

11205.
2ej.
23



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Medicina
División de Estudios Superiores
Instituto Nacional de Cardiología
"DR. IGNACIO CHAVEZ"



PRINCIPIOS FISICOS Y BASES DEL ULTRASONIDO DOPPLER.

TESIS DE POSTGRADO

Que para obtener el título de:
ESPECIALISTA EN CARDIOLOGIA

P r e s e n t a :

Dr. Luis Emilio Manantou Ayala

Director de Tesis: Dr. José G. Esquivel Avila

Director del Curso: Dr. Ignacio Chávez Rivera



INSTITUTO NACIONAL DE
CARDIOLOGIA

México, D. F.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1986



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

CONTENIDO

Página

CAPITULO I

PRINCIPIOS FISICOS DE LA MECANICA CARDIOCIRCULATORIA Y DEL FLUJO

SANGUINEO 1

A.- Movimiento De Los Líquidos. 1

B.- Características Del Flujo Intermitente. 3

CAPITULO II

BASES DEL ULTRASONIDO DOPPLER 11

TRANSDUCTORES ULTRASONICOS Y CAMPO ACUSTICO 12

DISPERSION DEL ULTRASONIDO EN LA SANGRE 14

PRINCIPIOS BASICOS DE LAS TECNICAS DE ULTRASONIDO DOPPLER 17

A. Técnica Doppler De Onda Continua (OC). 19

B. Técnica Doppler De Onda Pulsada (OP). 19

a) Relación Entre El Perfil De Velocidad Y La
Señal Del Espectro 24

b) Campos De Velocidad Tiempo Variable 30

c) Flujo Turbulento 31

MÉTODOS DE ANALISIS ESPECTRAL 33

FORMAS SIMPLIFICADAS DE ANALISIS ESPECTRAL 36

A. Estimación De La Frecuencia Máxima (f_m). 38

B. Estimación De La Frecuencia Media. 39

SIGNIFICADO CLINICO DE LA FRECUENCIA AMBIGUA EN EL MODO OP 40

LÍMITE NYQUIST 40

LA SELECCION DE TRANSDUCTORES DE FRECUENCIA BAJA 41

AMBIGUEDAD (ALIASING)

42

BIBLIOGRAFIA

46

TABLAS 2

FIGURAS 17

ABREVIATURAS

A = área de sección transversa del tubo

a = aceleración

Ac = área de contacto (entre liquido y tubo)

c = constante

CGA = control de ganancia automático

Cos θ = coseno del angulo

D = densidad

Dt = tiempo de desplazamiento del liquido

d = distancia

df = diámetro focal

Ep = pérdida de energía

F = fuerza

FC = fuerza centrífuga

Fd = frecuencia o desviación Doppler

FE = frecuencia de emisión

Fp = percentil de fuerza en el espectro

FR = frecuencia de recepción

f = frecuencia

fc = frecuencia de línea de base o de cruce de cero

fm = frecuencia máxima

fr = frecuencia de repetición

frp = frecuencia de repetición de pulsos

g = aceleración gravitacional

h = diámetro de la columna del flujo

HIT = histograma de intervalo en tiempo

L = longitud de tránsito del dispersor
l = longitud de onda
lf = longitud focal
m = masa
n = diámetro de la columna de flujo
no = número de oscilaciones
P = presión
Pa = Pascal
Po = presión de la corriente antes del cuerpo sumergido
Pr = profundidad
Pev = periodo estacionario de la velocidad
Q = volumen del líquido
RNR = número de Reynolds
r = radio
Tc = tiempo de cruce (intervalo de cruce cero a una misma polaridad)
Td = tiempo de retardo
Te = tiempo de emisión
Tr = tiempo de recolección de datos
Tt = tiempo de tránsito
TFP = Transformada de Fourier Fija
TFR = Transformada de Fourier Rápida
V = velocidad del flujo
Vd = velocidad de dispersión
Vm = velocidad máxima
Vo = velocidad de la corriente antes del cuerpo sumergido
Vs = velocidad del sonido
Vob = velocidad del objeto

va = viscosidad absoluta

vd = viscosidad dinámica

vr = varianza relativa

W = gravedad o densidad específica

z = cabeza de potencial

Δ = ensanchamiento

ΔEt = integral del ensanchamiento del tiempo de tránsito

ΔIa = integral de inexactitud analizada

ϵ = ensanchamiento relativo del tiempo de tránsito

CAPITULO I

PRINCIPIOS FISICOS DE LA MECANICA CARDIOCIRCULATORIA Y DEL FLUJO SANGUINEO

Flujo es definido como el paso de un volumen de fluido por unidad de tiempo a través de un punto de observación dado.

El primer aspecto a considerar es la descripción del movimiento de un líquido a través de un tubo.

A.- Movimiento de los líquidos.

El movimiento de los líquidos puede examinarse bajo 2 puntos de vista. De acuerdo con la geometría del movimiento, que es independiente a las fuerzas que lo promueven (cinemática) y por las diferentes fuerzas relacionadas con el movimiento del líquido (cinética).

En el presente estudio se analizará fundamentalmente lo que se refiere a la cinética. El desplazamiento de un líquido se debe a la falta de neutralización de fuerzas que lo impulsan (dinámica), cuando las fuerzas entran en equilibrio se anula el movimiento (estática).

El movimiento de un líquido a través de un tubo puede ser continuo o intermitente, regular o irregular.

El flujo es continuo cuando son constantes la presión, la velocidad y la densidad del líquido en un punto determinado.

El flujo es intermitente cuando se producen cambios sucesivos de la presión y del volumen en un tiempo determinado y con frecuencia constante. Esto determina aceleración y desaceleración del desplazamiento del líquido que determina a su vez cambios en la velocidad.

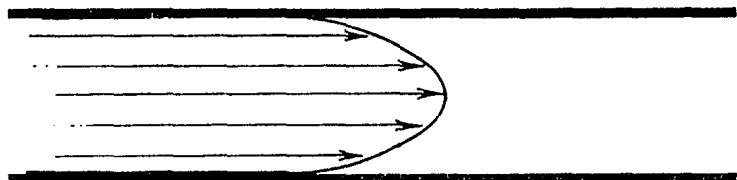
El flujo es regular cuando se mantienen constantes además de los factores mencionados, el calibre del tubo, la elasticidad de la pared y la temperatura del líquido que a su vez modifica también a la viscosidad.

El flujo es irregular cuando se modifican los factores antes mencionados que influyen en la alineación u ordenamiento en el desplazamiento del líquido.

El flujo continuo se caracteriza porque cada una de las partículas del líquido se desplaza en una senda, es decir en una línea que no cruza las de otras partículas y en su conjunto el movimiento del líquido se realiza por capas o láminas, por lo que se denomina flujo laminar. La conservación del flujo laminar es más probable cuando la velocidad es baja, el volumen es pequeño y la viscosidad del líquido es elevada. Otro factor importante es el tipo de contacto entre el líquido y la pared del tubo, dicho contacto es dependiente de las características descritas, además de la densidad del líquido, la rigidez del tubo y la impedancia de la superficie de fricción. En la capa proximal a la pared del tubo la velocidad de desplazamiento del líquido es menor e inversamente proporcional a la fricción parietal, puede llegar a ser cercana al valor de cero. En la capa siguiente la velocidad tiende a aumentar y así, en forma sucesiva la velocidad es mayor conforme la capa de desplazamiento se acerca al centro del tubo, donde la velocidad adquiere el máximo valor. Figura I.

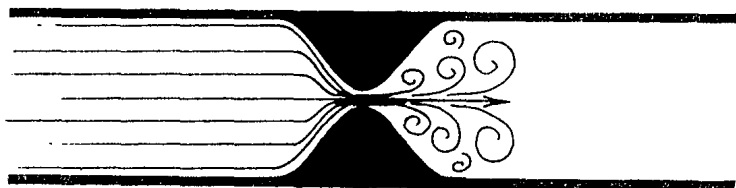
En el desplazamiento del líquido, intervienen varios elementos. Puede examinarse a partir de la fuerza que lo promueve: la presión (P).

Presión: es la fuerza ejercida por unidad de área de una superfi-



Flujo Laminar

En ausencia de una obstrucción al flujo, la sangre se mueve en una dirección uniforme.



Flujo Turbulento

Se crea un Jet de alta velocidad en el sitio de una obstrucción. Más allá de la obstrucción, la sangre se mueve erráticamente en diferentes direcciones y a velocidades variables.

Figura # 1

cie. La unidad de medida en el sistema cgs es el bar (dina/cm²); en el sistema internacional de medidas es el Pascal (Pa) que es igual a un Newton/metro², el kiloPascal (kPa) equivale a mil Pa.

La fuerza necesaria para el impulso o propulsión de un líquido es igual a la masa del líquido por el cambio de velocidad o aceleración en un punto determinado.

$$F = m \cdot a$$

F = fuerza; m = masa; a = aceleración

Fuerza es: la capacidad de desplazamiento de un objeto; masa es: una cantidad de materia; aceleración es: el cambio de velocidad en un punto determinado.

La continuidad del flujo es resultado de la aplicación de la ley de la conservación de la materia a la geometría del flujo, que se denomina ecuación de continuidad que es:

$$c = A \cdot V \cdot W$$

c = constante; A = área de sección transversa del tubo; V = velocidad del flujo y W = gravedad o densidad específica.

Como ya se señaló el líquido no es compresible y en consecuencia la densidad específica se mantiene sin cambios. El cambio en el área del tubo afecta inversamente a la velocidad, si A se reduce la velocidad aumenta o viceversa.

En cardiología los cambios de velocidad están íntimamente relacionados con la presión, el diámetro y el estado de las paredes de los vasos, para su estudio se aplican los conceptos antes referidos.

B.- Características del Flujo Intermitente.

Por flujo intermitente se entiende cuando hay cambios físicos o periódicos en los factores que determinan el desplazamiento del líquido (flujo pulsátil). En estas condiciones, resulta complicado aplicar la ecuación de continuidad, dado que la velocidad es cambiante y en el caso del sistema circulatorio el área de sec-

ción también sufre cambios, los vasos se distienden durante la fase de llenado pero además especialmente en el lado arterial, la pared vascular es elástica y su túnica media o muscular puede modificar dicha área de acuerdo a su respuesta contráctil, que es variable con los cambios volumétricos, tensionales u hormonales. En el sistema circulatorio se agrega otra condición que influye en las características del flujo dado que el tubo (aorta) se estrecha progresivamente hasta llegar a los capilares, aumentando el área de sección del lecho vascular, modificando la velocidad del flujo y con aumento progresivo de la pérdida de energía.

Figura 2. Lo que puede expresarse en la siguiente fórmula:

$$E_p = P_1 / W \cdot V_1^2 / 2g - P_2 / W \cdot V_2^2 / 2g$$

E_p = pérdida de energía; P_1 y P_2 representan la presión en los extremos del tubo; V_1 y V_2 las velocidades correspondientes; W = gravedad o densidad específica; g = aceleración gravitacional.

La velocidad de desplazamiento de un líquido cambia en relación inversa al diámetro del tubo y al área de sección transversal y es directamente proporcional a la presión que ejerce el líquido sobre la pared. Por ejemplo el estrechamiento de un tubo determina que la velocidad aumente y la presión disminuya. Esto se conoce como efecto Venturi, cuyo principio se utiliza para las bombas de succión de agua y este efecto es tan marcado que cuando la velocidad aumenta exageradamente y el tubo es elástico la presión se torna negativa y colapsa la luz tubular.

