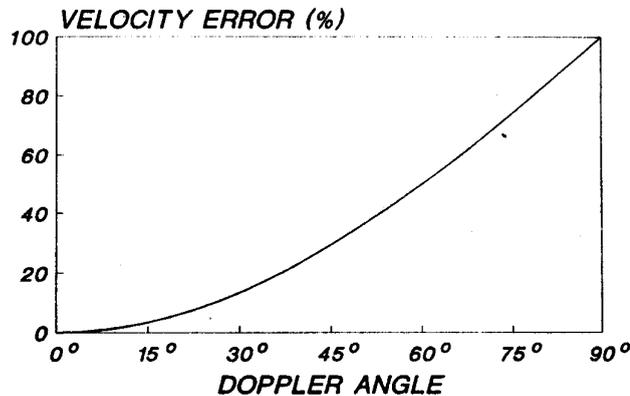


Figura 6: Efecto del cambio en el ángulo de isonificación sobre el error de velocidad.

### 1.1.6 Reflexión.

Todos los instrumentos clínicos basados en el efecto Doppler se basan en la medición del desplazamiento en frecuencia que ocurre cuando el sonido es reflejado en los glóbulos rojos. Las ondas de ultrasonido son recibidas por un receptor en movimiento con una frecuencia  $F_r$  que varía con respecto a la transmitida  $F_o$  en la frecuencia Doppler  $F_d$  ( $F_r = F_o + F_d$ ). Este objeto luego se comporta como una fuente de sonido que irradia a una frecuencia  $F_r$ . Este sonido es detectado por un receptor estacionario, el cual recibe una frecuencia  $F_r' = F_r + F_d$ , con lo cual, se ha producido por segunda vez el desplazamiento Doppler.

El desplazamiento total que se produce es el doble del desplazamiento descrito en las secciones anteriores debido a al efecto combinado de (1) un transmisor estacionario y un receptor en movimiento y (2) un transmisor en movimiento y un receptor estacionario. La ecuación final queda expresada del siguiente modo:

$$F_d = 2 \times V \times F_o \times \cos\theta / C.$$

Si se extrae la velocidad como parámetro de interés quedaría.

$$V = \frac{F_d \times C}{2 \times F_o \times \cos\theta}$$

En las aplicaciones clínicas convencionales, la  $F_o$  tiene valores del orden de los MHz (1MHz, 2MHz, etc) y la  $F_d$  trabaja en frecuencias del orden de los KHz dependiendo de la velocidad.

## 1.2 Limitaciones clínicas de la ecuación Doppler.

La solución a la ecuación Doppler está vinculada a la obtención de una única frecuencia Doppler que está relacionada directamente con la velocidad de un objeto. Desafortunadamente, esta ecuación se aplica en forma directa a un objeto plano e infinitamente grande que se mueve a una velocidad constante sobre un campo ultrasónico uniforme en frecuencia y amplitud en un espacio ilimitado.

En la práctica no se cumple ninguna de estas condiciones: (1) La energía del haz ultrasónico transmitido no es uniforme ni en amplitud ni en frecuencia. (2) El haz es limitado lateralmente cuando se está emitiendo continuamente y está limitado también axialmente cuando se trabaja con emisión pulsada. (3)

Los objetos que interactúan con el sonido no son planos ni infinitos, y no se mueven a velocidad constante. Como resultado, el desplazamiento en frecuencia provocado por el movimiento del flujo sanguíneo no se limita a un solo valor, sino a un espectro de frecuencias. Esto dificulta la detección, análisis y descripción de la información Doppler.

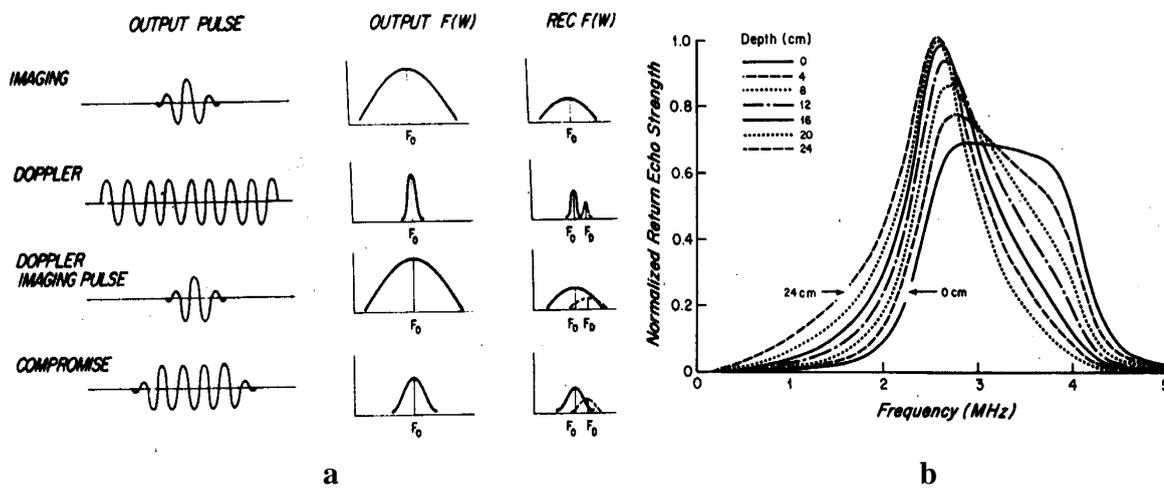
**1.2.1 Frecuencia de Emisión No Uniforme.**

La ecuación Doppler básica asume que existe un campo de sonido infinito y uniforme frecuencia y amplitud. En la práctica esto nunca puede ser realmente logrado debido a la duración finita de la emisión y a las variaciones en el voltaje de excitación del transductor. Aún si el pulso fuera de duración infinita, el campo igualmente contendría más de una frecuencia debido a la naturaleza finita del elemento generador del sonido y a la variación de amplitud de la energía a través del haz.

El ancho de banda de emisión tiene dos efectos importantes sobre las mediciones con Doppler. (1) Cuando un pulso contiene múltiples frecuencias interactúa con el objeto en movimiento y cada componente frecuencial será desplazada, obteniendo una versión de menor escala del pulso transmitido. Esto puede producir solapamiento de espectros tal como se observa en la Figura 7a que dificulta la separación y detección de la señal Doppler. (2) Por otra parte, el ancho de banda de emisión determina el efecto de la atenuación en función de la frecuencia sobre la frecuencia central calculada para el pulso recibido (Figura 7b).

En un instrumento Doppler, se intenta transmitir un pulso con un ancho de banda tan estrecho como sea posible y que la señal de retorno contenga frecuencias que no estén presentes en la emisión.

En la ecografía convencional se busca que la duración del pulso sea tan corta como sea posible para mejorar la resolución axial sin tener en cuenta el ancho de banda. En estudios Doppler, en cambio, la resolución en frecuencia es decisiva y se requiere que el pulso transmitido tenga un ancho de banda estrecho, afectando al tamaño del pulso y a la resolución axial.



**Figura 7: Efecto del ancho de banda de emisión sobre la detección y separación de la señal Doppler (a) y respecto a la variación de la atenuación con la frecuencia (b).**

La modulación en amplitud dentro del haz también afecta la amplitud de las componentes frecuenciales y se observan al realizar un análisis de Fourier sobre la señal recibida. El resultado es un incremento adicional en el ancho de banda de emisión.

**1.2.2 Efecto de la dimensión finita del haz respecto al tiempo de transito.**

La segunda consideración de la ecuación es que el campo no tiene límites. En la práctica esto no ocurre ya que las características tienen los transductores es enviar un haz bien definido.

En la Figura 8 se observa un objeto puntual moviéndose a través de un haz ultrasónico. En la Figura 8a la emisión es continua y la componente de velocidad a lo largo del campo produce señales con el respectivo desplazamiento de frecuencias Doppler, mientras que, si el movimiento atraviesa el haz causa una modulación en amplitud de los ecos reflejados (Figura 8b). Esta variación es interpretada por el análisis de Fourier como nuevas frecuencias en el espectro de la señal Doppler. La modulación en amplitud introduce nuevas componentes frecuenciales que no están relacionadas con la velocidad del objeto.

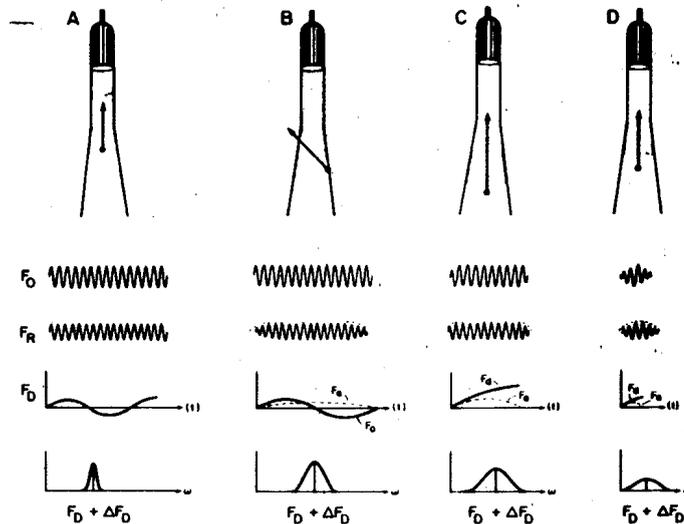


Figura 8: Efecto del tiempo de tránsito en diferentes casos.

Si el sonido es continuamente transmitido, el incremento  $\Delta F_d$  en el espectro Doppler producido por la modulación en amplitud está determinado por el tiempo de tránsito del objeto a través del haz ( $\Delta F_d = 1/\Delta T$ ). Si el haz es estrecho, el tiempo de tránsito es relativamente corto, produciendo una rápida modulación y un espectro de frecuencias amplio.

Debido a que la precisión en la velocidad está determinado por el espectro de frecuencias Doppler, que es inversamente proporcional al ancho del haz, mientras más amplio sea el haz, mejor resolución de frecuencias se obtendrá. Sin embargo, la resolución espacial empeora cuando el espesor del haz es extenso.

Cuando la transmisión es pulsada la energía del sonido es transmitida intermitentemente. Si el transductor se ajusta para que la sangre se mueva en forma axial al haz a una velocidad constante, producirá un desplazamiento en frecuencias y una modulación en amplitud. Del mismo modo que en la Figura 8b, la modulación en amplitud producirá un aumento en el espectro de frecuencias Doppler. Esta modulación no depende del tiempo de tránsito sino de la duración del pulso de sonido. Mientras mayor sea la interacción entre el pulso y el objeto, mejor será la estimación de la velocidad. Por el contrario, una corta interacción producirá una estimación inexacta de la velocidad.

Como última consideración, la ecuación Doppler asume que el objeto es infinitamente amplio y plano. La sangre esta compuesta por múltiples objetos moviéndose a diferentes velocidades que varían continuamente tanto en el espacio como en el tiempo. Por lo tanto, la ecuación Doppler básica no puede ser utilizada para describir cualquiera de las situaciones prácticas encontradas en las aplicaciones prácticas de los flujímetros, y siempre se necesita considerar la señal Doppler dentro de un rango de frecuencias en lugar de una única frecuencia discreta.

### 1.3 Extracción de la señal Doppler.

Los ecos que retornan al transductor después de interactuar con un objeto en movimiento tienen una frecuencia igual a la portadora más o menos el desplazamiento en frecuencia producido por el efecto Doppler. La señal Doppler se encuentra "modulada" por la portadora. Además del desplazamiento Doppler, se reciben ecos de mayor amplitud y de la misma frecuencia de transmisión que se producen por

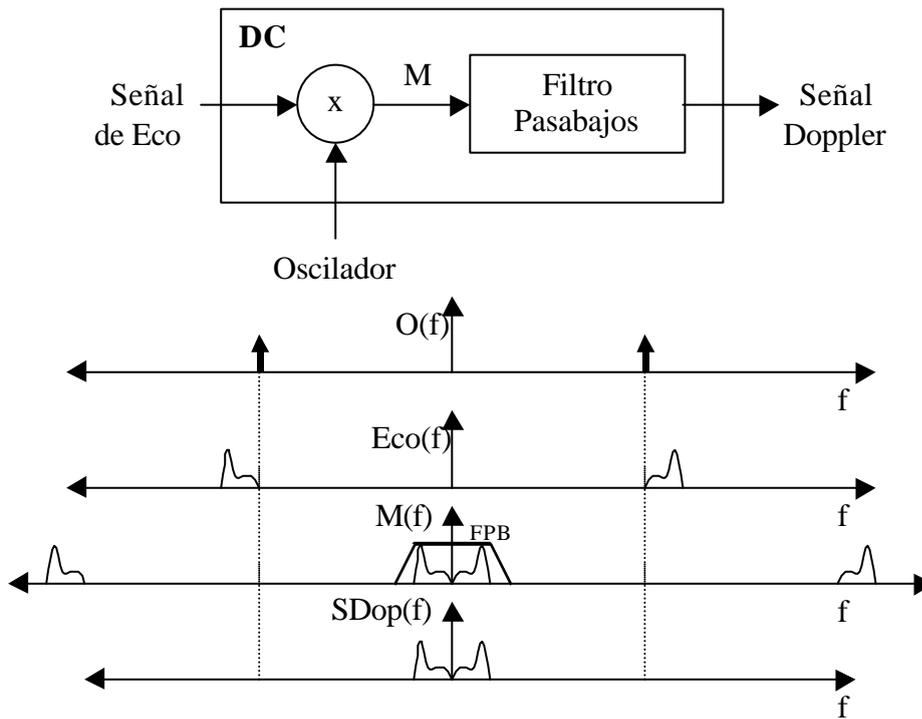
las reflexiones en las estructuras estáticas (tejidos, paredes de los vasos, etc.). Por lo tanto, la señal Doppler debe ser separada de la compleja señal de eco recibida mediante un proceso denominado “demodulación”. Normalmente la señal Doppler difiere de la frecuencia de emisión en un 1% y se encuentra oculta tras los ecos de las estructuras estáticas.

Resulta difícil separar en forma directa la señal Doppler de la portadora. Por lo tanto, es más adecuado comparar la frecuencia de eco con la señal transmitida. El proceso conocido como correlación brinda una medida de la similitud de dos señales. Un método simple de correlación consiste en multiplicar dos ondas y luego promediar el resultado con un filtro pasabajos. Cuando dos ondas de diferente frecuencia son comparadas por este método, ellas alternarán su fase. Esta fluctuación es periódica y su frecuencia es igual a la diferencia de frecuencia entre ambas señales de entrada.

Para realizar esta comparación con los dispositivos Doppler es necesario disponer de la señal transmitida, ya sea del oscilador o de los ecos de las estructuras estáticas.

**1.3.1 Demodulación Coherente.**

En el proceso de demodulación coherente, la salida del oscilador se toma como referencia y es combinada con la señal recibida en un detector sensible a la fase. El demodulador (Figura 9) está constituido por un multiplicador que realiza el producto entre la señal de eco y el oscilador que generó el pulso de ultrasonido. Como resultado se obtiene el espectro de la señal doppler desplazado en la frecuencia del oscilador a ambos lados de la ubicación original. Es decir que aparecerá un espectro a altas frecuencias y otro entorno al cero. Como el objetivo es independizarse de la portadora del oscilador, se coloca un filtro pasabajos para extraer la señal doppler en banda base.



**Figura 9: Esquema de un demodulador coherente.**

El principio básico se ilustra en la Figura 10a donde se ingresan dos ondas sinusoidales de frecuencias  $F_0$  y  $F_0 + F_d$ . Estas ondas se multiplican y su resultado utiliza un filtro pasabajos.

Este proceso tiene el inconveniente que pierde la información de dirección. Esto ocurre debido a que la frecuencia de portadora es desplazada a frecuencia cero, y tanto las frecuencias Doppler superiores como inferiores son demoduladas en la misma región entorno al cero de frecuencias. El demodulador coherente es la base del detector de fase cuadratura analizado más adelante.

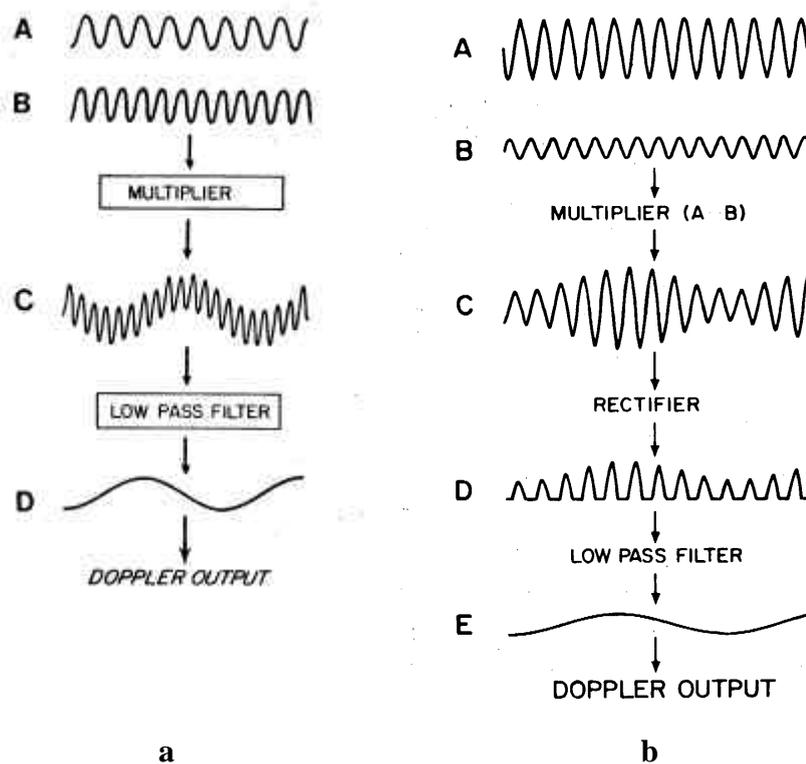


Figura 10: Principio de la demodulación coherente (a) y no coherente (b).

### 1.3.2 Demodulación No-coherente.

En este proceso, la señal de eco de estructuras estáticas es utilizada como señal de referencia para comparar la señal Doppler. El principio de la demodulación no coherente se observa en la Figura 10b. La señal recibida de estructuras estáticas normalmente proviene de reflexiones especulares y tiene mayor amplitud que la señal Doppler producida por dispersión de partículas pequeñas. En el receptor se obtiene la combinación de ambos ecos tal como se observa en la Figura 10bC. A partir de esta señal, puede ser extraída la información Doppler mediante una rectificación seguida de un filtro pasabajos.

Al igual que la demodulación coherente, esta técnica pierde la información de dirección del flujo. Otro problema particular de la demodulación no coherente es la necesidad de recibir ecos de estructuras estáticas con intensidad adecuada.

### 1.3.3 Demodulación Direccional.

Clínicamente puede ser importante determinar la dirección del flujo así como la velocidad del mismo. Sin embargo, las técnicas vistas anteriormente destruyen la información de dirección desplazando ambos lados del espectro Doppler a la misma región en banda base. Básicamente existen tres soluciones para rescatar la dirección del flujo: Filtrado de banda única, Demodulación Heterodina y Demodulación de fase-cuadratura.

El **Filtrado de banda única** es el método más directo y consiste en separar las bandas superior e inferior de la Señal Doppler usando un filtro de radiofrecuencia sintonizado. La Figura 11 ilustra este proceso. Aunque es conceptualmente simple, esta técnica requiere filtros extremadamente precisos y que sean muy estables. Este método no se utiliza normalmente en instrumentos clínicos.

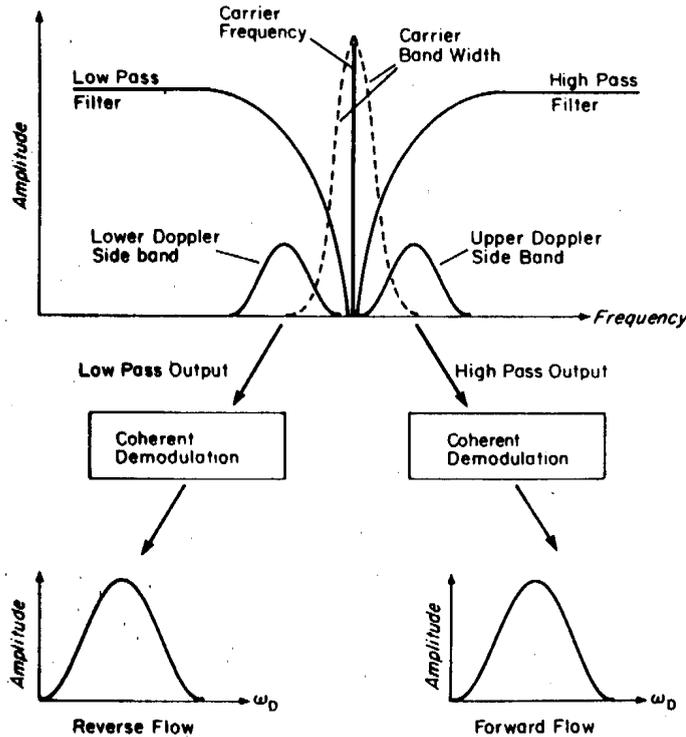
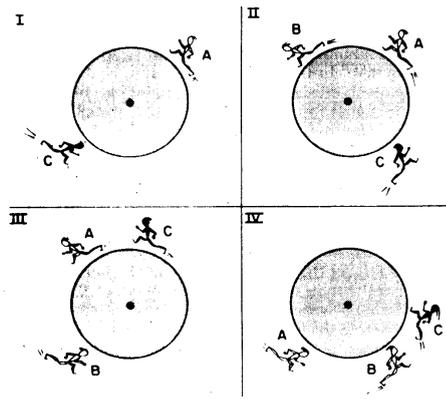


Figura 11: Filtrado de banda única.