Cuando el flujo es pulsátil durante el tiempo que se interrumpe y en función de la inercia del líquido así como del vaciamiento del tubo, se puede observar el colapso del tubo.

En la curva del pulso arterial, en presencia de insuficiencia

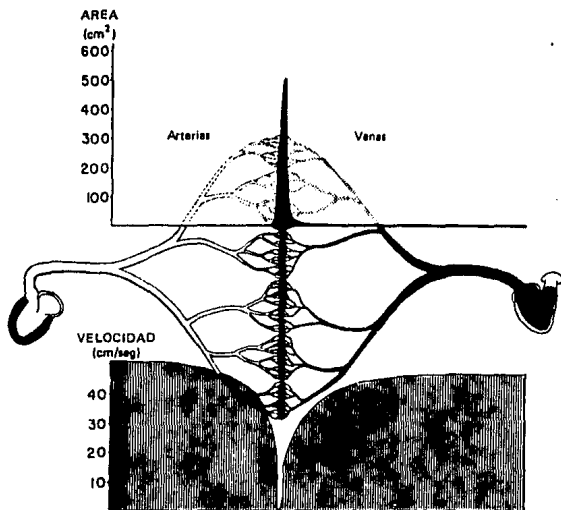


Figura # 2. Relación que existe entre el área de sección transversa y la velocidad del flujo en la circulación general. Nótese el área enorme de las arteriolas, los capilares y las vénulas.

aórtica, en que la velocidad de flujo está muy aumentada la morfología de dicha curva se altera, desaparece la onda dicrótica, lo que se ha atribuido al efecto Venturi.

Otro punto importante es el cambio en la dirección del flujo, la incurvación del tubo determina que hacia la porción interna de la curva, que es la de radio menor, la presión sobre la pared es menor en relación a la ejercida sobre la pared externa, cuya curvatura tiene un radio mayor. Esto es debido a la llamada fuerza centrífuga, que también se le ha denominado fuerza de la aleta. La superficie que hace cambiar el flujo puede conocerse bajo la aplicación de la siguiente fórmula:

$$F_c = m/Dt (v_2 - v_1)$$

F_c = fuerza centrífuga; m = masa; Dt = tiempo de desplazamiento del líquido; v_1 es la velocidad antes del cambio de dirección y v_2 es velocidad después del cambio de dirección. Figura 3.

Otro elemento de importante consideración es el cambio de dirección del flujo en presencia de un cuerpo sumergido dentro del tubo y que modifica la corriente del líquido. La parte proximal del objeto en relación a la dirección de la corriente, forma lo que se ha llamado punto de estancamiento en el cual, la velocidad es cero y la presión es igual a:

$$D/2 \cdot V_0^2 + P_0$$

D = densidad; es el producto de la masa de un fluido y de la aceleración gravitacional (W/g); V_0 = velocidad de la corriente antes del cuerpo sumergido; P_0 es la presión en el mismo sitio.

Lo anterior es aplicable a la circulación y el punto de estancamiento puede favorecer la formación de trombos. Texon y col a partir de este hecho han formulado una teoría de la génesis de la ateromatosis y expresan: "no sería justo concentrar todos los esfuerzos sobre el aspecto bioquímico de un fenómeno que está ocurriendo en un sistema dinámico".

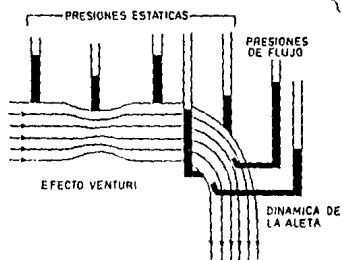


Figura # 3. El efecto Venturi (a la izquierda) y la dinámica de la aleta (a la derecha). Cuando las líneas de flujo se constriñen, la presión estática en el punto de constricción cae. Esta caída de presión puede ser calibrada para la determinación del flujo. Cuando el flujo cambia de dirección, la presión es menor en la parte convexa (interna) y mayor en la parte cóncava (externa).

El movimiento del líquido depende de la fuerza que lo promueve. La fuerza necesaria para la propulsión es igual al volumen del líquido por el cambio de velocidad lo que se expresa como fuerza.

La ecuación de Bernoulli es la ley básica para establecer la relación entre presión y velocidad. La ecuación es :

$$P/\rho + V^2/2g + z = c$$

z es la cabeza de potencial.

El primer quebrado es equivalente a la cabeza de presión y el segundo a la cabeza de velocidad. La fórmula es aplicable en especial a los fluidos incompresibles o sea a los líquidos y por lo tanto, aplicable al flujo de la sangre, pero desafortunadamente en esta fórmula se consideran a los líquidos como desprovistos de fricción parietal, lo que es imposible dentro del corazón y los vasos.

Por lo tanto hay que considerar otro factor que influye en el tipo de flujo y que es la viscosidad. La viscosidad es la relación entre la fuerza que tiende a detener la corriente y la resistencia propia a su desplazamiento, de allí que también se le denomina fricción interna, sin embargo este término está más en relación a la resultante de la viscosidad que a ella misma.

La viscosidad dinámica puede obtenerse de la siguiente fórmula:

$$v_d = P/\rho V/h$$

v_d = viscosidad dinámica; P = presión Ac = área de contacto entre el líquido y el tubo; V = velocidad del flujo; h = diámetro de la columna de flujo.

La inversa de la viscosidad es la fluidez.

La geometría del flujo depende de la interrelación del volu-

men, la densidad y la velocidad, que se expresa por medio del número de Reynolds que se obtiene a partir de estos 3 factores además de la viscosidad.

$$RNR = \frac{D \cdot Q \cdot V}{va}$$

RNR = al número de Reynolds; D = densidad; Q = volumen; V = velocidad; va = a viscosidad absoluta.

Cuando los factores del numerador se incrementan, el flujo tiende a transformarse en turbulento, en cambio el aumento en el denominador mantiene el flujo laminar. Todo lo anterior es in fluido por la resistencia a la compresión del líquido. El número de Reynolds es aplicable a los sistemas cerrados de flujo, cuando su valor es bajo representa predominio de la fricción interna y los valores elevados representan aumento de la fuerza de inercia. Se ha comprobado que el flujo laminar se mantiene cuando el número de Reynolds es inferior a 2000, a estos valores se les llama de velocidad crítica inferior. Es muy difícil mantener un flujo laminar con número de Reynolds superior a estos valores y representa que predomina el incremento de volumen, de densidad o de velocidad media sobre la viscosidad del líquido.

Si se considera que la densidad de la sangre es de 1055, el diámetro de la aorta de 2 cm y la velocidad del flujo de 40 cm/seg, y además la viscosidad absoluta es de 4.1 centipoises, el número de Reynolds para el flujo de la raíz aórtica es de 2058, o sea muy cercano a la velocidad crítica inferior. Sin embargo hay que tomar en cuenta que dentro del aparato circulatorio intervienen muchos otros factores como pueden ser la irregularidad de presión y flujo durante la expulsión que es variable momento a momento, además de las características del endotelio vascular.

El flujo regular no se llega a observar en el sistema circulatorio dado que en ningún territorio se mantiene constante en ninguno de sus factores: presión, volumen y área del vaso.

En cardiología lo más importante es conocer las variaciones del flujo, por lo tanto este es irregular, independientemente de ser intermitente. Con el mismo ejemplo durante la expulsión aórtica tanto la presión como el volumen se modifican en cada instante de esta fase. Igual acontece en las válvulas auriculoventriculares normales.

Es conveniente recordar que la velocidad dentro del vaso es variable y a sí mismo también lo es su determinación de acuerdo con la posición de la muestra. El ideal es tener el perfil de la velocidad o velocidad axial central y que ésta fuera constante, consideraciones muy importantes para comprender el valor de la determinación de velocidad después de un obstáculo intraluminal o estenosis del vaso o de la válvula.

Es también trascendente tomar en consideración que el flujo sanguíneo es variable momento a momento, por lo que su medición tiene que referirse como velocidad máxima en el momento que ésta se presente o como promedio de velocidad determinando las variables durante el tiempo en que se mantiene el flujo.

Ya se han mencionado otras causas de variabilidad de la velocidad del flujo dentro del tubo, entre ellas están la viscosidad de la sangre que influye en la fricción de ésta con la pared, la velocidad de la sangre adyacente a ésta es propiamente igual a cero, el bombeo del corazón también modifica la velocidad por las variaciones de aceleración que determina. La distribución del

flujo por lo tanto, depende de la viscosidad y de la aceleración media.

También es conveniente recordar que el incremento de velocidad por sí sólo produce turbulencia y modifica el patrón de flujo aun en ausencia de obstrucción.

En el flujo turbulento la velocidad cambia rápidamente en un punto determinado, en estas condiciones la velocidad es diferente y compuesta por capas de variación lenta y capas con un componente de variación rápida, a éste es al que se le denomina flujo turbulento y puede ser visto como remolinos pequeños que cambian rápidamente la alineación del flujo. Tiene componentes tanto transversos como longitudinales. El componente de variación lenta representa el promedio del perfil de velocidad turbulenta. Figura 4.

La irregularidad del flujo puede ser reconocida por el incremento de velocidad que aparece después de la obstrucción, que a su vez determina la caída de presión. Por lo tanto el incremento de velocidad después de la obstrucción puede permitir conocer la diferencia de presión o gradiente antes y después del obstáculo.

La fuerza necesaria para la propulsión es igual al volumen del flujo por el cambio de velocidad. Ya se mencionó que fuerza es igual a masa por aceleración. El cálculo de la fuerza para la propulsión del líquido se basa fundamentalmente en esta relación simple.

Bernoulli como ya se mencionó propuso una ecuación que se considera como la ley básica de la relación entre la fuerza de presión y la velocidad de flujo.

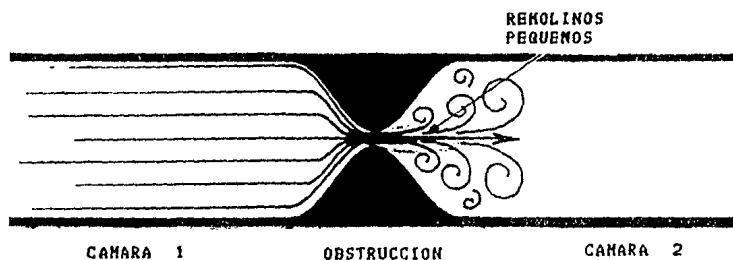


Figura # 4. Flujo Turbulento. Observese como la velocidad cambia rápidamente en un punto determinado, donde se ven remolinos pequeños. El incremento de velocidad puede permitir conocer la diferencia de presión antes y después del obstáculo.

La ecuación es la siguiente:

$$P/W + V^2/2g + z = c$$

P = presión; W = gravedad o densidad específica; V = velocidad del flujo; g = aceleración gravitacional; z = cabeza de potencial.

Esta ecuación ha sido simplificada en la siguiente forma:

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (V_2^2 - V_1^2)$$

Los números 1 y 2 indican posiciones a lo largo de las líneas de flujo, 1 antes de la obstrucción y 2 posterior a la misma; ρ = densidad de la masa de la sangre.

Esta ecuación da el gradiente de presión como aumento de la energía cinética por unidad de volumen del fluido. Este fenómeno es similar al aumento de energía cinética de una piedra que cae en el campo gravitacional. El gradiente de presión es relacionado solamente al incremento en velocidad y es independiente del tamaño del orificio, asumiendo que la fricción viscosa pueda no tomarse en cuenta. Este efecto es similar a las piedras grandes y pequeñas que tienen el mismo aumento en velocidad en un campo gravitacional.