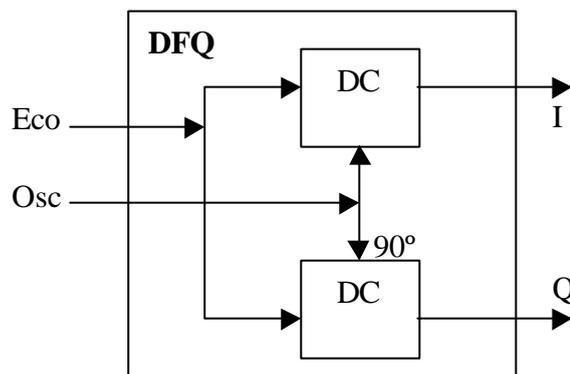
En **Demodulación Heterodina** la portadora puede ser demodulada a una frecuencia desplazada respecto al cero en un valor mayor que el ancho de los lóbulos del espectro Doppler, entonces puede separarse la información de dirección. La ventaja de este proceso es que el análisis en frecuencia de la señal de salida provee una visualización inmediata de la información de dirección. Aunque se deben eliminar las componentes del eco de las estructuras estáticas, los requerimientos del filtro son menores que en la técnica anterior, ya que se está trabajando con bajas frecuencias. Sin embargo, un problema que se presenta es que la salida no puede monitorarse en forma audible, ya que no corresponde a las características sonoras normales. Para obtener la señal audible hay que colocar otro demodulador no direccional.

El método más común de demodulación direccional es el **demodulador de fase-cuadratura (DFQ)**. Este involucra la detección de las componentes de Doppler reales e imaginarias. El procesamiento de estas permite encontrar la dirección de la señal. En este proceso, la señal recibida se separa primero en dos canales. El primero, denominado canal directo I, mezcla la señal de eco con el oscilador. El segundo canal o de cuadratura Q mezcla la señal Doppler con el oscilador desplazado  $90^\circ$  en fase (Ver Figura 13). Ambos canales utilizan un demodulador coherente (DC). Para comprender mejor la utilidad de este demodulador, se puede hacer la analogía con dos corredores desplazándose en torno a una pista circular (Figura 12). Si se conoce la velocidad de uno de los corredores y el momento en que ambos cruzan, es posible determinar la diferencia entre la velocidad de ambos, pero no es posible determinar exactamente si el segundo corredor va más rápido o más lento que el corredor de referencia. Para solucionar este inconveniente se agrega un segundo corredor de referencia que se encuentra a un cuarto de vuelta del primero y a igual velocidad. De este modo, se puede determinar en forma correcta, tanto la velocidad como la dirección del corredor desconocido en función el orden en que se cruce con los corredores de referencia.



**Figura 12: Analogía del DFQ con corredores**

Del mismo modo, se pueden analizar los cruces por cero del DFQ y del DC. En el demodulador coherente visto con anterioridad se puede determinar el desplazamiento en frecuencias calculando la inversa del tiempo entre cruces por cero, pero no se puede determinar cual de las dos señales tiene la mayor frecuencia y entonces, no se puede conocer la dirección del flujo. En el DFQ, se puede calcular la frecuencia del mismo modo que en el DC, pero además, es posible determinar la dirección observando cual de las dos señales cruza primero el cero.



**Figura 13: Demodulador de Fase Cuadratura (DFQ).**

En la práctica existen tres formas de determinar la velocidad y dirección del flujo a partir del DFQ. La primera es realizando un análisis en dominio del tiempo, cómo se describió en el párrafo anterior. Otra forma es mediante la determinación de la fase de ambas señales. Y la más utilizada consiste en realizar un análisis en el dominio de la frecuencia (Análisis Espectral).

### 1.4 Análisis Espectral.

El análisis cuantitativo de la frecuencia doppler requiere el uso de un instrumento llamado analizador de espectro. Este dispositivo puede detectar frecuencias específicas dentro de una señal y medir el nivel de potencia de cada frecuencia. El espectro de la señal doppler variará con la frecuencia de transmisión, el ángulo de incidencia respecto al flujo, la zona anatómica a estudiar, etc.

Debido a la gran variación del espectro con los diversos parámetros y velocidades de flujo, el analizador utilizado debe ser muy flexible para poder ajustar su rango de altas y bajas frecuencias a cada estudio particular.

Si bien existen varios tipos de analizadores de espectros (Analizador basado en filtros, analizadores que extraen componentes particulares, etc.), el más utilizado en la actualidad es la Transformada Rápida de Fourier.

Cuando se presente la técnica de ecodoppler espectral se describirá con más detalle la forma de extraer y presentar la información de la componentes espectrales.

## 1.5 Extracción de Características del Flujo

En los equipos que utilizan la técnica de ecodoppler color no se requiere un análisis completo del flujo, como en el caso del análisis espectral de la señal Doppler. Por el contrario, se necesita realizar una evaluación general del flujo en muchos volúmenes de muestra. Por lo tanto, hay que buscar una técnica simple que permita obtener rápidamente características generales del flujo en un volumen determinado.

El modo de obtener las características del flujo es utilizar el detector de fase-cuadratura mediante el concepto de detección de un objeto en movimiento. Basicamente, si una serie de pulsos de ultrasonido idénticos interactúan con un grupo de objetos, cada uno producirá un eco en un tiempo vinculado a su profundidad. Si los pulsos son comparados entre si, los ecos de objetos estáticos serán idénticos, mientras los ecos de objetos en movimiento cambiarán de posición (cambio de fase). Al realizar la diferencia entre dos ecos sucesivos los ecos de estructuras estacionarias se cancelarán y los ecos de estructuras en movimiento aparecerán desplazados en fase. Este desplazamiento es proporcional a la velocidad promedio de las partículas dentro del volumen de muestra.

Para detectar los cambios de frecuencia o de fase, los instrumentos comerciales tienen dos métodos fundamentalmente diferentes en el concepto pero virtualmente idénticos en el resultado: la autocorrelación y el detector de fase. A los fines de simplificar el análisis se describirá sólo el método de autocorrelación.

### 1.5.1 Autocorrelación.

Este proceso utiliza un detector de fase cuadratura, en cuya salida se coloca un filtro pasaaltos para eliminar las componentes doppler de baja frecuencia producidas por los tejidos en movimiento. Luego del filtro se coloca un autocorrelador, que consiste en dos líneas de retardo (una por cada canal), un bloque de multiplicación complejo y un integrador (Ver Figura 14). Al bloque multiplicador entran dos líneas por cada señal, una en forma directa y otra retardada. El intervalo de retardo es igual la frecuencia de repetición del pulso de emisión.

Analizando el autocorrelador se puede observar que cuando dos señales se correlacionan (multiplican), el resultado podrá diferir sólo para aquellos puntos dónde las ondas están fuera de fase, siendo proporcional a la velocidad de las partículas en movimiento. Matemáticamente, el multiplicador realiza las siguientes operaciones:

$$\begin{aligned}\cos \Phi_1 \cdot \cos \Phi_2 + \sin \Phi_1 \cdot \sin \Phi_2 &= \cos(\Phi_1 - \Phi_2) \\ \sin \Phi_1 \cdot \cos \Phi_2 + \cos \Phi_1 \cdot \sin \Phi_2 &= \sin(\Phi_1 - \Phi_2)\end{aligned}$$

donde  $\Phi_1 = W_d \cdot t_1$  es la fase de la señal retardada y  $\Phi_2 = W_d \cdot t_2$  es la fase de la señal no retardada. Si se considera que  $T = t_2 - t_1$ , entonces  $\Delta\Phi = \Phi_2 - \Phi_1 = W_d \cdot T$ . De este modo, cada una de las salidas del multiplicador están relacionadas con la diferencia de fase de ambas señales, y a partir de ellas es posible obtener su valor:

$$\Delta\Phi = \text{ArcTan}(\text{Tan}(\Delta\Phi)) = \text{ArcTan}\left(\frac{\sin(\Delta\Phi)}{\cos(\Delta\Phi)}\right)$$

y la dirección del flujo está dada por el signo de  $\Delta\Phi$ .

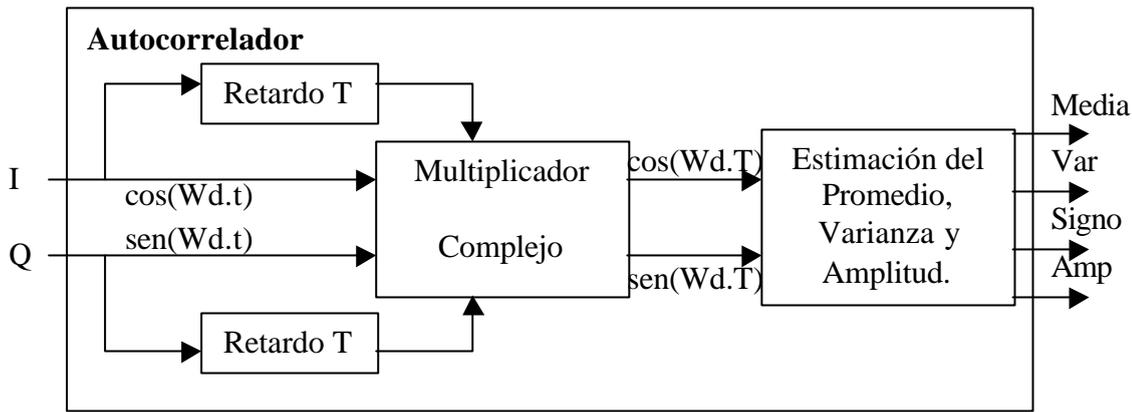


Figura 14: Autocorrelación.

Resumiendo, con el correlador se puede obtener  $\Delta\Phi$  a intervalos de tiempo  $T$  fijos. Por tanto, el valor de  $\Delta\Phi$  es proporcional a la velocidad angular  $W_d = 2\pi f_d$ , y a partir de  $f_d$  se puede obtener el valor de la velocidad  $v$  (Ver Figura 15).

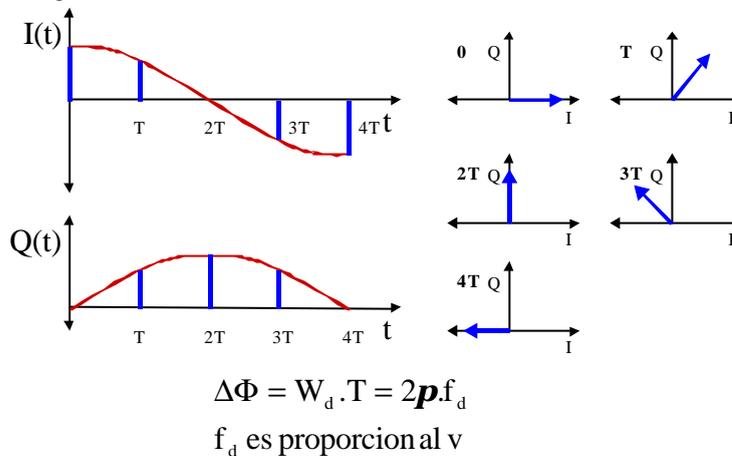


Figura 15: Descripción del método de autocorrelación.

Estas operaciones pueden realizarse en forma analógica o digital, sin embargo actualmente este proceso se realiza en forma digital.