La ecuación es útil para calcular el gradiente de presión a través de una válvula estenótica o un defecto septal. La velocidad al frente del Jet (V_1) es usualmente mucho más pequeña que la velocidad máxima en el Jet (V_2). Por lo tanto podemos omitir V_1^2 y compararlo con V_2^2 . Insertando $\rho = 1.06 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$ obtenemos la siguiente ecuación:

$$P_1 - P_2 = 4V_2^2$$

CAPITULO II

BASES DEL ULTRASONIDO DOPPLER

Se requiere de un entendimiento básico de los principios del Doppler antes de intentar una interpretación adecuada de los registros. El efecto Doppler está presente y es usado inconscientemente en la vida diaria. Si una persona se mueve hacia el origen de un sonido (acercándose), oirá un tono con frecuencia mayor que cuando él está en posición fija. Si se mueva en dirección opuesta (alejándose), oirá un tono de menor frecuencia. El mismo fenómeno ocurre si la fuente de origen del sonido se está moviendo y el observador está en posición estática.

Christian Johann Doppler (1803-1853) físico austriaco, fue el primero en describir este efecto. El cambio en frecuencia es llamado desviación Doppler o frecuencia Doppler.

En 1843, Doppler describió como el color de la luz de una estrella, de la misma forma que el timbre de un sonido, cambia debido al movimiento entre la fuente y el observador. Él propuso que todas las estrellas emiten una luz blanca de espectro puro y que los diferentes colores observados eran proporcionales al movimiento de la estrella acercándose a la tierra (color azul) o alejándose (color rojo). Este fenómeno fue atribuido por Doppler a una desviación de frecuencia en la forma de la onda y ha sido denominado el "efecto Doppler". El efecto Doppler se aplica a cualquier onda en la que la fuente de origen y el receptor se estén moviendo con respecto uno de otro; la frecuencia resultante es directamente proporcional a la velocidad relativa entre la

fuelle y el receptor. El mismo efecto se usa con las ondas del radar para medir la velocidad de los autos. El mismo efecto se observa en la sirena de un automóvil o el silbato de un tren.

Figura 5.

TRANSDUCTORES ULTRASONICOS Y CAMPO ACUSTICO

El ultrasonido al igual que el sonido audible está integrado por ondas acústicas, pero con frecuencias por encima de la variante de audición. Si la frecuencia (f) es incrementada, la longitud de onda (λ) es reducida con relación inversa y directa a la velocidad.

Cuando la longitud de onda es reducida el sonido se mueve a lo largo de líneas estrechas. El sonido de frecuencia baja, como el bajo de una orquesta, se redondea en los extremos; por otro lado el sonido sobreagudo de una bocina es más continuo. La percepción del sonido depende del sitio de captación respecto a su dirección de transmisión.

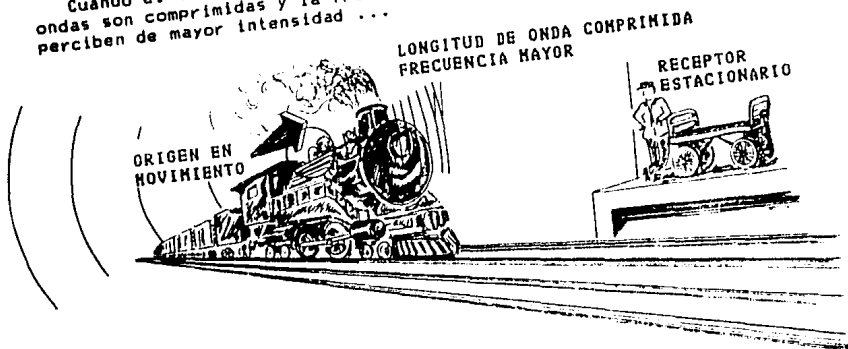
El fenómeno de redondeo de los extremos de las ondas sonoras es llamado difracción, la que es causada por la onda natural del sonido, se produce en todos los tipos de ondas, como las de luz y ocurre cuando las dimensiones geométricas del sistema llegan a ser comparables con la longitud de onda. Para ultrasonido en tejidos biológicos, tenemos

$$f = 2\text{MHz} \quad \lambda = .78 \text{ mm}$$

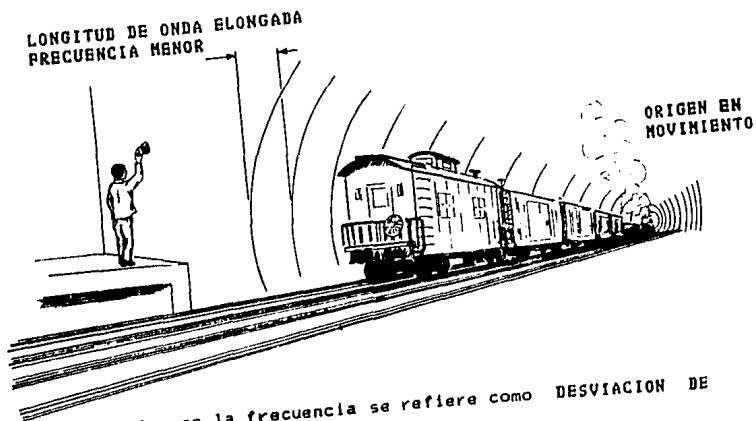
$$f = 10\text{MHz} \quad \lambda = .156 \text{ mm}$$

Un transductor de 2-MHz tiene una forma cilíndrica con un diámetro de 15 mm. La cara frontal vibra como un pistón con amplitud casi uniforme a través de su cara. El diámetro del

Cuando el tren se mueve hacia el observador, las longitudes de ondas son comprimidas y la frecuencia de las ondas o silbato, se perciben de mayor intensidad ...



Por otro lado, cuando el tren se aleja del receptor, las longitudes de onda son elongadas y la frecuencia de las ondas, o silbato se perciben de menor intensidad.



Este cambio en la frecuencia se refiere como DESVIACION DE FRECUENCIA.

Figura # 5

transductor es aproximadamente igual a 20 longitudes de onda . Con transductores de esta dimensión , se observan efectos de difracción, el sonido en áreas cercanas se mueve en línea recta. Una lente puede ser usada para enfocar el sonido en una forma similar a la luz. El diámetro mínimo del foco es limitado por los efectos de difracción y la distorsión del campo profundo. Esta limitante se demuestra con la fotografía Schlieren del campo acústico de un transductor en el agua. Con esta técnica, el campo acústico es visualizado usando la interacción entre la onda de luz y la acústica. El enfoque no es fino, se ven 2 haces de sonido fuera del área del haz. Muchos de estos defectos de resolución lateral son encontrados al aumentar la angulación respecto al eje central con rápida disminución de la intensidad. Por eso sólo los primeros haces pueden ser vistos en la zona lateral. Debido a la simetría axial las distorsiones de la zona lateral forman una nebulosa alrededor del haz o lóbulo principal.

Figura 6

El efecto de difracción hace que los extremos del haz sean menos claros, y el área de observación de la velocidad sanguínea tiene límites borrosos. Si definimos el diámetro focal (df) a partir del cero de la intensidad entre el haz principal y la zona lateral, obtenemos

$$df = (2.44) l \frac{1f}{2r}$$

donde $1f$ es la longitud focal y $2r$ es el diámetro del transductor. Para $2r=15$ mm y $1f=8$ cm a 2KHz, obtenemos $df=10$ mm. Pasando el límite de difusión de la zona o haz principal, este cálculo no define el diámetro.

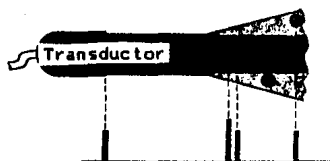


Figura # 6. El efecto de difracción hace que los extremos del haz sean menos claros, y el área de observación de la velocidad sanguínea tiene límites borrosos.

Si la fuente productora del sonido y el objeto receptor del mismo están en reposo, la frecuencia de emisión (FE) del sonido será igual a la frecuencia de recepción (FR) del mismo (fig 7). Si la fuente productora se aleja del objeto receptor de sonido, éste será escuchado con una frecuencia de recepción menor que la realmente emitida ($FE > FR$) (fig 7). Por último, si la fuente productora de sonido se acerca al objeto receptor, el sonido se escucha a una frecuencia mayor a la realmente emitida por el objeto ($FE < FR$) (fig 7).

Este principio, aplicado al estudio del flujo sanguíneo, nos va a permitir conocer entre otras, tres características básicas del mismo: su velocidad, su dirección y las características de organización del mismo en régimen laminar o turbulento.

DISPERSION DEL ULTRASONIDO EN LA SANGRE

En primer lugar, las células rojas sanguíneas dispersan el ultrasonido en la sangre. La señal total es la suma de las contribuciones de los diferentes dispersores localizados en diferentes posiciones. Dos dispersores pueden cancelar sus señales una a otra (interferencia destructiva) o sumarse (interferencia constructiva) de acuerdo con su posición. Es más conveniente considerar el origen del dispersor como las fluctuaciones en la concentración celular más que en las células individuales. El dispersor elemental es definido como un elemento del volumen de la sangre que es tan pequeño, que el perfil de velocidad dentro de este elemento es prácticamente constante, este produce una desviación Doppler con frecuencia similar al del dispersor de partículas simples. Los dispersores

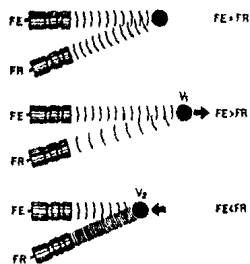


Figura # 7. FE: frecuencia emisora del sonido que el glóbulo rojo rechaza y es recogida con una frecuencia de recepción (FR) que variará según las características del movimiento de la sangre.

son distribuidos a través de la sangre y el poder total de la señal de regreso es proporcional al volumen total del dispersor observado. En un equipo Doppler pulsado, la relación señal /ruido aumenta con la magnitud de la variación celular. La turbulencia incrementa el dispersor, los pequeños remolinos de la turbulencia crean un efecto centrífugo que separa las células sanguíneas del plasma debido a su diferencia de densidad de masa. Este efecto incrementa la fluctuación y la dispersión de la sangre. Este proceso es probablemente la razón de que los jets en la sangre produzcan señales más intensas que en los flujos ordinarios.

Para entender los principios del Doppler es necesario conocer la terminología básica:

Frecuencia: es el número de ciclos de energía de sonido por segundo, expresado como ciclos por segundo o Hertz (1 Hz= 1 ciclo/seg). Longitud de onda: la distancia recorrida durante un ciclo.

La velocidad del sonido en los tejidos blandos es de 1540 m/seg.

Velocidad del sonido = frecuencia x longitud de onda.

$$V_s = f \cdot \lambda$$

Si el origen del sonido está en movimiento, no se modifica la velocidad, a excepción que se modifique el medio transmisor; si la distancia disminuye, la longitud de onda es más corta y la frecuencia más alta y al contrario, si se alejan la fuente emisora y el observador.