En función de la descripción anterior, la velocidad del movimiento de un objeto puede obtenerse simplemente con dos pulsos de ultrasonido, determinando la diferencia de fase entre dos ecos provenientes de la estructura en movimiento. Sin embargo, en el caso de la sangre, el movimiento de los glóbulos rojos es aleatorio y con una distribución que constantemente varía. Como resultado, existirán muchos errores si se estima la velocidad con sólo dos valores. Por lo tanto, para lograr una medición exacta del desplazamiento de fase o de la velocidad es conveniente tomar valores de muchos pulsos y luego promediarlos para obtener la velocidad media. La cantidad de pulsos utilizados para calcular la velocidad se suele llamar tamaño del ensamble o paquete.

## 2 Ecodoppler. Instrumentación Doppler.

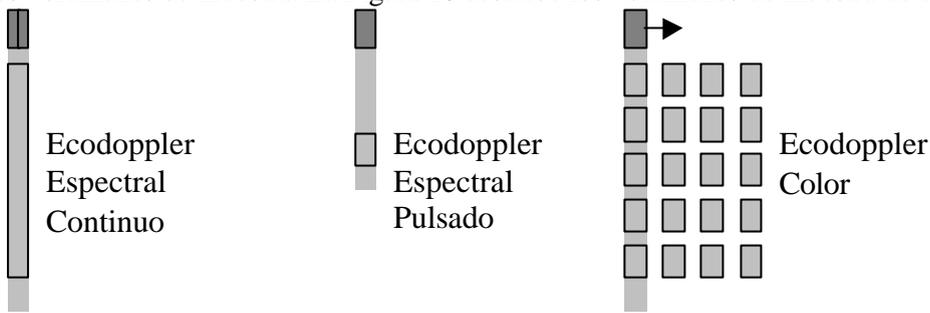
La principal meta de cualquier instrumento clínico que utiliza Doppler es detectar la velocidad y dirección del flujo sanguíneo. Para determinar la velocidad del flujo, un instrumento Doppler debe transmitir una señal de referencia capaz de penetrar a la profundidad donde circula la sangre y retornar al transductor con suficiente fuerza para ser detectada, y poder extraer la frecuencia de desplazamiento Doppler a partir de las componentes de la señal recibida.

Existen tres tipos de técnicas Doppler utilizadas en la detección del flujo en el corazón, arterias y venas que pueden estar combinadas en un solo instrumento:

- Ecodoppler Espectral Continuo (Doppler de onda continua/Continuous Wave/CW).
- Ecodoppler Espectral Pulsado (Doppler de onda pulsada/Pulsed Wave/PW).
- Ecodoppler Color.

El CW emite constantemente ultrasonido a una frecuencia fija y recibe la información Doppler en forma continua. En este caso, el volumen de muestra está conformado por todo el haz de ultrasonido. En los dispositivos PW se emite un pulso y se reciben los ecos en una determinada ventana de tiempo correspondiente a una profundidad definida. El volumen de muestra es una porción del haz. El resultado final de estos dos dispositivos es una evaluación temporal de la distribución de velocidades de las partículas.

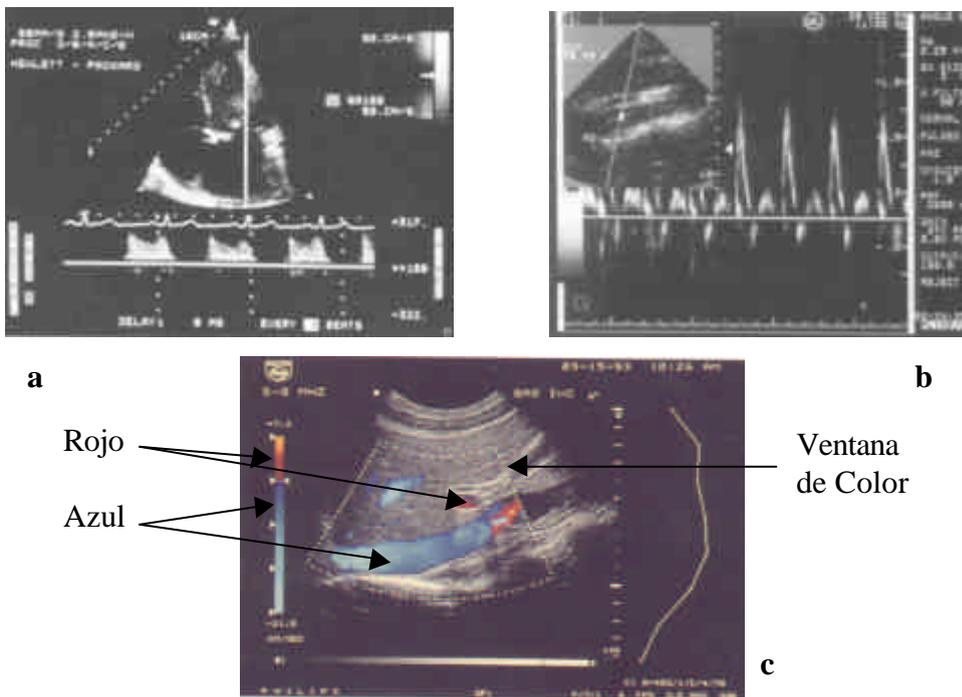
Finalmente, en el ecodoppler color se emiten pulsos en distintas direcciones y se obtienen los ecos de cada dirección en diferentes profundidades. Como resultado se obtiene una imagen donde en cada lugar donde se encuentra flujo se le asigna un color determinado. En este estudio se utilizan simultáneamente muchos volúmenes de muestra. La Figura 16 describe los volúmenes de muestra de cada técnica.



**Figura 16: Volúmenes de muestra de las diferentes técnicas Doppler.**

Normalmente las técnicas espectrales están acompañadas de técnicas ecográficas convencionales. La combinación de ambas técnicas recibe el nombre de modo Dual o Duplex.

En la Figura 17 se observa una imagen de cada una de las técnicas mencionadas.



**Figura 17: Imágenes obtenidas por las diferentes técnicas. a) CW. b) PW. c)Ecodoppler Color.**

## 2.1 Comparación de la instrumentación Doppler y los dispositivos ecográficos convencionales

La capacidad de un flujímetro está definida por las consideraciones de diseño y las características físicas del ultrasonido en el tejido. En general, estas características son similares a las que se definieron para los dispositivos ecográficos convencionales. Sin embargo, existen varias diferencias significativas. Primeramente, los dispositivos Doppler realizan análisis frecuencial y calculan diferencias de frecuencia, lo cual es más difícil que obtener la amplitud. Por otra parte, las señales Doppler son producidas por dispersores (partículas de la sangre) que producen ecos mucho más débiles que las reflexiones especulares y además irradian en todas direcciones. La última diferencia es que en la señal Doppler se trabaja sólo con los ecos provenientes de las regiones de flujo.

### 2.1.1 Transmisión de señal.

Tanto los dispositivos Doppler como los utilizados en imágenes transmiten ultrasonidos usando **transductores** de diseños similares para operar dentro de los mismos rangos de frecuencia. La mayor diferencia está en el tipo de amortiguamiento aplicado al cristal. Los transductores Doppler tienen menor amortiguamiento para que la respuesta a una señal de entrada tenga mayor duración. Esta característica decreta el ancho de banda de transmisión y permite sintonizar en forma precisa las frecuencias del oscilador y el cristal, e incrementa la sensibilidad del transductor en la detección de señales de baja amplitud.

Los requerimientos de **potencia** en todos los exámenes de ultrasonido son críticos debido a que una potencia insuficiente no generará señales producidas por los ecos reflejados. Por tanto, estos dos parámetros (potencia y amplitud de la señal recibida) son directamente proporcionales.

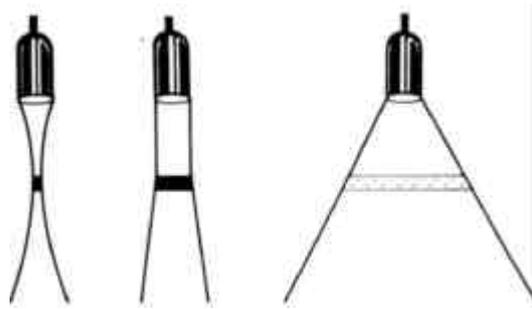
La efectividad de un sistema Doppler es afectado por la potencia promedio transmitida dentro del vaso en estudio. Existen tres formas de incrementar la potencia de salida del pulso:

- Incrementar la amplitud: esto se realiza incrementando el voltaje, sin embargo, debido a problemas técnicos, a las reverberaciones en el tejido, y a los límites para no producir efectos biológicos, no se utilizan grandes voltajes.
- Extender el ancho de banda: esto no es recomendable en Doppler, debido a que afecta la detección de la frecuencia de desplazamiento Doppler.
- Extender el ancho del pulso: es el método más adecuado para obtener una adecuada penetración, ya que se incrementa la potencia promedio y se obtiene mejor resolución en frecuencia. Sin embargo, esto afecta la resolución axial del equipo.

### 2.1.2 Atenuación de energía.

La fuerza de la señal que interactúa con los objetos de interés es la diferencia entre la energía de salida del transductor y la pérdida por atenuación durante el tránsito del pulso. La **atenuación** es producto de pérdidas por absorción y dispersión, y depende del tejido, la profundidad del objeto y la frecuencia de transmisión utilizada.

La concentración o dispersión de energía depende de la **forma del haz**. De este modo, la energía del haz a cualquier profundidad puede ser concentrada en una delgada franja, o bien dispersada sobre una zona amplia si el haz no es enfocado. Ver Figura 18.



**Figura 18: Efectos de la forma del haz en un función de la energía disponible.**

El perfil del haz está determinado por el tamaño, forma, frecuencia y grado de enfoque o desenfoque del transductor. Además de modificar la energía disponible a una profundidad determinada, afecta la resolución lateral del instrumento.

Para un ecógrafo convencional, el perfil debe ser lo más angosto posible. Sin embargo, en los dispositivos Doppler las consideraciones son más complejas. Mientras más angosto sea el haz, incrementa la resolución espacial limitando la disipación de potencia por dispersión; pero por otra parte, se incrementa el ancho de banda de la señal recibida causada por la disminución del tiempo de tránsito de las partículas a través del haz en dirección no axial. Por el contrario, si el haz es ancho, mejorará los aspectos anteriores pero incluirá zonas donde no existe flujo, incrementando el nivel de ruido dificultando la detección de la señal. Los transductores Doppler tienen especificaciones técnicas muy dependientes de la aplicación.

El **volumen de muestra** es la porción del haz donde la energía del sonido viaja en un momento dado. Debido a que los ecos se producen sólo donde existen partículas que se encuentran en contacto con la energía del haz, el volumen de muestra o volumen del pulso define el volumen de tejido dentro del cual se pueden originar señales en un instante dado. Los límites lateral varían con la profundidad, el grado de enfoque y la potencia de salida. La longitud axial del volumen varía dependiendo del patrón del pulso de transmisión. En Doppler de onda continua, el volumen de muestra abarca toda la longitud del haz, mientras que en onda pulsada depende de la longitud del pulso en el tejido.

En teoría, el volumen de muestra más corto podría ser un solo ciclo. Sin embargo, en la práctica cualquier cristal requiere 3 ciclos para lograr la resonancia y 2 ciclos para su decaimiento. La envolvente de esta onda son dos exponenciales, uno creciendo y la otra decreciendo. Por ejemplo, para un cristal de 3MHz, 5 ciclos equivalen a 2,5mm, pero usualmente se trabaja con 8 a 14 ciclos por pulso para mejorar la resolución en frecuencia.