Por lo que si 2 000,000 de Hz son enviados al tejido y 2 006,000 recibidos, la desviación Doppler (F_d) es de 6 000 Hz, y expresa acercamiento. La desviación Doppler es proporcional al

promedio de la velocidad del objeto respecto a la velocidad del sonido y a la frecuencia generada:

$$\text{Desviación Doppler (Fd)} = \frac{\text{velocidad del objeto (Vob)}}{\text{velocidad del sonido (Vs)}} \times \text{(FE)}$$

Dado que la velocidad del sonido, la frecuencia de emisión y la frecuencia de Desviación Doppler pueden ser conocidas, es posible obtener la velocidad de los glóbulos rojos. Para lograrlo la fórmula es ajustada en la siguiente forma:

$$Vob = \frac{Fd \times Vs}{FE}$$

Vob = velocidad del objeto; Fd = frecuencia Doppler; Vs = velocidad del sonido; FE = frecuencia de emisión.

La ecuación original está basada en la forma de las ondas transmitidas. Si se usan las ondas reflejadas, la velocidad del sonido se duplica (ida y vuelta) y por lo tanto la fórmula se divide entre 2. Además, debe considerarse el ángulo del transductor, entre menos paralelo al flujo sea el haz del transductor, menor será la velocidad registrada por el transductor y es posible subestimar la velocidad del flujo sanguíneo. Esto se puede corregir dividiendo la fórmula entre el coseno del ángulo formado por el haz ultrasónico y el flujo:

$$Vob = \frac{Fd \times Vs}{2FE \times \cos \theta}$$

cos θ = coseno del ángulo.

En términos prácticos, los registros de velocidad son mejores cuando se obtienen con el haz ultrasónico paralelo al flujo (cos θ = 1). Si el haz tiene 20° de angulación, el factor de error es sólo del 6%, aumentando el ángulo a 30° también aumenta el factor de error a 13%. Por lo tanto, siempre se debe alinear el haz con

un ángulo menor de 20° con respecto al flujo, y así resultará pequeña la subestimación (<7%) de la velocidad real.

El enfoque del Doppler es diferente del de las imágenes de ecocardiografía. En esta última, la mejor imagen es obtenida cuando el transductor es perpendicular a las estructuras; en cambio en el Doppler las velocidades más exactas son registradas con el transductor paralelo.

Las primeras aplicaciones del Doppler fueron para la evaluación cualitativa del flujo sanguíneo periférico.

Para estas mediciones se usó un instrumento de onda continua; posteriormente Peronneau y col y Baker introdujeron el instrumento pulsado en el que puede estudiarse la velocidad en un pequeño volumen muestra.

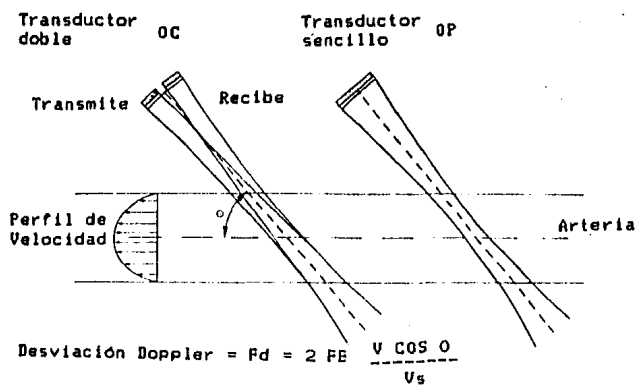
La principal ventaja de la técnica es que las mediciones pueden ser hechas en forma no invasiva. Para las mediciones en el corazón y grandes vasos se puede usar una frecuencia ultrasónica de 1 a 3 MHz y en cambio, para vasos periféricos de 5 a 10 MHz.

PRINCIPIOS BASICOS DE LAS TECNICAS DE ULTRASONIDO DOPPLER

Existen 2 tipos de modo Doppler para examinar el corazón, ambos tienen un lugar específico en el examen cardiológico.

El fundamento de la medición de la velocidad sanguínea con Doppler ultrasónico es ilustrado esquemáticamente en la fig 8. Se dispone de ultrasonido de onda continua (OC) y de onda pulsada (OP).

Las 2 técnicas tienen ventajas y desventajas.



Principios de la medición de la velocidad sanguínea con ultrasonido Doppler.

Figura # B

TABLA I

COMPARACION ENTRE TECNICAS PULSADA Y CONTINUA

	Técnica OP	Técnica OC
Ventajas =	Estudio del flujo sanguíneo a una profundidad definida y limitada.	Facilidad para medir altas velocidades. Facilidad de rápido rastreo del flujo en el corazón.
Desventajas =	Dificultad para medir velocidades altas del flujo. (Ambigüedad de la frecuencia Doppler).	Dificultad para estudio a una profundidad específica.

En el modo OP se obtiene amplia capacidad de resolución en un nivel determinado, es decir se puede medir la velocidad en un pequeño volumen muestra equivalente a un área pequeña y circunscrita, de una profundidad variable según se requiera. El tamaño del volumen muestra depende del aparato y la frecuencia. Pero hay una limitante en la medición de la velocidad máxima, lo cual es una desventaja de la técnica, y se debe a la ambigüedad del registro por mala definición de la velocidad Doppler.

El modo OC no tiene capacidad de resolución en un sólo punto, pero al mismo tiempo, no tiene límite en la medición de la velocidad máxima. Por lo tanto las dos técnicas se complementan una a otra, y un aparato que combine las dos, es un arma mucho más poderosa para el estudio diagnóstico.

Si se aumenta la frecuencia de repetición del pulso en el modo OP, a tal grado que más de un pulso está viajando hacia el

corazón a cada instante de tiempo, se crea un problema de ambigüedad.

A. Técnica Doppler De Onda Continua (OC)

En el modo OC los transductores transmisor y receptor están montados lado a lado con una lente común al frente. Esta lente hace que el haz ultrasonico transmitido en forma continua se sobreponga al área de retorno del ultrasonido hasta el transductor receptor que es sensible, simultáneamente al de emisión.

Con un aparato de onda continua, observamos todo el movimiento de la sangre a lo largo del haz; o sea no existe variante de resolución.

B. Técnica Doppler De Onda Pulsada (OP)

Con el haz ultrasónico pulsado, se obtiene capacidad de resolución a todo lo largo del haz, con la posibilidad de seleccionar la distancia o profundidad. Se puede seleccionar la señal con un volumen muestra determinado y a una profundidad fija.

$$\text{Profundidad} = \frac{\text{velocidad del sonido} \cdot \text{tiempo de retardo}}{2}$$

$$\text{Pr} = \frac{V_s \cdot t_d}{2}$$

En el equipo pulsado, hay un transductor que es tanto emisor como receptor, por lo tanto la emisión del ultrasonido es enviada con una determinada frecuencia de repetición (f_r) que deja un breve intervalo para que el ultrasonido de regreso pueda ser captado o recibido en el mismo transductor; con un tiempo de retardo (t_d) lógico por el bloqueo que representa el tiempo de

emisión (te).

La longitud del volumen muestra a lo largo del haz, es determinada por la longitud del pulso transmitido y las dimensiones transversas son determinadas por el ancho del haz. En la técnica OP se muestrea la señal Doppler una vez por cada transmisión de pulso. La reconstrucción o integración de la señal Doppler de estas muestras fijas introduce ambigüedad.

Si dos ondas sinusales con frecuencias diferentes pasan a través de la misma muestra y conocemos que

$F_d < 1/2 f_r$
 F_d = frecuencia o desviación Doppler; f_r = frecuencia de repetición.

Es posible seleccionar la señal con la frecuencia más baja y obtenerla separada. Pero si la F_d es mayor de la mitad de la frecuencia de repetición se produce sobresaturación de la señal y determina la ambigüedad de ésta.

Para evitar ambigüedad, se debe muestrear la señal de regreso después que el siguiente pulso es transmitido. Para medir a una mayor profundidad se debe disminuir la máxima frecuencia Doppler que puede ser detectada.

En modo OP se utiliza un transductor único que emite ultrasonido de una manera periódica y actúa como receptor de ultrasonidos durante los tiempos de no emisión. Teniendo presente que la velocidad del sonido en el cuerpo es de 1540 m/s, este sistema permitirá, variando el tiempo de emisión-recepción, muestrear a una profundidad determinada. Por tanto, es un método selectivo en profundidad, mediante el cual analizamos las características del flujo sanguíneo en un pequeño volumen

muestra, situado en el nivel deseado del corazón, siendo esta la gran ventaja del Doppler pulsado sobre el continuo.

El principal inconveniente del Doppler pulsado es la imposibilidad de detectar altas velocidades de flujo. Efectivamente, la frecuencia de repetición de impulsos (frp) que hay que utilizar para alcanzar una determinada distancia (d) será:

$$frp = \frac{Vs}{2d}$$

Vs = velocidad del ultrasonido; $2d$ = distancia recorrida por el ultrasonido hasta alcanzar el nivel deseado y volver al receptor.

Según el teorema de Shannon, la máxima frecuencia detectable en un muestreo es:

$$f_m = \frac{frp}{2}$$

f_m = frecuencia máxima; frp = frecuencia de repetición de pulsos.

Sustituyendo, se deduce que

$$f_m = \frac{Vs}{4d}$$

Si se sustituye esta expresión en la ecuación Doppler de velocidad, la máxima velocidad detectable será:

$$V_{m\acute{a}x} = \frac{Vs}{FE \cdot d \cdot B}$$

$V_{m\acute{a}x}$ = velocidad máxima detectable; Vs = velocidad del sonido; FE = frecuencia de emisión; d = distancia recorrida por el ultrasonido hasta alcanzar el nivel deseado.

Así por ejemplo a una profundidad de 10 cm (d) utilizando un transductor de 3 MHz (FE) y conociendo que la Vs es de 1540 m/s, la máxima velocidad ($V_{m\acute{a}x}$) detectada será de 1 m/s. La seguridad en la medición de la velocidad de flujo va a depender de la frecuencia de emisión de los impulsos, de la frecuencia de repe-

tición de los pulsos y del ángulo que forman el haz de sonido y la dirección del flujo.

La resolución, es reducida cuando la frecuencia ultrasónica es menor. Para propósitos prácticos, se ha escogido $FE=2\text{MHz}$ en el instrumento. Dos frecuencias de repetición de pulso son usadas. En los equipos existen 2 frecuencias de repetición de pulso: una que da una profundidad máxima de 8 cm y otra que da una profundidad de 12 cm.

En la frecuencia de repetición alta se pueden medir velocidades hasta de 1.7 m/s entre 2 y 8 cm en profundidad y 1.1 m/s entre 8 y 12 cm de profundidad. Cuando se presentan velocidades por encima de estos límites, el instrumento debe ser cambiado por modo OC, en el que la variante de resolución está perdido, pero en el cual no existe límite en la velocidad máxima y puede ser medida ésta. Frecuentemente tales velocidades altas son encontradas solamente en regiones localizadas, así que la variante de resolución no es necesaria para cuantificar las velocidades altas. La localización del flujo alterado puede hacerse con el modo OP. Es por lo tanto práctico tener un instrumento combinado para poder cambiar entre los modos OC y OP.

El límite en la velocidad máxima medible es debido al teorema de muestreo. Para evitar la ambigüedad se debe tener sólo un pulso viajando en el corazón al mismo tiempo.

Si se aumenta la frp, se pueden medir desviaciones Doppler altas, de tal forma que ocurran algunos pulsos al mismo tiempo, existirá un problema de ambigüedad de rango. En tal caso, ecos simultáneos tanto del ventrículo izquierdo como de la aurícula

izquierda pueden causar confusión. En individuos normales como en aquellos con estenosis mitral, las velocidades en el ventrículo izquierdo son más altas que en la aurícula izquierda.

Con estenosis y regurgitación mitral combinadas, las velocidades en el ventrículo izquierdo son altas hacia el transductor en la diástole y velocidades altas en la aurícula izquierda se alejan del transductor en sístole. Por lo tanto la ambigüedad de variante en este caso es resuelta.

Una situación que causa problema es la obstrucción dinámica del ventrículo izquierdo con regurgitación mitral, que demuestra velocidades altas distantes del transductor en la sístole, tanto en el ventrículo como en la aurícula izquierda. Debido a que la velocidad del flujo regurgitante usualmente es la más alta, la velocidad ventricular puede ser enmascarada por la velocidad intraatrial.

De la discusión anterior se puede ver que es posible medir velocidades más altas en el modo continuo. El OC puede entenderse como el límite de incremento en la frecuencia de repetición de pulso hasta el infinito.

El rastreo con Doppler pulsado de una zona de flujo de alta velocidad, que supera la frecuencia máxima detectable o frecuencia Nyquist, se produce un fenómeno de estroboscopia, por la incapacidad de extraer los datos en el orden que ocurren originariamente. En el registro este hecho se manifiesta como el fenómeno de "aliasing" o saturación de la señal Doppler, en el que es imposible registrar la dirección real del flujo sanguíneo y que erróneamente puede ser interpretado como un flujo bidireccional. El fenómeno de ambigüedad o aliasing, se define como la

representación ambigua de las velocidades que exceden la capacidad de medición del sistema Doppler OP. La velocidad límite a la cual se presenta es dependiente de la frecuencia de repetición (fr).

Las velocidades altas que se pueden encontrar en las obstrucciones valvulares (hasta 6 m/s), corresponden a una limitación del sistema OP para la determinación de la velocidad máxima en estos casos.

a) Relación entre el Perfil de velocidad y el Espectro de la Señal.

Ya se discutió la relación entre la desviación Doppler y la velocidad de un dispersor. Usar la ecuación para un dispersor único es aceptado. Obtenemos la velocidad de la desviación Doppler en frecuencia como

$$V = \frac{V_s \cdot fc}{2FE \cos\theta}$$

V = velocidad de desviación Doppler; V_s = velocidad del sonido; FE = frecuencia de emisión; fc = frecuencia de cruce de línea de base o cero.

Determinar la velocidad es por lo tanto lo mismo que determinar la desviación Doppler, la frecuencia Doppler puede ser considerada como sinónimo de velocidad. La señal Doppler de la sangre es la suma de una gran cantidad de dispersores con velocidades diferentes, que son los glóbulos rojos. Para esta señal compuesta, hay que precisar lo que se debe entender como frecuencia. Para una oscilación sinusoidal simple, se define la frecuencia por el número de cruces del cero en la unidad de tiempo. Para la señal compuesta, la frecuencia de distribución representada por la ecuación de Fourier, es la definición

apropiada de la frecuencia. Usando el análisis de frecuencia de Fourier (análisis espectral) se obtiene una aproximación randomizada de la distribución de la velocidad en la región de observación (volumen muestra).

La distribución de las velocidades representa la cantidad de sangre que fluye con una cierta velocidad. Esta distribución no es lo mismo que el perfil de velocidad, que equivale a la velocidad como una función de las coordenadas espaciales. Un perfil de velocidad parabólica da una distribución de velocidad rectangular, como se demuestra en la fig 9a. Un perfil romo, corresponde a un incremento en la cantidad de sangre fluyendo a velocidades altas, como se ilustra en la fig 9e. Lo que se observa es la distribución de la velocidad en el volumen muestra y en la gran mayoría de los casos éste no cubre la arteria completamente. Por lo que la distribución observada del flujo difiere de la distribución a través de toda la arteria, dependiendo de la colocación de la muestra.

Quando se observa la señal, no sabemos dónde pasa o cual es la región de observación. Para obtener el perfil de velocidad, se mueve el volumen muestra sobre la sección transversa del vaso y se traza la velocidad como una función de las coordenadas espaciales. Existen 2 razones para esta situación: Primera, cada dispersor es observado por un tiempo finito cuando éste pasa a través de la región de observación; esta situación introduce inexactitud en la determinación de la frecuencia Doppler que es comúnmente referida como el efecto transitorio del tiempo. Segundo, la velocidad es pulsátil, lo que significa que para cada estimación espectral se debe usar una parte breve de la señal

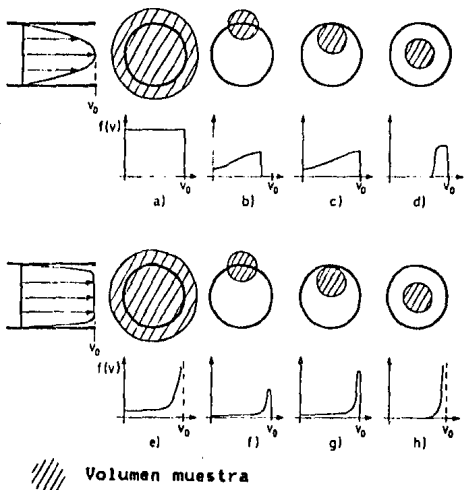


Figura # 9. Ilustración esquemática de cómo la distribución de la velocidad observada depende del perfil de velocidad y de la localización del volumen muestra.

(menor de 10 msec) de tal forma que la velocidad puede ser considerada esencialmente constante para este periodo. Estos requerimientos introducen inexactitud en la amplitud de cada componente de frecuencia en la estimación espectral. La única manera de mejorar es expandir la longitud de la muestra; pero esta expansión es limitada por la frecuencia a la cual la velocidad cambia.

La señal de un dispersor simple es una explosión de oscilaciones. A medida que el dispersor se mueve hacia la región de observación, aparece la señal y desaparece otra vez cuando se aleja de esta región, luego la longitud del tiempo de emisión (t_e) es igual al tiempo de tránsito del dispersor a través de la región de observación. La emisión es una oscilación armónica y podemos definir una frecuencia interna de acuerdo con la periodicidad de emisión dentro de él, a lo que se denomina frecuencia de cruzamiento de la línea cero, f_c , debido a que es igual al número de cruces de una polaridad por unidad de tiempo. Es igual a lo que anteriormente se denominó frecuencia Doppler. Para un dispersor único, se puede determinar la velocidad únicamente de P_d , asumiendo que θ es conocido.

Algunos investigadores han calculado la frecuencia de cruce de cero para cada par de cruces de la línea de base en estudio adyacentes. Este cálculo da una distribución de frecuencias, comúnmente denominados histogramas de intervalo en tiempo (HIT). La forma detallada de la distribución de la velocidad y también de la velocidad máxima, no puede ser obtenida del HIT. La relación entre el HIT y la distribución de la velocidad es

compleja, pero podemos usarla para obtener la velocidad media y estimar la distribución de la velocidad. El HIT es también llamado frecuencia de distribución instantánea debido a que la frecuencia de cruce de cero para cada par de cruces puede ser vista como una frecuencia de tiempo instantáneo variable .

Para la señal Doppler compuesta, el análisis de Fourier acumula toda la información existente, la frecuencia de cruce de cero es menos útil. La transformada de Fourier de la señal compuesta es la suma de la distribución de frecuencias de los dispersores individuales. Es difícil diferenciar entre la amplitud del espectro causado por una distribución real de velocidades y el ensanchamiento causado por la distribución de la frecuencia Fourier del dispersor simple. Aunque para un dispersor se puede determinar la velocidad exactamente, al agregar algunos dispersores Juntos se introduce incertidumbre fundamentalmente para poder determinar la velocidad de la señal compuesta. La anchura del área es inversamente proporcional al tiempo de tránsito del dispersor, referido como el efecto del tiempo de tránsito.

El espectro de fuerza es muy bien definido para velocidades que no cambian con el tiempo. Para obtener una estimación exacta de este espectro, se debe usar la señal para tiempo infinito. La razón es la naturaleza randomizada de la señal, debido a que las muestras tienen una posición randomizada entre una y otra a medida que pasan a través de la región de observación de las señales. Para determinar el campo de velocidad estacionario, se puede dar una relación definida entre la distribución de la velocidad y la señal de la fuerza del espectro.

El tiempo de tránsito, produce un límite de resolución de frecuencia fundamental en la señal misma.

El tiempo de tránsito de un dispersor es dado por

$$T_t = L/V_d$$

T_t = tiempo de tránsito; L = longitud de tránsito del dispersor a través de la región de observación; V_d = velocidad de dispersión.

Pueden ocurrir variaciones en el T_t , así como en su ensanchamiento ya sea por un cambio en la longitud L del área de observación o de un cambio en la velocidad. Estas variaciones afectan la duración del tiempo de tránsito en diferentes formas. Si la velocidad cambia, la frecuencia Doppler cambia en proporción, por lo tanto el número de oscilaciones en el dispersor de emisión se mantiene constante. El incremento del tiempo de tránsito es proporcional a la desviación Doppler o en otras palabras el ensanchamiento relativo es constante.

$$\frac{\Delta E_t}{F_d} = \frac{T_c}{T_t} = \frac{1}{n_o}$$

ΔE_t = integral del ensanchamiento del tiempo de tránsito; F_d = frecuencia Doppler; T_c = intervalo de cruce 0 a una misma polaridad; T_t = tiempo de tránsito; n_o = número de oscilaciones en la emisión recibida.

Si el tamaño de nuestra área de observación, y la longitud de tránsito L cambian, el número de oscilaciones en la emisión recibida cambia y por ende el tiempo de tránsito relativo es incierto. Cuando T_t aumenta hacia el infinito, la distribución de la frecuencia Fourier termina en un pico a nivel de la frecuencia de cruce de la línea 0. Aumentando la longitud de tránsito se reduce la inexactitud del tiempo.

Para el Doppler OC no ocurren variaciones de resolución a través del haz, y la longitud de tránsito es determinada por el

dispersor que atraviesa el haz. Si el haz tiene un ángulo pequeño, en la dirección de la velocidad, la longitud de tránsito puede ser mayor y la emisión recibida de un dispersor puede contener mas de 20 oscilaciones. Esta situación da un ensanchamiento de tiempo de tránsito relativo por debajo de 5% .

Para el Doppler OP, la longitud del pulso transmitido limita la resolución a lo largo del haz. Si el dispersor se mueve paralelo al eje del haz, la longitud de tránsito será determinada por la resolución longitudinal, y el número de oscilaciones en la emisión recibida es igual al número de oscilaciones en la emisión transmitida. Con 3 oscilaciones en la emisión transmitida se produce una prolongación del tiempo de tránsito de 33%, que es grande. Para mediciones de alta resolución espacial con Doppler OP, el efecto de tiempo de tránsito causa ensanchamiento espectral. Se reduce la variación del volumen muestra para cubrir dispersores con una distribución de velocidad muy similar y producir una distribución de frecuencia estrecha propia al efecto del tiempo de tránsito. Si el tamaño de la muestra es aumentada para reducir la incertidumbre del tiempo de tránsito, puede causarse ensanchamiento espectral por una distribución mas versátil de la velocidad laminar dentro de la muestra mayor . Usando 14 oscilaciones en el pulso transmitido se reduce la incertidumbre del tiempo de tránsito a 7%, un número tolerable. En 2 MHz este procedimiento da una resolución longitudinal de 7 mm, si se utiliza un filtro en el receptor.