El volumen de muestra determina muchas de las características de un instrumento Doppler debido a que este define la resolución de frecuencia, la potencia dentro de cada pulso y la relación espacial de la energía del sonido en el área de flujo.

### 2.1.3 Interacción señal-partículas.

El volumen de sangre en movimiento que interactúa con el volumen de muestra se denomina sección de intersección que produce dispersión (scattering cross section-SCS). La amplitud de la señal desde la SCS está determinada por el número y distribución de partículas, que está relacionada con el hematocrito, el grado de turbulencia, etc. La fuerza de la señal recibida está directamente relacionada al tamaño de la SCS.

Los dispositivos Doppler extraen información sólo de una pequeña porción de los ecos recibidos. Ellos utilizan solamente la parte del espectro que interactúa con la sangre en movimiento. Todos los ecos proveniente de las otras regiones interfieren produciendo ruido o distorsión, y ocultan la frecuencia de desplazamiento Doppler que por naturaleza es más débil.

Las partículas (glóbulos rojos, etc.) que producen dispersión cuando interaccionan con el ultrasonido, emiten energía en todas direcciones. Los componentes reflejados se propagan en el hemisferio hacia el transductor. La energía se esparce desde el punto de reflexión, decreciendo en forma inversa al cuadrado

del radio. Por otra parte, la señal reflejada es afectada por los mismos factores que atenúan el pulso de emisión, tanto en ecografía convencional como en ecodoppler. Sin embargo, la dispersión semiesférica afecta sólo a la señal Doppler.

#### **2.1.4 Factores que afectan la sensibilidad.**

Las componentes generadas por efecto Doppler son pequeñas respecto a la energía total del haz de ultrasonido, y son muy débiles respecto a los ecos generados por reflexiones especulares. Por lo tanto, los dispositivos Doppler deben ser optimizados para registrar estas señales con la mayor intensidad y el menor ruido posible, es decir con una elevada relación señal a ruido (S/N).

Los factores que afectan la calidad de la señal son:

- Volumen del vaso: el máximo tamaño posible.
- Área de interacción con el haz ultrasónico: máxima.
- Atenuación del tejido: menor coeficiente de atenuación y menor profundidad.
- Potencia de emisión: Sin afectar el tejido, la máxima permitida.
- Dispersión: la dispersión de la señal reflejada causa dispersión de energía y una disminución de la intensidad de la señal. Este término es afectado por la inversa de la profundidad al cuadrado.

Los factores que incrementan el nivel de ruido son:

- Volumen de muestra: debe ser el óptimo para ocupar el mayor volumen del vaso tomando la menor cantidad de estructuras estáticas.
- Ruido Ambiente: producido para la gran cantidad de equipos y cables que se encuentran instalados en cualquier institución sanitaria.
- Ruido Electrónico: es inherente a todos los amplificadores que componen el sistema.
- Ancho de banda: cualquier incremento en el ancho de banda es un incremento en el ruido, ya que éste afecta a todas las componentes frecuenciales.

Los factores que incrementan la intensidad de la señal Doppler y son seleccionables por el operador son: características del transductor (frecuencia y foco), la potencia de salida, la profundidad y el tamaño del volumen de muestra. De estos, los más utilizados corresponden a la frecuencia del transductor y al tamaño del volumen de muestra. Si se decreta la frecuencia se obtiene mayor penetración, pero la dispersión disminuye con el cuadrado de la potencia. Por tanto, se debe elegir una frecuencia adecuada como para penetrar el tejido y obtener dispersión de las partículas en movimiento.

Por otra parte se debe incrementar el volumen de muestra siempre que se aumente el volumen de interacción con el vaso. La potencia de salida de los equipos ya se encuentra ajustada en el valor máximo permitido, y no es posible aumentar este parámetro.

## **2.2 Ecodoppler Espectral**

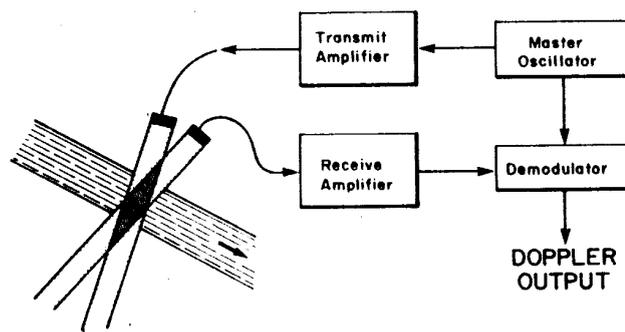
En esta sección se analizarán los instrumentos de onda continua y pulsada; y el modo de representación que es similar en ambos casos.

### **2.2.1 Instrumentos de onda continua.**

Los instrumentos de ultrasonidos basados en el efecto Doppler proveen emisión continua o pulsada al transductor y convierten los voltajes recibidos en información audible o visual correspondiente al movimiento de las partículas o reflectores que producen dispersión. Si un instrumento puede distinguir entre desplazamientos de frecuencia positivos y negativos, se dice que es bidireccional. El instrumento de onda continua incluye un generador de señal de onda continua (oscilador) y un receptor que detecta los cambios en la frecuencia, brindando la información del movimiento en forma visual o audible.

En la Figura 19 se observa un diagrama de un sistema Doppler de onda continua. El oscilador produce una señal alterna que se emite continuamente a frecuencias comprendidas entre 2-10MHz, la cual es aplicada al cristal de emisión. La frecuencia es determinada por el oscilador, y debe ser ajustada en función de la frecuencia del cristal. Dentro del transductor existe otro cristal que recibe la señal de los ecos provenientes del tejido. Si existe un movimiento del receptor, la frecuencia del eco recibido sufrirá un desplazamiento. El transductor detecta esta diferencia de frecuencias y puede enviar esta señal hacia

un amplificador de audio. Otra forma de visualizarlo es mediante un analizador de espectro en forma visual (Ecodoppler espectral continuo).



**Figura 19: Esquema general de un instrumento de onda continua.**

En función de la salida que se desea obtener, el receptor puede ser un detector de fase cuadratura u otro más simple. Las características de cada uno de los receptores se describió en la sección 1.3.

Un instrumento simple, como un doppler de mano, es un dispositivo no direccional que entrega una señal audible. Otros dispositivos entregan un promedio de desplazamiento Doppler mediante un detector de cruce por cero. Este puede ser registrado en papel térmico de igual modo que se realiza para el ECG. En función del número de cruces por cero se obtiene el valor del desplazamiento. Cada una de estas cuentas es graficada en función del tiempo.

Los dispositivos Doppler tienen normalmente una función que rechaza señales de ruido o ecos débiles similares a las que se observan en los sistemas de ecografía convencional.

Un instrumento de onda continua detecta el flujo dentro de la intersección del haz de transmisión y el de recepción (Ver Figura 19). El volumen de muestra es la región donde se produce la intersección de ambos haces. Debido al gran tamaño del volumen, los resultados obtenidos pueden ser confusos si se están abarcando diferentes vasos con distintos flujos. Sin embargo, es más fácil ubicar las regiones donde hay flujo sanguíneo.

La forma de visualización más compleja del doppler de onda continua es el estudio con un analizador de espectro. Con este dispositivo es posible determinar la distribución de velocidades que existen en el volumen de muestra realizando un análisis espectral de la señal recibida por el receptor. Si este análisis se realiza en tiempo real, es posible determinar las características de un flujo arterial durante todo el ciclo cardíaco.

Para visualizar la información del Ecodoppler espectral, el dispositivo toma un conjunto de muestras de la señal Doppler, luego realiza la transformada rápida de Fourier (FFT) y el resultado se almacena en memoria. Esto se realiza continuamente y luego se presenta en pantalla el resultado de la transformada en forma de columnas donde cada elemento representa una velocidad o frecuencia de desplazamiento y su nivel de gris la cantidad de partículas a esa velocidad. Para cada instante se calcula y se traza una transformada, y de este modo se obtiene una caracterización del flujo en función del tiempo (Ver Figura 17a). Más detalles de la visualización se describen en la sección 2.2.3.

La determinación correcta del ángulo entre el flujo y la dirección del haz de ultrasonido es fundamental en la correcta determinación de las velocidades. La variación en el error se analizó en la sección 1.1.5.

En estudios cardiovasculares, se coloca un filtro pasa altos con el fin de eliminar las señales provenientes de estructuras en movimiento como las paredes del corazón o de los vasos, o los movimientos de las válvulas. Estas estructuras generan ecos de gran intensidad pero con desplazamientos de frecuencia pequeños que pueden ser filtrados. El límite superior de este filtro puede ser ajustado a frecuencias de corte entre 50 y 3200 Hz.

## 2.2.2 Instrumentos de onda pulsada.

El ecodoppler espectral pulsado tiene su fundamento en los dispositivos CW. Sin embargo, en estos equipos, en lugar de excitar continuamente el cristal, emiten durante un corto tiempo y luego, en función de una ventana de tiempo seleccionada se reciben los ecos provenientes de una profundidad definida. El usuario puede definir esta profundidad y el tamaño del volumen de muestra.

En la Figura 20 se observa el esquema general de un dispositivo de onda pulsada. En este caso, la señal del oscilador se envía alternadamente al transductor, el cristal recibe los ecos y el amplificador se encarga de acondicionar la señal recibida. Luego se realiza la demodulación para obtener la señal doppler. En este caso se utilizó un detector de fase cuadratura que compara la señal de eco con el oscilador. La salida puede ser enviada a un sistema de audio o ser visualizada en un monitor.

El transductor se excita con varios ciclos de oscilador. A diferencia de la ecografía convencional que utiliza pocos ciclos (2 o 3) para emitir, estos dispositivos necesitan siempre más de 5 ciclos y pueden llegar hasta 30. Esto se debe a que existe un compromiso entre el tamaño del pulso y el ancho de banda para la detección de la señal doppler. Mientras más pequeño sea el ancho del pulso se obtendrá mejor resolución espacial pero a expensas de una pérdida de resolución frecuencial o de exactitud en la determinación de la velocidad. En PW se necesita un solo transductor que cumple la función de emisor y receptor. Debido a que se analizan los ecos de una profundidad definida, no es necesario realizar una compensación tiempo ganancia.

En PW la señal se obtiene realizando un muestreo a la salida del modulador sincronizado con la frecuencia de repetición del pulso y el tiempo correspondiente a la profundidad que se desea analizar. Con el muestreo, la retención de la muestra y un filtro pasabajos es posible reconstruir la señal doppler correspondiente a esa profundidad. Sin embargo, es más conveniente colocar un conversor analógico-digital y procesar la información en forma digital.

De acuerdo al teorema de Shanon, existe un límite superior del desplazamiento en frecuencias que se puede detectar y es la mitad de la frecuencia de muestreo o frecuencia de repetición del pulso (5-30KHz). Cuando se excede el límite de frecuencia, la información que se obtiene es incorrecta.