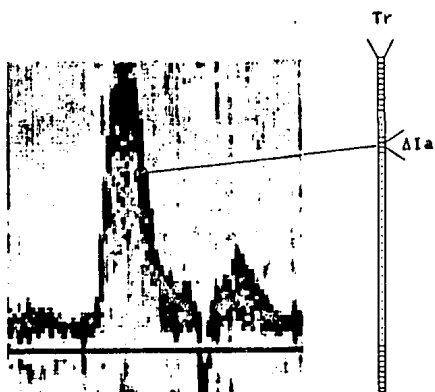
La desviación Doppler está dentro de la banda audible, y se puede escuchar la señal. Diferentes distribuciones de velocidades dan características diferentes al sonido. Este fenómeno es simi-

lar a la capacidad de distinguir diferentes instrumentos en una orquesta. El tiempo que tarda la onda de voltaje a la bocina o los surcos en el disco, son similares a la señal Doppler compuesta. El agregar más instrumentos, hace la forma de las ondas más complicadas, sin características claras que nos ayuden a distinguirlas. El oído hace un análisis espectral en la señal, por lo que podemos reconocer los instrumentos. Cuando la velocidad aumenta, la intensidad de la señal también lo hace. El espectro amplio produce un sonido rudo, y el espectro de la banda angosta produce un silbido, sonido musical. Tal es el caso para las señales de distribución de velocidad angosta, donde el volumen muestra cubre parte de la arteria.

b) Campos de Velocidad Tiempo-Variable

Debido a que la velocidad varía con el tiempo, la estimación espectral es variable, como se pueda demostrar en una gráfica tridimensional de la estimación espectral en función de tiempo. Quizás una forma más ilustrativa de ver la estimación es con las gráficas de escala de gris. Fig. 10. El tiempo está a lo largo del eje horizontal, mientras que la frecuencia lo está en el vertical. La gráfica en escala de gris indica la amplitud de la estimación espectral. Hay que hacer notar que la amplitud espectral es obtenida al azar debido a la limitada recolección de la información del tiempo, como se describió previamente. La distribución de velocidad por sí misma tiene una forma regular y no seleccionada.

La mayoría de los espectros tienen 64 componentes de frecuencia convertidos a 128 componentes en el formato.



Componentes de frecuencia
del analizador

Figura # 10. Muestra de la escala de gris de la estimación espectral.

Cuando el haz está a un ángulo normal del flujo observamos cantidades iguales de desviación Doppler positiva y negativa debido al flujo absoluto a lo largo del haz. Este fenómeno ha sido confundido en algunas ocasiones con la frecuencia de ambigüedad para la medición del Doppler pulsado. En este caso, una velocidad laminar rápida en una dirección determinada puede ser distorsionada a cantidades iguales de desviación Doppler en ambos sentidos. Se debe ser cuidadoso cuando este efecto se observa y debe cambiar entre los modos OC y OP.

Si el volumen muestra es grande, puede ser difícil diferenciar entre la ampliación espectral causada por la turbulencia y aquella causada por una distribución de velocidad laminar amplia. Esta diferenciación se puede hacer al reducir el tamaño del volumen muestra, pero si este último es muy pequeño, el efecto del tiempo de tránsito causa una ampliación adicional.

En turbulencia importante, la velocidad de un dispersor simple puede cambiar tanto en magnitud como en dirección al pasar a través de la región de observación. En tal caso se presenta una frecuencia de cruce de línea cero variable dentro de la misma emisión del dispersor. Esto causa ampliación adicional de la transformada de Fourier. En turbulencia intensa, la velocidad puede cambiar bruscamente en un mseg, pero la longitud de los datos usados para análisis es proporcional a 10 mseg. Esta variación rápida no puede ser resuelta y aparece como ampliación del

espectro.

MÉTODOS DE ANÁLISIS ESPECTRAL

Para la computación electrónica del espectro, se han usado algunos métodos. El método conceptual más simple es un banco de filtros pasabanda. La salida de los filtros da un contenido espectral de la señal en una banda de frecuencias limitada por los filtros que pueden ser para frecuencias altas, bajas o intermedias. Con los avances modernos en la electrónica, métodos basados en la Transformada de Fourier Fija (TFP) han llegado a tener mayor predominio. La TFP es una fórmula para calcular componentes de frecuencia fijas a partir de las muestras de la señal. El efecto absoluto es el mismo que el de los pasabanda.

Los 2 métodos equivalentes de implementación electrónica de la TFP son la Transformada de Fourier Rápida (TFR) y la Transformada Chirp-z. La TFR usa técnica digital, mientras que la Chirp-z usa dispositivos de cubos de brigada analógicos. Los resultados son equivalentes, pero es más fácil obtener una velocidad computable rápida con la transformada de Chirp-z que con la TFR y la implementación es más simple. Es más sencillo obtener un campo dinámico grande con la Transformada de Chirp-z, que es equivalente a 10 fracciones de TFR.

Con una resolución espacial de 7 mm para un Doppler pulsado de 2 MHz, la variación del tiempo de tránsito es aproximadamente de 7%. Para una desviación Doppler por encima de 3500 Hz (1.37m/s), se obtiene

$$Bt > 250 \text{ Hz}$$

Para el banco de filtros pasabanda, la inexactitud analizada integrada la corresponde a la amplitud de banda de cada filtro.

Luego la frecuencia de resolución es limitada por el tiempo de tránsito cuando $f_d > 3500$ Hz. Por debajo de esta frecuencia, la resolución es determinada por el tiempo de análisis. Si este tiempo es constante, la resolución absoluta también lo es y la resolución relativa llega a ser inversamente proporcional a la velocidad.

El periodo estacionario de la velocidad, es alrededor de 10 ms. En este periodo se pueden hacer algunas estimaciones espectrales excepto la de la resolución y promediarlas para reducir la varianza de la amplitud espectral. Se pueden aún usar segmentos de datos sobrepuestos, como los 4 intervalos: 0,4; 2,6; 4,8; y 6,10 ms. Esto da 4 estimaciones espectrales cuyo promedio de datos sería de $T_r = 4$ ms y un análisis de resolución $\Delta f_a = 250$ Hz. El promedio da una estimación de varianza reducida. Se puede cambiar el análisis de resolución por la varianza espectral de acuerdo a la relación

$$v_r \cdot \Delta f_a^2 \cdot P_{ev} = 1$$

v_r = varianza relativa; P_{ev} = periodo estacionario de la velocidad; Δf_a = inexactitud analizada integrada .

o

$$v_r = \frac{2 T_r}{P_{ev}^2}$$

donde v_r es el cambio relativo de la amplitud de la estimación espectral para cada componente de frecuencia. P_{ev} es la longitud completa de los datos usados, que es igual al tiempo en el que podemos considerar que la velocidad es estacionaria, y $\Delta f_a = 1/T_r$ que es la frecuencia de resolución en cada estimación espectral individual.

Un buen analizador espectral debe por lo tanto tener la capa-

idad de variar la T_a para igualar la resolución del tiempo de tránsito de las velocidades. Es posible promediar algunas estimaciones espectrales para reducir la variación de la amplitud de cada componente de frecuencia. Para un Doppler pulsado con repetición de pulso de 10 kHz, una resolución de frecuencia de $\Delta f_a = 250$ Hz produce sólo 40 componentes de frecuencia independientes. El campo de frecuencia máxima para Doppler DC en aplicación cardiaca es de 20 kHz. Este amplio campo produce 80 componentes de frecuencia independientes con la misma resolución, y este es usado para medir altas desviaciones Doppler en las que la resolución del tiempo de tránsito es considerablemente mayor a 250 Hz, o hasta de 500 Hz y con este último valor sólo se obtienen 40 componentes de frecuencia independientes. Un analizador espectral con 64 componentes de frecuencia es por lo tanto más que adecuado para el análisis de la señal Doppler en el diagnóstico cardiaco.

La Transformada de Fourier de la emisión del dispersor simple tiene un área central y una lateral con aproximadamente una décima de variación de la amplitud del haz central. Estas áreas laterales condicionan un problema para detectar una señal de frecuencia débil cercana a una señal intensa. El haz central de la señal débil puede ser enmascarado en los haces laterales de la señal intensa. Por ejemplo, hay que considerar que los ecos de las válvulas son mucho más intensos que la señal de la sangre. Los haces laterales de la señal de las válvulas pueden de ese modo contaminar la señal de la sangre en el espectro. La señal Doppler de las paredes en movimiento puede también causar problemas, si el filtro pasaalto no es colocado suficientemente por

arriba.

Los haces laterales pueden ser reducidos por varias técnicas de ventana. Usando una ventana Hamming, es posible reducir el nivel lateral del haz a 1% (40 dB) de la amplitud del principal. Algunos analizadores de espectro tienen control de ganancia automática (CGA) para reducir este efecto. Cuando aparece una señal intensa, la ganancia se reduce para evitar la aparición de los haces laterales. Esta reducción en ganancia, también causa una caída de la señal de la sangre. Si la ganancia no se reduce, los haces laterales aparecerán como líneas verticales en el espectro y darán una falsa indicación de frecuencias presentes.

FORMAS SIMPLIFICADAS DE ANALISIS ESPECTRAL

El análisis espectral completo de la señal Doppler da integralmente toda la información de dicha señal, pero el equipo para formato de escala gris y copia dura del espectro es todavía caro. Por lo tanto se han diseñado algunos métodos simplificados de análisis espectral.

El histograma de intervalo en tiempo (HIT) tiene un diagrama dispersor de la frecuencia de la señal cruce-cero como función de tiempo. Esto se ha denominado distribución de frecuencia instantánea. El extremo de la distribución es centrado a la frecuencia media espectral y se obtiene la anchura espectral, pero la forma detallada del espectro no puede ser obtenida.

La velocidad máxima de un Jet de flujo es de especial importancia clínica debido a que se pueden calcular gradientes de presión a partir de él. Este cálculo puede ser hecho del espectro completo. Debido al ensanchamiento del tiempo de tránsito del espectro, la velocidad máxima es actualmente representada por

componentes de frecuencia debajo de la frecuencia máxima vista en el espectro. Con un ensanchamiento relativo del tiempo de tránsito de ∞ , se debe usar la frecuencia correspondiente a la mitad ($1-\infty/2$) de la frecuencia máxima para determinar la velocidad máxima. Se divide entre 2 porque el ensanchamiento del tiempo de tránsito es simétrico alrededor de la frecuencia de cruce-cero (f_c). Con un ensanchamiento del tiempo de tránsito relativo $\infty=7\%$, la velocidad máxima es determinada en el 97.5% de la frecuencia máxima presente en la estimación del espectro de poder de Fourier.

Para análisis simplificado, un número de estimaciones de frecuencia simple con velocidades de tiempo variable como análogos ha sido desarrollado. Estas estimaciones pueden ser registradas en señales como las electrocardiográficas, encontradas en la mayoría de laboratorios. Las estimaciones pueden ser de frecuencia máxima, frecuencia media y de la raíz cuadrada de la frecuencia media (cruce de cero) del espectro, la cual cae entre las 2 anteriores. El trazo de frecuencia máxima que corresponde a la desviación Doppler de la velocidad máxima, está debajo de la frecuencia máxima de la estimación espectral de Fourier. Los trazos de frecuencia máxima y media juntos dan una indicación de la anchura espectral. En la parte izquierda de la fig 11 se tiene un espectro de banda angosta y el trazo de frecuencia media está muy cercano al de frecuencia máxima. En la parte media de la figura, la frecuencia media es sólo la mitad de la máxima; esto indica un espectro más ancho. En la parte derecha, se muestra un espectro con frecuencia Doppler negativa. La estimación de la

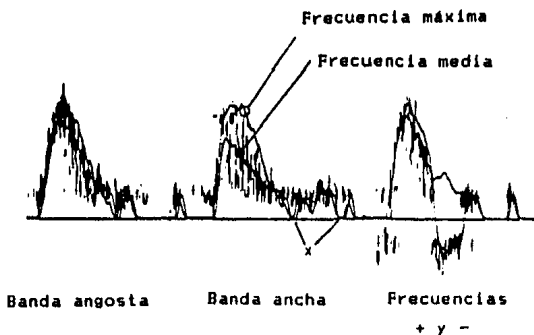


Figura # 11. Frecuencias máxima y media para espectros diferentes. El panel de la derecha ilustra que el estimador de la frecuencia máxima no es direccional, mientras que el de la media sí muestra dirección de flujo.

frecuencia máxima no es directa, por lo tanto se muestran frecuencias negativas con un trazo positivo. La estimación de frecuencia media es directa y muestra la señal de desviación Doppler.