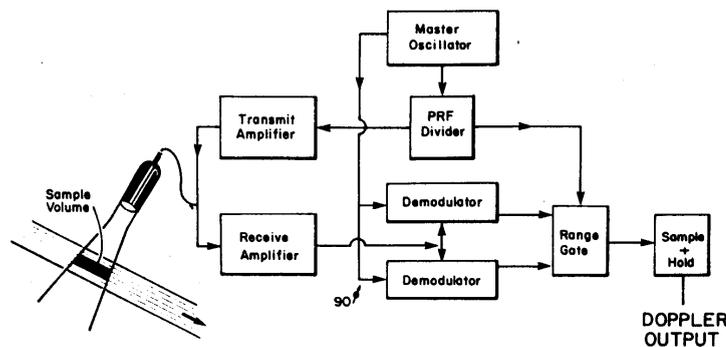


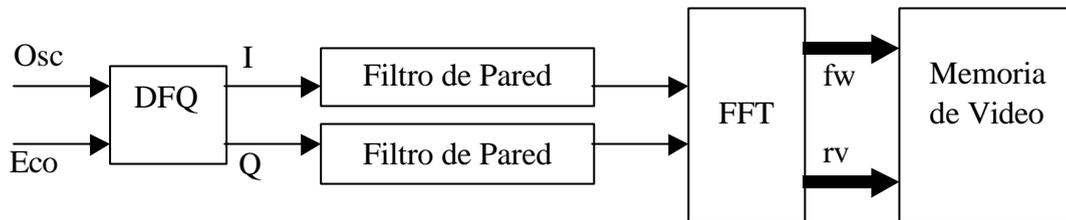
Figura 20: Esquema general de un instrumento de onda pulsada.

El sincronismo entre el pulso emitido y el receptor selecciona la región de los ecos que procesará (volumen de muestra). Esto se realiza variando el tiempo entre la emisión del pulso y la recepción del eco. El período de tiempo en el cual el receptor toma los ecos también interviene en la determinación del volumen de muestra. Por ejemplo, si se quiere recibir los ecos entre  $13\mu\text{s}$  y  $15\mu\text{s}$  después de la generación del pulso, se tomarán profundidades entre 10,0mm y 11,6mm. En este caso el localizador está ubicado a 10,8mm con una **longitud de recepción**  $\pm 0.8\text{mm}$ . Normalmente se utilizan longitudes grandes (10mm) cuando se está buscando o localizando un vaso y valores menores (2mm) cuando se quiere realizar una evaluación precisa del flujo.

El volumen de muestra en Doppler está determinado por el ancho del haz, la longitud de recepción y el tamaño del pulso emitido. La longitud del volumen de muestra es igual a la longitud de recepción más la mitad del longitud del pulso emitido. El ancho del volumen de muestra es igual al ancho del haz.

### 2.2.3 Representación Espectral.

Los métodos descriptos anteriormente utilizan el mismo método de análisis espectral. Para ello hay que realizar un procesamiento semejante a la señal doppler en ambos casos. En la Figura 21 se observa el diagrama de un dispositivo de Ecodoppler espectral. El mismo cuenta con un demodulador de fase cuadratura, donde las señales de salida son filtradas para no tener en cuenta el movimiento de las paredes de los vasos, mediante un filtro pasaaltos con una frecuencia de corte baja. Luego ingresan las dos señales en el bloque que realiza el análisis espectral y utiliza la transformada de Fourier.



**Figura 21: Diagrama de un equipo de Ecodoppler Espectral.**

La señal Doppler recibida (Figura 22a) es una combinación de muchos desplazamientos frecuenciales que forman un onda o señal particular. Utilizando la FFT estas frecuencias se separan en un espectro que puede ser presentado en forma bidimensional representando en el eje horizontal las diferentes frecuencias Doppler y en el vertical la amplitud o potencia de cada componente. (Figura 22b). Esto puede ser útil para flujo venoso. Sin embargo, en flujo pulsátil esta representación estaría permanentemente cambiando con el ciclo cardíaco, dificultando la interpretación. Por este motivo, se utiliza otro tipo de representación que muestra el cambio de las componentes frecuenciales con el tiempo (Figura 22e). Esta representación recibe el nombre de Representación Espectral y las dos dimensiones utilizadas son: la frecuencia Doppler en el eje vertical y el tiempo en el eje horizontal. La amplitud o potencia de cada componente es representada como brillo o nivel de gris. El nivel de gris representa la tercera dimensión de esta representación. Para poder comprender mejor los pasos seguidos para lograr esta representación, en Figura 22 se muestra un esquema de la representación espectral (d), la visualización en 3D (c) y la representación en niveles de gris (e).

Esta representación frecuencial está compuesta por un conjunto de FFTs en el tiempo. Supóngase que la señal Doppler se muestrea a 256KHz. En un período de 10ms se obtendrán 256 muestras. Esta cantidad es suficiente como para obtener un espectro útil de la señal. De este modo, se podrán obtener 100 espectros por segundo, donde cada uno podrá contener información de 128 frecuencias distintas. La frecuencia inferior será igual al número de FFTs por segundo (100Hz), y la superior, será la mitad de la frecuencia de muestreo (12,8KHz). Esta rápida secuencia de FFTs podrá ser visualizada mediante la representación espectral propuesta.

La potencia de la señal Doppler es proporcional a la cantidad de glóbulos rojos. Un punto brillante sobre la representación espectral significa que existe una componente frecuencial fuerte, y por lo tanto, muchos glóbulos rojos estarán moviéndose a la velocidad correspondiente a la frecuencia de dicha componente. Por el contrario, un punto oscuro indica una componente frecuencial débil, es decir, que existirán pocos glóbulos desplazándose a la velocidad correspondiente a esa frecuencia Doppler.

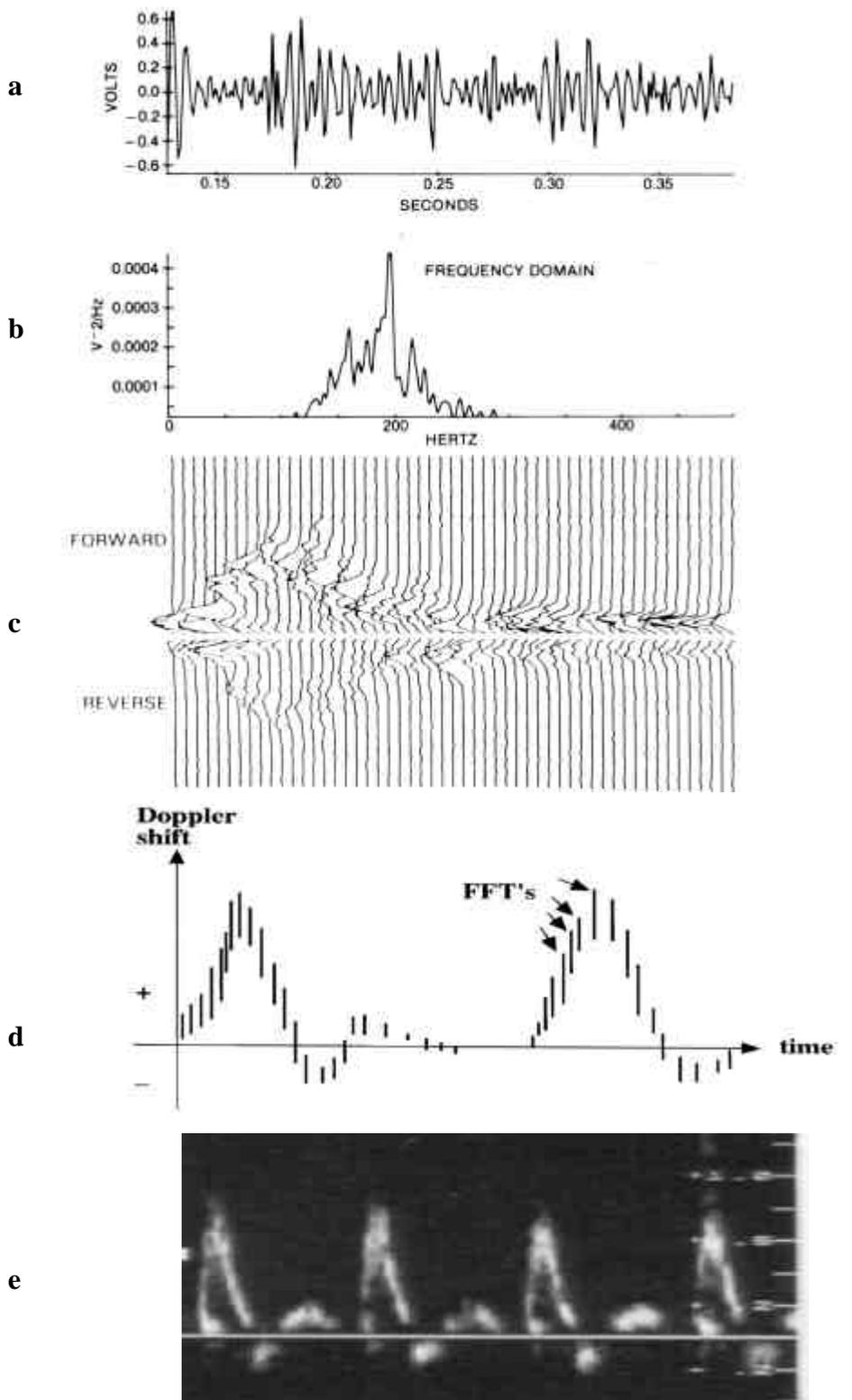


Figura 22: Representación Espectral de la información Doppler.

### 2.3 Ecodoppler Color.

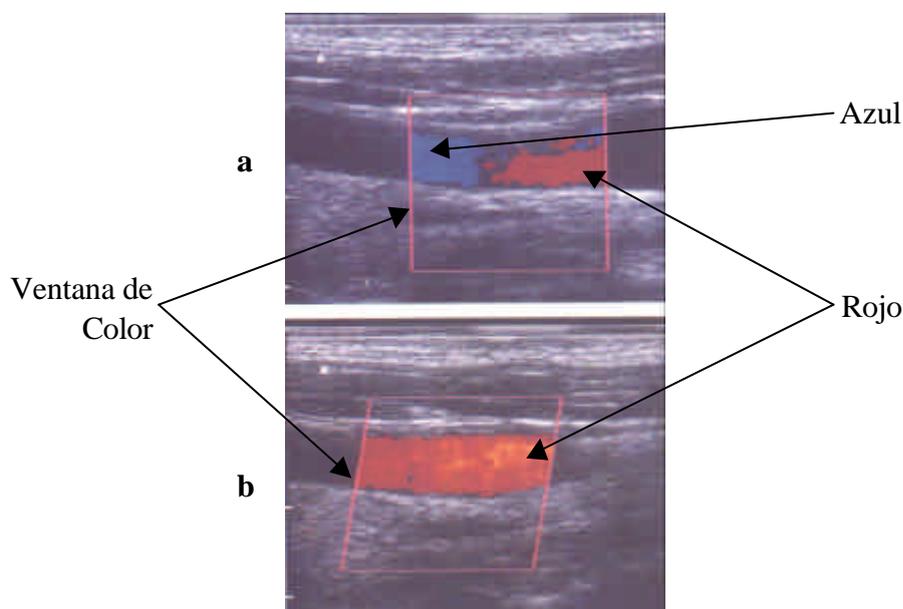
Los dispositivos de ecodoppler color presentan información del movimiento de sangre o tejido en tiempo real, a través de un corte bidimensional. Esta presentación está acompañada de una imagen anatómica de ecografía convencional. A través de esta técnica es posible localizar rápidamente regiones con flujo anormal para una posterior evaluación, por ejemplo, con técnicas espectrales.

El ecodoppler color es una combinación de la técnica ecocardiográfica normal y un instrumento de doppler pulsado a diferentes profundidades en forma simultánea. Normalmente estos equipos también disponen de ecodoppler espectral para un análisis más detallado de un determinado volumen de muestra.

### 2.3.1 Principio de funcionamiento.

La técnica de ecodoppler color es una extensión de la ecografía convencional de modo B. En modo B se visualizan estructuras anatómicas a través de su profundidad y de la amplitud de los ecos recibidos. El dispositivo doppler detecta un desplazamiento entre la frecuencia emitida y recibida debido al eco provocado por una estructura en movimiento. Mediante el estudio del eco es posible detectar el signo, el valor medio y varianza del desplazamiento de frecuencias, y la potencia. Estas variables se calculan para muchos volúmenes de muestra en cada línea de barrido y se utilizan para definir el valor de tono, saturación y luminancia de cada pixel en la ubicación correspondiente. Luego, de barrer diferentes líneas es posible visualizar la imagen de ecodoppler color correspondiente.

Como se analiza en secciones anteriores, es importante que el haz incida tan paralelo al flujo como sea posible. En los transductores con arreglos lineales, existe la posibilidad que al estudiar un vaso paralelo a la superficie se pueda realizar un barrido en forma oblicua para lograr una mejor incidencia del haz. En este caso, el campo de estudio del ecodoppler color (o ventana de color) tiene forma de paralelogramo (Ver Figura 23).



**Figura 23: Imagen de ecodoppler color con incidencia del haz recta (a) y oblicua (b).**

Existen diferentes formas de definir un color. La representación utilizada por los equipos de ecodoppler color utilizan el tono, la saturación y la luminancia. El **tono** es el color que percibe el observador y representa la frecuencia de la luz. La gama de colores del espectro visible se encuentra en el rango de frecuencias comprendido entre el rojo (400MHz) y el violeta (800MHz), pasando por el naranja, amarillo, verde y azul. La **saturación** es la cantidad de tono presente en combinación con el blanco, que contiene todos los tonos juntos. Por ejemplo, un rojo intenso tiene un valor de saturación máximo (el color está bien definido y no existe mezcla con otros tonos), mientras que un incremento del blanco tenderá al color rosado y disminuirá la saturación. Finalmente la **luminancia** es el brillo del tono y la saturación presentadas. Una imagen de ecografía convencional utiliza niveles de gris (no colores) por tanto su saturación será cero. En ecodoppler se utiliza una combinación de los tres parámetros analizados para representar algunas de las variables obtenidas del flujo.

### 2.3.2 Instrumentación.

En la Figura 24 se observa un esquema simplificado de un equipo ecodoppler color. El mismo está compuesto de un demodulador de fase cuadratura, seguido por un filtro de pared. Luego las señales son enviadas a un bloque de autocorrelación que tiene como salida la Velocidad media, la varianza y el signo

del flujo, además de la amplitud de la señal doppler. Estos datos son calculados para todos los pixeles que se encuentran dentro de la ventana de color para luego ser visualizados.

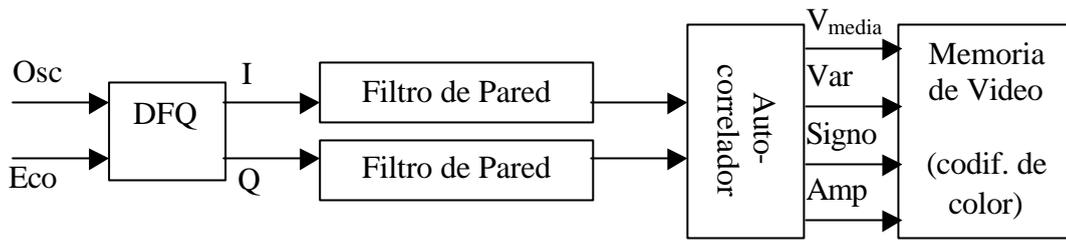


Figura 24: Esquema simplificado de equipo Ecodoppler Color.

Normalmente estos equipos tienen incorporados los otros métodos de visualización, tanto la ecografía convencional como el ecodoppler espectral. En la Figura 25 se observa un diagrama de un equipo real con tres modos de visualización. La línea de procesamiento superior corresponde al modo doppler espectral, la línea central al modo color, y la inferior a la técnica ecográfica convencional.

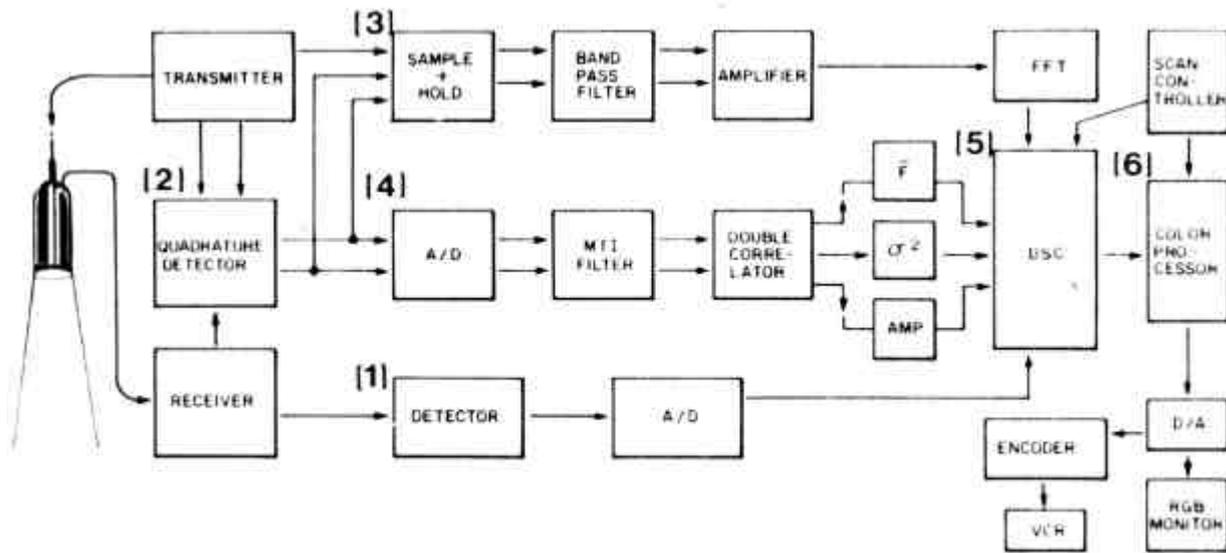


Figura 25: Esquema de un equipo Ecodoppler color.

Las imágenes se producen por un arreglo secuenciado, de fase o vectorial. La señal ingresa al receptor para su procesamiento. Los ecos que no se encuentran desplazados en frecuencia se acondicionan del mismo modo que para ecografía, mediante una amplificación, compensación, compresión, demodulación y rechazo. Luego se realizan los procesos necesarios para poder visualizar la imagen en modo B.

Los ecos que se encuentran desplazados en frecuencia (señal Doppler) se detectan en el receptor mediante la técnica de autocorrelación. Mediante esta técnica es posible determinar rápidamente signo, media, varianza y potencia de cada volumen de muestra de cada línea de barrido.

Las cuatro variables son almacenadas en memoria de acuerdo al sitio anatómico donde el desplazamiento se detectó. Existen aproximadamente 100 a 400 muestras Doppler (ubicaciones) por cada línea de barrido de ecodoppler color. Dependiendo de la profundidad y el ancho de la representación, se pueden visualizar alrededor de 5 a 50 cuadros por segundo.

Los controles incluyen: ventana de doppler color (ancho y profundidad); ganancia; ángulo de incidencia oblicua (steering angle) ; inversión de color; filtro de pared; rango de velocidades; selección del mapa de colores; prioridad; varianza; suavizado; tamaño de ensamble.

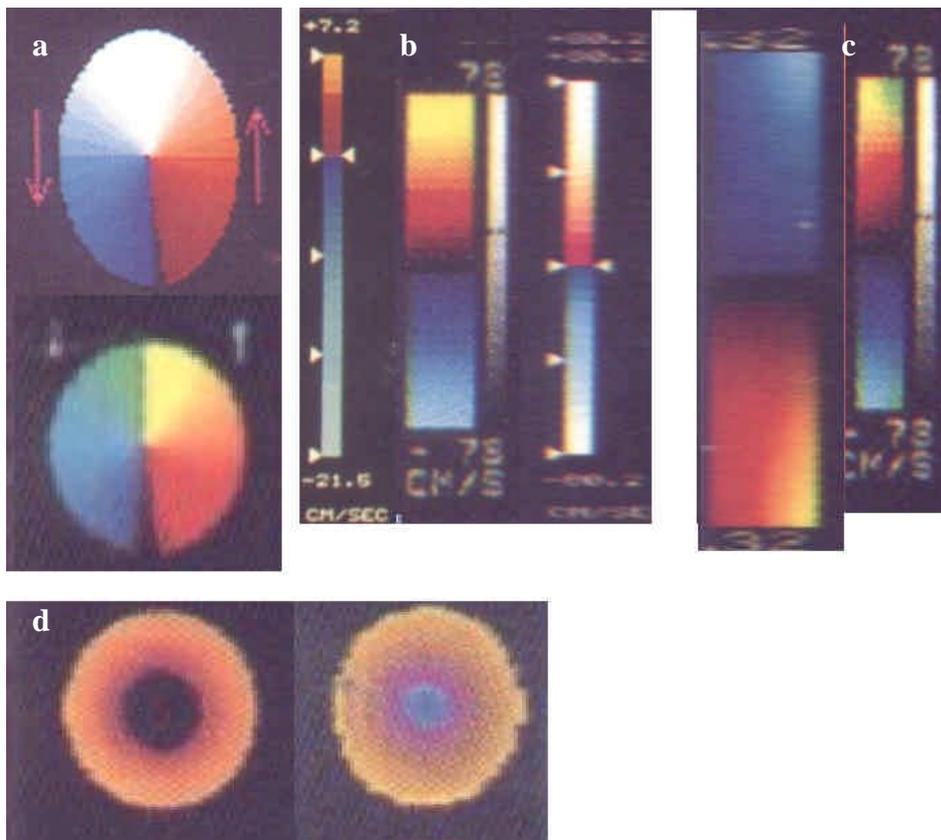
El control del **ángulo de incidencia oblicua** evita que existan ángulos de 90° entre el flujo y el haz. La **inversión de color** alterna la asignación de colores. El **filtro de pared** permite la eliminación de los ecos producidos por el movimiento de paredes o tejidos. Se debe ajustar el valor adecuadamente para evitar la

remoción de ecos provenientes del flujo sanguíneo. El **rango de velocidades** configura la frecuencia de repetición del pulso (PRF) y el límite de Nyquist en los extremos de la ventana de color. Cuando se reduce este valor se pueden detectar bajas velocidades, pero se incrementa la posibilidad de producir el efecto de aliasing (solapamiento de espectros) para altas velocidades. La **prioridad** selecciona la intensidad de los ecos de estructuras estáticas (niveles de gris) bajo la cual se visualizará el color en lugar del nivel de gris en una ubicación determinada. El **suavizado** o persistencia realiza un promediado cuadro a cuadro para rellenar los pixel no definidos. El **tamaño de ensamble** es el número de pulsos requeridos para conformar cada línea de barrido. El valor mínimo es 3, y los valores normales se encuentran entre 10 y 20. Valores grandes proveen estimaciones más exactas y una representación completa del vaso. Sin embargo, se reduce la frecuencia de cuadros ya que se necesita más tiempo por cada uno. Si se incrementa la **ventana de color** también se reduce la frecuencia de cuadros debido a que más pulsos (líneas de barrido) son requeridos por cuadro.