A. Estimación de la Frecuencia Máxima (fm)

Un problema para estimar la frecuencia máxima es la pérdida aguda de definición. El espectro desaparece lentamente debido a los efectos del tiempo de tránsito y la incertidumbre en la estimación espectral y además la señal contiene ruido. La frecuencia máxima verdadera en la señal es determinada por lo tanto por el ruido.

Para mayor definición de la frecuencia máxima, se han usado 2 ventanas de frecuencia. La posición relativa entre las ventanas es fija, pero pueden moverse Juntas a lo largo del eje de frecuencia. La fuerza en las 2 ventanas es igualada por lo que

$$P_2/P_1 = \epsilon$$

donde ϵ es un número pequeño. La ecuación puede ser satisfecha solo cuando el desnivel inferior de F2 se localiza en la porción de caída del espectro. Si P_2/P_1 es menor que ϵ , la posición de las ventanas se mueve a la derecha. Una porción del espectro puede ser rastreada, la capacidad del estimador de rastrear un borde del espectro depende tanto de la inclinación del corte y su amplitud por encima del ruido. Cuando la velocidad se incrementa en el Jet de una estenosis valvular, la intensidad espectral de las velocidades altas disminuye. Puede ser difícil rastrear la frecuencia máxima de tal espectro. Para resultados óptimos, el nivel de señal debe ser ajustada antes de entrar el estimador, así el estimador apenas rastrea la señal de frecuencia máxima.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

para evitar la posibilidad de salir del estimador en el ruido. Se debe iniciar con un valor bajo de sensibilidad y luego incrementar. Si la ganancia es ajustada muy alta, el ruido empieza a influir en la medición. Si la sensibilidad es muy baja, se tendrá caída del estimador cuando el nivel de la señal sea bajo. Para estar seguros que el estimador está produciendo resultados correctos, se puede checar que la salida del estimador sea independiente de algunos incrementos en el ajuste de la sensibilidad antes que haya ruido.

Otro método por el que se calcula la frecuencia máxima es definirla por el percentil de fuerza F_p en el espectro. Esto significa que con $\alpha\%$, cuando $\alpha=95\%$ de la fuerza total en el espectro F_p cae. Este método no produce definición de bordes, pero es menos sensible al ruido y también es más simple implementarlo en una microprocesadora.

B. Estimación de la Frecuencia Media

La frecuencia media del espectro es el promedio del porcentaje de la desviación Doppler para cada instante de tiempo. Esta frecuencia por lo tanto puede variar con el tiempo. La desviación Doppler media es importante porque será proporcional a la velocidad promedio en el espacio, si la arteria tiene respuesta sonora uniforme. Existen algunas dificultades: la desviación Doppler es proporcional a la media de la distribución de la velocidad en la región observada, y es causada por la variación en la intensidad del campo del transductor. Si el haz es tan ancho que produce respuesta sonora uniforme de la arteria, esta desviación Doppler media será proporcional a la velocidad prome-

dio de espacio en la arteria. El control es difícil, independientemente si se tiene respuesta sonora uniforme o no. Para remover señales de tejidos, se usa un filtro pasaalto. Este también remueve la señal de sangre que viaja lentamente. Este proceso lleva a una sobreestimación de la velocidad media. El grado de sobrevaloración depende de la cantidad relativa de sangre que viaje lentamente.

SIGNIFICADO CLINICO DE LA FRECUENCIA AMBIGUA EN EL MODO OP

En una sección previa, se discutieron las limitaciones en la velocidad máxima medible en el modo OP. Aquí se analizará en más detalle.

LIMITE NYQUIST

El límite Nyquist es un fenómeno de muestreo que limita las mediciones de la desviación de la frecuencia máxima a la mitad de la frecuencia de muestreo (frp).

Por su naturaleza, un sistema de Doppler de onda pulsada es un sistema de muestreo mientras que el Doppler de onda continua no lo es. El límite Nyquist es la frecuencia máxima teórica que puede medirse con exactitud.

$$\text{FRECUENCIA DE MUESTREO} \times \frac{\text{NUMERO DE PULSOS POR SEGUNDO}}{2} = \text{LIMITE NYQUIST}$$

Las velocidades altas requieren una Frecuencia de Repetición de Pulsos proporcionalmente más alta para su medición. Ya que la frp disminuye a medida que aumenta la profundidad del volumen muestra, el límite Nyquist disminuye a medida que el volumen muestra es colocado a mayor profundidad y por lo tanto, también la máxima velocidad medible.

Si se toma como ejemplo el utilizar un transductor de 2.5 MHz y

se coloca el volumen muestra a 4 cm de profundidad, la velocidad máxima no ambigua para un aparato podrá ser de 382 cm/seg, tomando en cuenta que se colocó la escala en el formato del espectro con la línea cero en el extremo de la pantalla.

Si el volumen muestra es colocado a mayor profundidad, la Frecuencia de Repetición de Pulsos disminuye, reduciendo el límite Nyquist. Es decir si se está a 12 cm la velocidad podrá ser de 168 cm/seg.

LA SELECCION DE TRANSDUCTORES DE FRECUENCIA BAJA

Aumentan la capacidad de medición de la velocidad a cualquier profundidad.

Para medir la misma desviación de frecuencia con un transductor de 5 MHz y uno de 2.5 MHz, con el volumen muestra a la misma profundidad para ambas mediciones, el aparato tendrá que muestrear al doble de velocidad a 5 MHz a como lo haría si estuviera transmitiendo a 2.5 MHz. Ya que la Frecuencia de Repetición de Pulsos es dependiente de la profundidad del volumen muestra, no es posible aumentar la frecuencia de muestreo. Por lo que con la misma frp, la velocidad a la que puede medirse con exactitud usando un transductor de 5 MHz, es la mitad de la que podría medirse usando un transductor de 2.5 MHz. Así por ejemplo usando una profundidad de 4 cm del volumen muestra con un transductor de 2.5 MHz tendremos una velocidad de 382 cm/seg mientras que con el de 5 MHz será de 191 cm/seg.

La siguiente tabla ilustra la relación entre la frecuencia del transductor, profundidad de la muestra y la medición de la velocidad.

Tabla II

Velocidad Doppler Máxima* (cm/seg)

Profundidad (cm)	Frecuencia del Transductor		
	2.5 MHz	3.5 MHz	5 MHz
4	382	273	191
8	231	165	116
12	166	119	83
16	129	92	65

*Valores para un aparato HP 77020 de Sistema de Imagen Doppler utilizando la desviación de la línea cero.

AMBIGUEDAD (ALIASING)

Es un formato ambiguo de velocidades que han excedido el límite Nyquist, Las velocidades hacia delante pueden ser vistas por debajo de la línea cero o viceversa.

El concepto de ambigüedad puede ser ilustrado por el movimiento de la rueda de una carreta cuando ésta es captada en una película. Figura 12. La película registra el movimiento de la rueda de carreta a una velocidad de muestreo de 16 cuadros por segundo. Si la velocidad de rotación de la rueda es menor de la mitad de la velocidad de los cuadros (debajo del límite Nyquist), la dirección y la velocidad de rotación de la rueda serán registradas exactamente. Si la velocidad de la carreta aumenta, las ruedas rotarán más rápido. Al límite de muestreo Nyquist, la dirección de la rotación de la rueda es ambigua, y al aumentar la velocidad de rotación, la rueda parecerá estarse moviendo en dirección opuesta a una velocidad que no refleja exactamente la velocidad verdadera de rotación.

Escena # 1. (Fig. 13) La carreta se mueve a una velocidad en

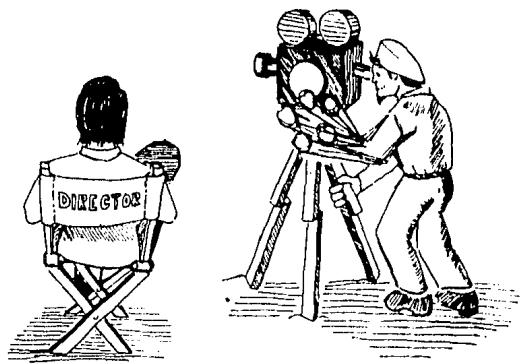
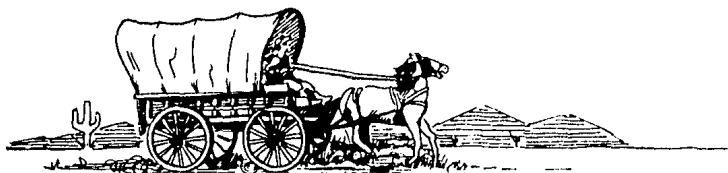


Figura # 12. El concepto de ambigüedad se ilustra en el movimiento de las ruedas de una carreta cuando son tomadas en una película.

Figura # 13

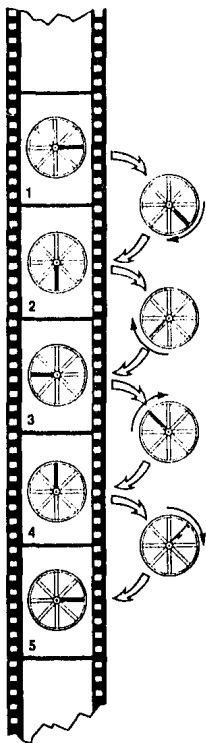


Figura # 14

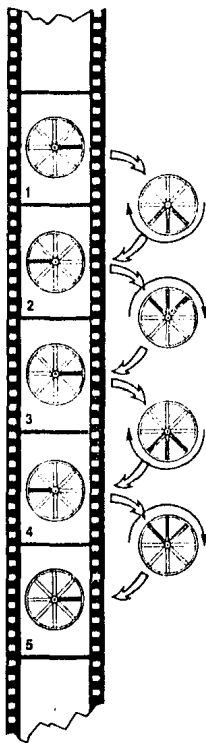


Figura # 13. La dirección y la velocidad serán registradas con exactitud debido a que la velocidad de revolución está debajo del límite Nyquist.

Figura # 14. En el límite Nyquist, el muestreo ocurre 2 veces por revolución... la dirección no es discernible.

la que la velocidad de la rotación de la rueda está por debajo del límite Nyquist.

Velocidad de muestreo: 16 cuadros por segundo

Velocidad de revolución de la rueda: 4/segundo

Dirección registrada: a favor de las manecillas del reloj

Velocidad de revolución registrada: 8/seg

La dirección y la velocidad de rotación de la rueda será registrada exactamente debido a que la velocidad de revolución está por debajo del límite Nyquist.