Muchos aspectos de la técnica de ecodoppler color son limitantes por naturaleza. Estos incluyen la pérdida de la información espectral completa, la dependencia del ángulo y la disminución de la frecuencia de cuadro. La mayor cantidad de líneas de barrido necesarias para visualizar una imagen hacen imposible el uso de técnicas multifocales. Por otra parte, no es conveniente elegir tamaños de ensamble grande para estudiar flujos arteriales ya que la frecuencia de cuadro es comparable con la frecuencia cardíaca y los valores obtenidos no representarán bien cada uno de los instantes del ciclo cardíaco.

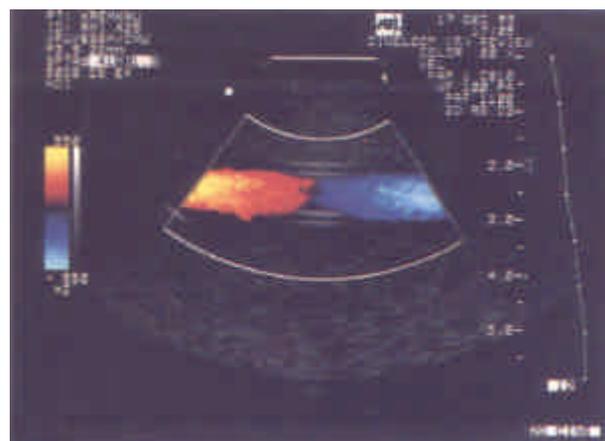
### 2.3.3 Visualización del Ecodoppler Color.

Cuando se visualiza una imagen de ecodoppler color, a cada pixel sobre el monitor se asignará un nivel de gris correspondiente a los ecos de estructuras estáticas, que no tienen información doppler (Modo B). Además, en aquellos pixel que representan a volúmenes que contienen partículas en movimiento, se presentará la información que se requiere variando tono, saturación o luminancia del pixel. El mapa de colores ubicado a un lado de la imagen, permite al observador interpretar el color en términos de las variables que se analizan (signo, valor medio, varianza, potencia). En la Figura 26 se observan diferentes tipos de mapas de color. Los mapas pueden representar una sola variable (valor medio) o bien dos variables simultáneamente (valor medio y varianza). La Figura 26a muestra mapas de colores sectoriales que representan velocidad media; la Figura 26b tiene mapas rectangulares que también representan velocidad media; en la Figura 26c el mapa es rectangular pero representa velocidad media en ordenadas y varianza en abscisas. Finalmente la Figura 26d muestra mapas sectoriales utilizados en el modo potencia (Power mode).



**Figura 26: Diferentes mapas de color.**

Como con cualquier técnica doppler, el ángulo de incidencia es importante. Si se analiza una imagen tomada con un arreglo convexo o curvo sobre un vaso recto, se observará que el color a lo largo de vaso cambio de rojo a azul (Ver Figura 27). El motivo del cambio de color se debe a que, en un barrido sectorial, cada línea tiene una dirección distinta, y por lo tanto, los ángulos doppler variarán. Se debe prestar atención a la interpretación de la información que se presenta en la pantalla, y tener en cuenta que la velocidad se mide respecto al transductor. Para realizar el ajuste de velocidad respecto a la dirección del flujo, algunos equipos permiten indicar el ángulo del flujo en algún punto en particular y obtener una estimación de la velocidad. Además, se debe evitar que el flujo atraviese perpendicularmente las líneas de barrido.



**Figura 27: Efecto del ángulo de incidencia.**

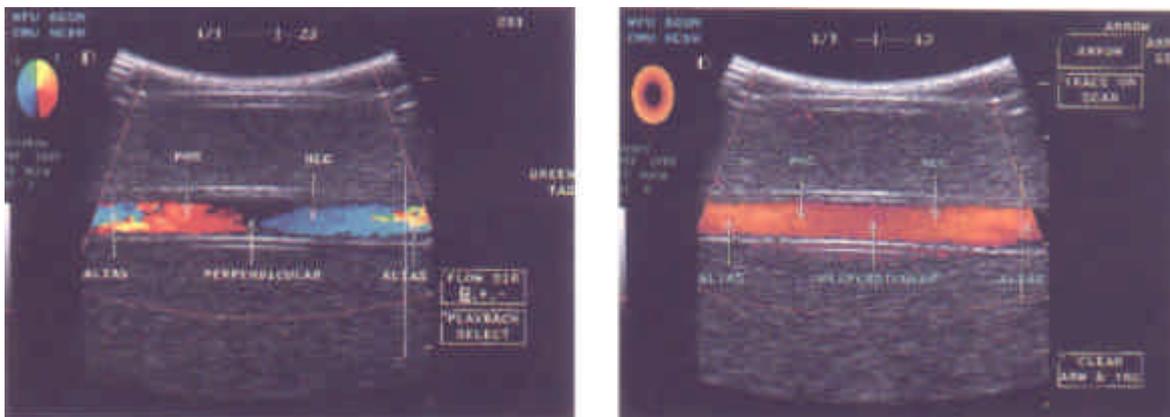
### 2.3.4 Doppler de Potencia (Power Mode)

Un característica introducida recientemente en los dispositivos Doppler Color es codificar la fuerza de la señal doppler, es decir su amplitud, intensidad, potencia o energía. Este nuevo modo incluye un mapa de color que codifica esta potencia de señal. Esta técnica no tiene problemas de aliasing ni dependencia del

ángulo. Por otra parte, permite determinar el flujos de pequeños vasos y de baja velocidad. Dependiendo de los diferentes fabricantes esta técnica recibe diferentes nombres: Color Power Doppler, Ultrasound Angio, Color Doppler Energy, Color Power Angio.

El modo potencia asigna valores a diferentes amplitudes de la señal doppler. La amplitud está determinada por la concentración de dispersores (glóbulos rojos) que producen el desplazamiento en frecuencia. Es decir que la amplitud no está relacionada con la velocidad del flujo sino con el volumen en movimiento. Normalmente se utilizan colores diferentes a los utilizados en los otros modos, por ejemplo, magenta.

El doppler de potencia integra el área bajo el espectro. La ventaja respecto a los otros modos es la presentación uniforme del flujo, aún en aquellas zonas de incidencia de 90°. Sin embargo, se pierde la información de dirección, velocidad y características del flujo. Por otra parte el modo potencia no utiliza la velocidad del flujo, por lo tanto puede promediarse con mayor cantidad de líneas de barrido disminuyendo la relación señal/ruido. En la Figura 28 se puede observar una comparación entre ambos modos.



**Figura 28: Comparación del Ecodoppler Color (convencional) y el modo Potencia (Power).**

### **3 Comparación de las diferentes técnicas.**

Los instrumentos doppler utilizan el desplazamiento en frecuencia para obtener información sobre el movimiento de las células sanguíneas.

En los sistemas de onda continua se provee información del movimiento y el flujo en un amplio volumen de muestra, sin poder definir la profundidad a medir. Los sistemas de ecodoppler pulsado permiten variar la profundidad de la zona de estudio y por lo tanto pueden definir las características del flujo en un volumen reducido. Ambas técnicas utilizan como sistema de representación el análisis espectral, brindando información sobre la distribución de velocidades de las partículas de la sangre en diferentes instantes de tiempo. Además, estos dispositivos tienen la posibilidad de generar una salida audible que tiene valor diagnóstico. Normalmente estos dispositivos incorporan los métodos de ecografía convencional para realizar la exploración y para ubicar el volumen de muestra dónde se realizará el análisis espectral.

El espectro es generado en función de la velocidad de las partículas y se obtiene mediante la transformada de Fourier, la cual se calcula periódicamente y se visualiza en función del tiempo.

Los instrumentos de onda continua tienen la ventaja de poder medir altas velocidades, ya que la frecuencia de muestreo no está limitada. En los dispositivos de onda pulsada, por el contrario, tienen una frecuencia de muestreo limitada por la profundidad del volumen a analizar. Por lo tanto, mientras mayor sea la profundidad, menores velocidades pueden detectarse.

Los equipos de ecodoppler color reciben señales doppler de un corte realizado con el barrido de un haz de ultrasonido. A partir de estos ecos se extrae información que es codificada en color y superpuesta sobre una imagen convencional de modo B, obtenida de estructuras estáticas. De acuerdo al mapa utilizado se

puede representar información de la velocidad, tal como su valor medio, dirección y varianza; y también la cantidad de dispersores en movimiento que contiene cada volumen de muestra que es proporcional a la amplitud de la señal doppler.

En síntesis, se pueden dividir los métodos en la siguiente tabla. Como conclusión se puede decir que estos métodos de evaluación del flujo sanguíneo son complementarios, es decir, que cada uno brinda una característica diferente del flujo.

:

TÉCNICA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<b>Ecodoppler Espectral</b>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Continuo</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Brinda distribución de velocidades de los glóbulos rojos.</li> <li>• Permite determinar velocidades máximas, mínimas y promedio.</li> <li>• Presenta la variación temporal del flujo.</li> <li>• Puede medir altas velocidades.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• No tiene información de profundidad.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Pulsado</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Brinda distribución de velocidades de los glóbulos rojos.</li> <li>• Permite determinar velocidades máximas, mínimas y promedio.</li> <li>• Presenta la variación temporal del flujo.</li> <li>• El volumen de muestra puede definirse a diferentes profundidades</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La velocidad máxima está limitada por la profundidad.</li> </ul>
<b>Ecodoppler Color</b>		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Convencional</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Brinda una distribución espacial de velocidades.</li> <li>• Permite calcular para cada ubicación el valor medio, la varianza y el signo de la velocidad.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• No realiza una caracterización completa del flujo.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Modo de potencia (Power Mode)</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Brinda una distribución espacial de las partículas en movimiento.</li> <li>• Determina presencia de flujo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• No permite evaluar ninguna característica del flujo. (Sólo presencia)</li> </ul>

## Bibliografía

- Kremkau, Frederick: Diagnostic Ultrasound. Principles and Instruments. 5ta Edición. Ed WB Saunders. 1998.
- Weyman, Arthur: Principles and Practice of Echocardiography. 2da Edición. Ed Lea & Febiger. 1994.
- Krestel, Erich: Imaging Systems for Medical Diagnostics. Siemens 1990.