Escena # 2. (Fig. 14) Muestreando a un límite Nyquist la dirección de la rotación de la rueda ya no es discernible.

Velocidad de muestreo: 16 cuadro/seg

Velocidad de revolución de la rueda: 8/seg

La velocidad es percibida pero la dirección no es discernible.

En el límite Nyquist, el muestreo ocurre 2 veces por revolución, pero la dirección no es discernible.

Escena #3. (Fig. 15) La carreta está viajando a una velocidad tal que la velocidad de rotación de la rueda iguala a la de los cuadros.

Velocidad de muestreo: 16 cuadros/seg

Velocidad de revolución de la rueda: 16/seg

No se percibe velocidad o dirección.

Cuando la velocidad de rotación iguala a la de muestreo, la película captará el movimiento de la rueda en el mismo punto en cada ciclo. No se puede discernir dirección o velocidad.

Escena # 4. (Fig. 16) La velocidad de la rotación de la rueda excede la de muestreo.

Velocidad de muestreo: 16 cuadros/seg

Figura # 15

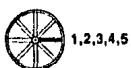
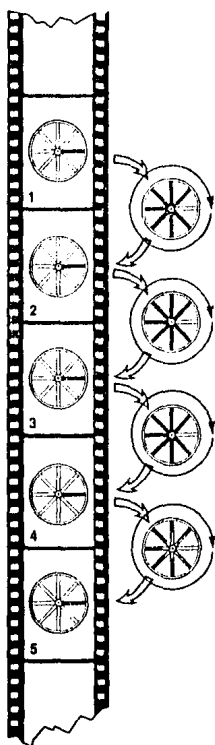


Figura # 16

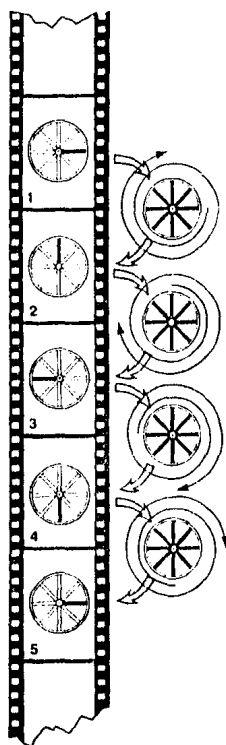


Figura # 15. Cuando la velocidad de rotación iguala a la del muestreo, la película capturará el movimiento de la rueda en el mismo punto de cada ciclo. No se puede discernir dirección o velocidad.

Figura # 16. Cuando la carreta se mueve aún más rápido, la película capturará el movimiento de la rueda una vez cada $1 \frac{3}{4}$ de revolución. La rueda parecerá que gira contra las manecillas del reloj a una velocidad inexacta.

Velocidad de revolución de la rueda: 28/seg

Dirección registrada: contra las manecillas del reloj.

Velocidad de revolución registrada: $3 \frac{3}{4}$ por segundo.

Cuando la carreta se mueve más rápido, la película captará el movimiento de la rueda sólo cada $1 \frac{3}{4}$ de revolución.

La rueda parecerá como si estuviera rotando contra las manecillas del reloj a una velocidad no precisada.

Regresando a la realidad del Doppler cardíaco, se puede comparar la velocidad del flujo sanguíneo con la velocidad de rotación de la rueda y la frp con la del muestreo del film. En un flujo no ambiguo se ven con exactitud las velocidades, por ejemplo si la desviación Doppler creada por los glóbulos rojos en movimiento (velocidad) está dentro del límite de muestreo del sistema utilizando un transductor de 2.5 MHz y una profundidad de muestreo de aproximadamente 8 cm.

Cuando la velocidad del flujo sanguíneo excede el límite Nyquist, el analizador del espectro coloca algunas de las velocidades ambiguamente.

En el ejemplo en el que la rueda de la carreta estaba girando a una velocidad más rápida que la del muestreo del film, algunas de las revoluciones se perdieron y el movimiento de la rueda fue registrado inexactamente como si fuera en dirección contraria a las manecillas del reloj y a una velocidad de revolución mucho menor. Si la mitad o más de la revolución es perdida, ocurre ambigüedad. En el caso de velocidades de flujo sanguíneo altas, la frp puede no ser suficientemente alta para muestrear estas grandes frecuencias de retorno 2 veces por ciclo. El aparato

pierde algunas de las ondas desviadas y malinterpreta la frecuencia de Desviación Doppler. Si la frecuencia de retorno "percibida" es menor que la transmitida, será colocada debajo de la línea cero como una desviación Doppler negativa aunque pudiera ser una desviación Doppler de alta frecuencia positiva. Este fenómeno ocurre cada vez que las frecuencias por arriba del límite Nyquist son leídas y colocadas ambiguamente.

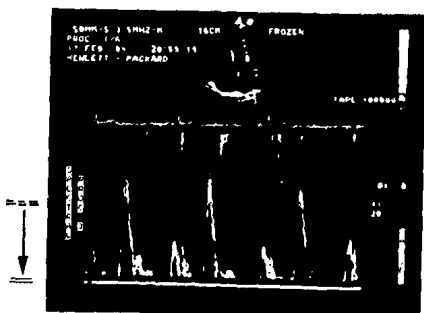
Recolocando la línea de cero, algunos grados de ambigüedad pueden estar "no envueltos". (Ejemplo Fig. 17).

A una velocidad aún más alta, el pico del espectro puede perderse por lo que puede ser muy difícil o aún imposible determinar la velocidad máxima.

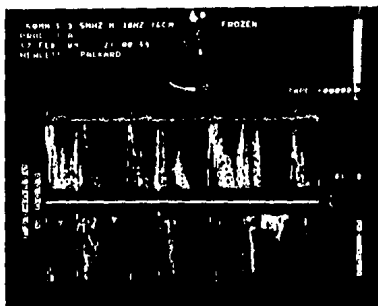
Un espectro Doppler ambiguo puede indicar la existencia de velocidades altas de flujo, pero en la mayoría de los casos no permitirá mediciones de velocidades altas de flujo sanguíneo.

En el modo pulsado, la ambigüedad será un problema menor cuando se use un transductor de frecuencia baja (ej. 2.5 MHz) o cuando el volumen muestra esté a poca profundidad (ej. 0 a 5 cm). Entonces no todas las velocidades pueden ser medidas usando la técnica de onda pulsada.

El Doppler de onda continua no tiene la limitación del muestreo del de onda pulsada, por lo que la ambigüedad no es problema. La limitante de la técnica de onda continua es que no es posible determinar la profundidad de la que provienen las distintas velocidades de flujo.



No hay ambigüedad. Todas las velocidades son registradas con exactitud.



Ambigüedad. La parte superior del espectro parece que se desliza al final del formato.

Figura # 17

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Weiss, G.: Manual de Física Biológica. Sa. ed, Editora Nacional, 1945
- 2.- Mouloupoulos, SD.: CARDIOMECHANICA. 1a. ed. Editorial Alhambra, SA, 1966
- 3.- Abel, FL, Mc Cutchcon, EP.: Cardiovascular Function. Principles and Applications. 1st ed. Little, Brown and Company, 1979
- 4.- CARDIAC DOPPLER: THE BASICS.- 1ST EDITION HEWLETT PACKARD 1984.
- 5.- Feigenbaum, H.: Echocardiography 4th Edition, Philadelphia: Lea and Febiger, 1986
- 6.- Hatle, L, Angeisen, B.: Doppler Ultrasound In Cardiology: Physical Principles And Clinical Application. 2nd ed., Philadelphia: Lea and Febiger, 1985
- 7.- Nishimura, RA, Miller, FA, Callahan, NJ, Benassi, RC, Seward, JB, Tajik, AJ.: Doppler Echocardiography: Theory, Instrumentation, Technique and Application. Mayo Clin Proc 60:321-43, 1985
- 8.- Baker, DW, Rubenstein, SA, Lorch, GS.: Pulsed Doppler Echocardiography: Principles and Applications. Am Journ of Med 63: 69-81, 1977
- 9.- Richards, KL.: Doppler Echocardiographic Diagnosis and Quantification of Valvular Heart Disease. Current Problems In Cardiology , February, 1985
- 10.- Lorch, G, Rubenstein, S, Baker, D, Dooley, T and Dodge, H.: Doppler Echocardiography. Use of a Graphical System. Circul 56:576, 1977

- 11.- García-Dorado, AD, Falzgraf, S, Almazán, A, López-Bescos, L, Delcan, JL y Menarguez, L.: Ultrasonidos Doppler: Un avance en el diagnóstico de las valvulopatías. Rev. Esp. de Cardiol 34: 497,1981
- 12.- García Fernández, MA.: Realidad del Doppler cardiaco (Ed). Rev. Esp. Cardiol. 36:161-62, 1985
- 13.- Yuste, P. y García-Fernández, MA.: Atlas de ecocardiografía bidimensional y Doppler. Ed. Norma, Madrid, 1982
- 14.- García-Fernández, MA, Moreno, M y Bañuelos, F.: Características del flujo sanguíneo. Técnicas de estudio. Examen Doppler normal. Rev. Esp. Cardiol.(monografía) 1985
- 15.- Baker, DW.: The Present Role Of Doppler Techniques In Cardiac Diagnosis. Progr in Cardiov Dis XXI: 79,1978
- 16.- Feigenbaum, H.: Increasing Importance of Doppler Echocardiography* (Ed). JACC 6:366-8, 1985
- 17.- Valdéz-Cruz, LM, Horowitz, S, Sahn, DJ, Larson, D, Oliveira Lima, C and Mesel, E.: Validation of a Doppler echocardiographic method for calculating severity of discrete stenotic obstructions in a canine preparation with a pulmonary arterial band. Circul 69: 6, 1177-81, 1984
- 18.- Grenadier, E, Oliveira Lima, C, Allen, HD, Sahn, DJ, Vargas Barrón, J, Valdéz-Cruz, LM, Goldberg, SJ.: Normal Intracardiac and Great Vessel Doppler Flow Velocities in Infants and Children. JACC 4: 343-50, 1984
- 19.- Sahn, DJ.: Resolution and Display Requirements for Ultrasound Doppler/Evaluation of the Heart in Children, Infants and the Unborn Human Fetus. JACC 5: 125-95, 1985

- 20.- Berman, W, Alverson, DC.: Assesment of Hemodynamic Function With Pulsed Doppler Ultrasound. JACC 5: 104S-12S, 1985
- 21.- Hatle, L.: Assesment of Aortic Blood Flow Velocities With Continuous Wave Doppler Ultrasound in the Neonate and Young Child. JACC 5: 113S-9S, 1985
- 22.- Miyatake, K, Okamoto, N, Kinoshita, N, Sakakibara, H and Nimura, Y.: Efficacy Of Real-Time Two-Dimensional Doppler Flow Imaging In Cardiology. Journal of Cardiography 14 (suppl. V):98-100, 1984
- 23.- Omoto, R, Yokote, Y, Takamoto, S, Kyo, S, Tamura, F, Asano, H, Namekawa, K, Kasai, Ch, Kondo, Y and Koyano, A.: Diagnostic Significance Of Real-Time Two-Dimensional Doppler Echocardiography (2-D Doppler) In Congenital Heart Diseases, Acquired Valvular Diseases, And Dissecting Aortic Aneurysms. Journal of Cardiography 14 (Suppl. V): 103-107, 1984
- 24.- Rushmer, RF.: Fisiopatologia Cardiovascular. 3a. ed. Nueva Editorial Interamericana, S.A. de C.V., 1972